

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas

Tese de Doutorado

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS, ESTRUTURAIS E MECÂNICAS
DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI *PROTAPER*

Autora: Renata de Castro Martins
Orientador: Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono
Co-Orientadora: Prof^a Maria Guiomar de Azevedo Bahia

Maio 2008

Renata de Castro Martins

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS, ESTRUTURAIS E MECÂNICAS
DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI *PROTAPER*

Tese de Doutorado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do Grau de Doutora em Engenharia Metalúrgica e de Minas.

Área de Concentração: Ciência e Engenharia de Materiais

Orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono

Co-Orientadora: Prof^a Maria Guiomar de Azevedo Bahia

Belo Horizonte
Universidade Federal de Minas Gerais
Escola de Engenharia
2008

M379c Martins, Renata de Castro
Características físicas, estruturais e mecânicas de instrumentos
endodônticos de niti protaper [manuscrito] / Renata de Castro Martins -
2008.
181 f., enc. : il.

Orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono
Co-Orientadora: Maria Guiomar de Azevedo Bahia

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.
Bibliografia: f. 149-170.

1. Ciência dos materiais – Teses 2. Ligas de níquel-titânio – Teses
3. Articulações – amplitude de movimento – Teses 4. Torção – Teses 5.
Instrumentos e aparelhos odontológicos – Teses 6. Resistência de
Materiais I. Buono, Vicente Tadeu Lopes II. Bahia, Maria Guiomar de
Azevedo III. Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.
IV. Título.

CDU: 669.01



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas

Tese intitulada "**Características físicas, estruturais e mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi ProTaper**", área de concentração: Ciência e Eng. Materiais, apresentada pela candidata **Renata de Castro Martins**, para obtenção do grau de Doutora em Engenharia Metalúrgica e de Minas, aprovada pela comissão examinadora constituída pelos seguintes membros:

Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono
Orientador - Dr. (UFMG)

Prof. Dagoberto Brandão Santos
Dr. (UFMG)

Profª Maria Guiomar de Azevedo Bahia
Drª (UFMG)

Prof. Rodinei Medeiros Gomes
Dr. (UFPB)

Prof. Edson Jorge Lima Moreira
Dr. (UNIGRANRIO)

Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono
Coordenador do Curso de Pós-Graduação em
Engenharia Metalúrgica e de Minas - CPGEM

Belo Horizonte, 14 de maio de 2008

Aos meus pais, Welles e Heloísa

AGRADECIMENTOS

Registro minha gratidão e carinho a todos que contribuíram com este trabalho e me apoiaram durante esta trajetória, em especial:

Ao Professor Vicente Tadeu Lopes Buono pela orientação sábia, amiga e paciente,

À Professora Maria Guiomar de Azevedo Bahia pelo apoio, orientação e carinho desde o início da minha caminhada,

Aos professores Dagoberto Brandão Santos, Paulo José Modenesi e Geralda Cristina Durães de Godoy pelos conhecimentos transmitidos, paciência e disponibilidade,

Às minhas irmãs, Rogéria e Carolina, pelo apoio, carinho e amizade,

A Saul Martins de Paiva, Allyson Nogueira Moreira e Cláudia Silami de Magalhães pela amizade e incentivo constantes,

A Bruno Lourenço, pela disponibilidade e paciência,

Aos colegas e amigos Ana Cristina Rodrigues Antunes de Souza, Marta Chaves Craveiro de Melo, Ana Cecília Diniz Viana e Evandro Pires Vieira pelos bons momentos de trabalho em equipe,

Aos técnicos e funcionários da EEUFMG que me ajudaram em diversas fases do trabalho: Sr. Newton Urias Pinto, Patrícia Mara Trigueiro Azevedo, Andréia Bicalho Henriques, Ilda de Souza Batista, João Alves Ribeiro, Maria Aparecida Pacheco, Nelson Antônio de Azevedo, Vicente de Paulo Carvalho Alves e Efigênia Neves de Araújo. Muito obrigada pelo carinho e acolhida!

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1 INTRODUÇÃO | 01 |
| 2 OBJETIVOS | 03 |
| 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 04 |
| 3.1 Instrumentos endodônticos de níquel-titânio | 04 |
| 3.2 Instrumentos de níquel-titânio <i>ProTaper</i> | 13 |
| 3.3 Propriedades das ligas NiTi | 19 |
| 3.4 O sistema NiTi | 28 |
| 3.5 Deformação cíclica das ligas NiTi | 35 |
| 3.6 Fadiga em ligas NiTi | 38 |
| 3.7 Fadiga em instrumentos endodônticos de NiTi | 44 |
| 3.8 Fratura por torção de instrumentos endodônticos de NiTi | 49 |
| 4 METODOLOGIA | 59 |
| 4.1 Instrumentos endodônticos analisados | 59 |
| 4.2 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos | 61 |
| 4.3 Caracterização geométrica e dimensional de canais curvos em blocos de acrílico | 65 |
| 4.4 Caracterização estrutural e física dos instrumentos | 68 |
| 4.5 Caracterização mecânica | 70 |
| 4.5.1 Ensaio de torção até a ruptura | 70 |
| 4.5.2 Ensaio de torção sob condições cíclicas | 72 |
| 4.5.3 Ensaio de dobramento | 72 |
| 4.5.4 Ensaio de fadiga | 74 |
| 4.6 Caracterização da superfície dos instrumentos ensaiados em torção | 77 |
| 4.7 Análise das superfícies de fratura | 77 |
| 4.8 Análise estatística | 78 |
| 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO | 79 |
| 5.1 Características geométrica e dimensional dos instrumentos | 79 |
| 5.2 Características geométrica e dimensional de canais curvos em blocos de acrílico | 85 |
| 5.3 Características estruturais e físicas dos instrumentos | 90 |

| | |
|---|-----|
| 5.4 Propriedades mecânicas | 97 |
| 5.4.1 Resistência em torção | 97 |
| 5.4.2 Flexibilidade | 119 |
| 5.4.3 Resistência à fadiga | 124 |
| 5.5 Análise das superfícies de fratura | 138 |
| 6 CONCLUSÕES | 147 |
| 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 149 |
| 8 ANEXOS | 171 |

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|--------------------|---|----|
| Figura 3.1 | <i>Seção</i> transversal triangular convexa encontrada em instrumentos <i>ProTaper</i> SX, S1, S2, F1, F2 | 13 |
| Figura 3.2 | <i>Seção</i> transversal em U de um instrumento <i>ProTaper</i> F3 | 14 |
| Figura 3.3 | Lâmina de corte de um instrumento <i>ProTaper</i> sem plano radial | 15 |
| Figura 3.4 | Instrumentos <i>ProTaper</i> e suas áreas de atuação no interior do canal | 16 |
| Figura 3.5 | Representação esquemática da TM e TR | 21 |
| Figura 3.6 | Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita térmica, e (c) martensita induzida por tensão | 23 |
| Figura 3.7 | Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade | 24 |
| Figura 3.8 | Representação esquemática da reconfiguração de maclas da martensita sob tração em uma liga NiTi (1) estado não deformado, (2) acomodação de maclas e formação de maclas compostas, (3) reorientação da martensita, (4) reorientação adicional e demaclação da martensita, (5) processo de demaclação, e (6) geração de deslocções pela deformação adicional | 25 |
| Figura 3.9 | Demaclação da liga NiTi deformada em $T < M_f$ e recuperação de forma em $T > A_f$ | 26 |
| Figura 3.10 | Diagrama de fase do sistema NiTi | 28 |
| Figura 3.11 | Curva tensão-deformação mostrando o comportamento pseudoelástico | 35 |
| Figura 3.12 | Comportamento cíclico de uma liga NiTi superelástica (a), e saturação da deformação plástica após 60 ciclos (b) | 36 |
| Figura 3.13 | Curvas de fadiga obtidas em fios de NiTi com microestrutura austenítica estável (A0 90°C), austenítica com superelasticidade (A-5 e A0), bifásica (A25) e martensítica estável (A45) | 43 |
| Figura 4.1 | Instrumentos <i>ProTaper</i> S1, S2, F1, F2, F3 | 59 |

| | | |
|--------------------|--|----|
| Figura 4.2 | Exemplo esquemático das medidas de ângulo de ponta (α), comprimento de ponta (CP), diâmetro de ponta (DP); comprimento de cada <i>pitch</i> ao longo das hastes cortantes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D). | 61 |
| Figura 4.3 | Exemplo esquemático do posicionamento inicial (Pi) e final (Pf) das guias vertical e horizontal para medição do diâmetro da haste cortante a 1mm da ponta (D1). | 62 |
| Figura 4.4 | Exemplo esquemático da medição do ângulo de ponta, com o posicionamento das guias de referência estabelecendo as duas medidas (m1 e m2), que resultaram no valor do ângulo de ponta. | 62 |
| Figura 4.5 | Imagens das seções transversais dos instrumentos <i>ProTaper</i> S1, S2, F1, F2 e F3 registradas no MEV | 64 |
| Figura 4.6 | Exemplo esquemático do método de medição do ângulo e raio de curvatura | 65 |
| Figura 4.7 | Seqüência de blocos de acrílico instrumentados de acordo com cada etapa do protocolo clínico | 67 |
| Figura 4.8 | Dispositivo de bancada para teste de torção, mostrando a célula de carga (CC), braço de alavanca (BA), e eixo (E) que suporta a ponta aprisionada do instrumento | 70 |
| Figura 4.9 | Instrumento preso pela garra de acionamento (GA), e com os 3mm da ponta presos pela outra garra, utilizando duas chapas de cobre | 71 |
| Figura 4.10 | Dispositivo de bancada para teste de dobramento, mostrando o instrumento com a ponta aprisionada pela garra conectada à célula de carga e o cabo apoiado no braço de alavanca conectado ao motor | 73 |
| Figura 4.11 | Dispositivo de bancada para teste de dobramento, mostrando o instrumento sendo flexionado em 45° | 73 |
| Figura 4.12 | Bancada de testes para ensaio em fadiga | 75 |
| Figura 4.13 | Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado | 75 |

| | | |
|--------------------|---|----|
| Figura 4.14 | Canal artificial, mostrando a deformação provocada no instrumento <i>ProTaper</i> | 76 |
| Figura 4.15 | Bancada de testes posicionada na lupa estereomicroscópica e a imagem do instrumento no canal artificial mostrada no monitor | 77 |
| Figura 5.1 | Diâmetro médio de ponta e a cada milímetro a partir da ponta dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 82 |
| Figura 5.2 | Tamanho médio de <i>pitchs</i> dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 83 |
| Figura 5.3 | Área da seção transversal a 3mm da ponta (A_3) dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 84 |
| Figura 5.4 | Regressão linear entre A_3 e D_3 para os instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 84 |
| Figura 5.5 | Regressão linear entre A_3 e D_3^2 para os instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 85 |
| Figura 5.6 | Diâmetro médio dos canais em relação ao ápice, de acordo com cada etapa do protocolo clínico | 86 |
| Figura 5.7 | Sobreposição dos valores médios de diâmetro dos instrumentos <i>ProTaper</i> e diâmetro médio dos canais em relação ao ápice, após a formatação de acordo com cada etapa do protocolo clínico | 87 |
| Figura 5.8 | Ausência de plano radial ao longo de um instrumento <i>ProTaper</i> F1 | 91 |
| Figura 5.9 | Presença de plano radial ao longo de um instrumento <i>ProTaper</i> F3 | 91 |
| Figura 5.10 | Presença de rebarbas de usinagem ao longo das bordas cortantes de um instrumento <i>ProTaper</i> F1 | 92 |
| Figura 5.11 | Material aderido na superfície de um instrumento <i>ProTaper</i> S1 | 92 |
| Figura 5.12 | Espectro de EDS obtido em um instrumento <i>ProTaper</i> S1 | 93 |
| Figura 5.13 | Difratograma obtido por DRX em hastes de instrumentos <i>ProTaper</i> F2, mostrando os picos de maior intensidade da fase β | 94 |

| | | |
|--------------------|--|-----|
| Figura 5.14 | Curvas de DSC mostrando picos associados às temperaturas de transformação martensítica (resfriamento) e reversa (aquecimento) em amostras de 30mg de instrumentos <i>ProTaper</i> S1 | 95 |
| Figura 5.15 | Valores médios de torque máximo até a fratura e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 98 |
| Figura 5.16 | Valores médios de deflexão angular máxima até a fratura e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 99 |
| Figura 5.17 | Curvas médias de torque-deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 100 |
| Figura 5.18 | Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 101 |
| Figura 5.19 | Regressão linear entre torque máximo até a fratura e A_3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 102 |
| Figura 5.20 | Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3^3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 103 |
| Figura 5.21 | Regressão linear entre torque máximo e $A_3^{3/2}$ até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 104 |
| Figura 5.22 | Curvas típicas de ciclagem em torção dos instrumentos <i>ProTaper</i> S1 (a), S2 (b), F1 (c), F2 (d) e F3 (e) do Grupo 2 | 105 |
| Figura 5.23 | Trincas longitudinais em um instrumento <i>ProTaper</i> S2 do Grupo 2 a 3mm da ponta com 500x (a), 1000x (b) e 3000x (c) | 107 |
| Figura 5.24 | Valores médios de torque máximo até a fratura e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 108 |
| Figura 5.25 | Valores médios de deflexão angular máxima até a fratura e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 109 |
| Figura 5.26 | Curvas médias de torque-deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 110 |
| Figura 5.27 | Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 111 |
| Figura 5.28 | Regressão linear entre torque máximo até a fratura e A_3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 112 |

| | | |
|--------------------|---|-----|
| Figura 5.29 | Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3^3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 112 |
| Figura 5.30 | Regressão linear entre torque máximo e $A_3^{3/2}$ até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 113 |
| Figura 5.31 | Comparação entre as curvas médias de torque-deflexão angular máxima dos instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 1 e 2 | 114 |
| Figura 5.32 | Comparação entre os valores médios de torque máximo até a fratura entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 1 e 2 | 115 |
| Figura 5.33 | Comparação entre os valores médios de deflexão angular máxima até a fratura entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 1 e 2 | 116 |
| Figura 5.34 | Valores médios de momento de dobramento e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 120 |
| Figura 5.35 | Regressão linear entre momento de dobramento e D_3 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 121 |
| Figura 5.36 | Regressão linear entre A_3 e momento de dobramento dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 122 |
| Figura 5.37 | Regressão linear entre momento de dobramento e D_3^4 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 123 |
| Figura 5.38 | Regressão linear entre momento de dobramento e A_3^2 dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 123 |
| Figura 5.39 | Valores médios de NFC e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 4 | 125 |
| Figura 5.40 | Valores médios de LF e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 4 | 127 |
| Figura 5.41 | Deformações e trincas longitudinais em um instrumento <i>ProTaper</i> F1, do Grupo 5, a 3mm da ponta com 500x (a), 1000x (b), 2000x (c) e 3000x (d) | 130 |
| Figura 5.42 | Valores médios de NFC e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 5 | 131 |

| | | |
|--------------------|--|-----|
| Figura 5.43 | Valores médios de LF e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 5 | 132 |
| Figura 5.44 | Comparação entre os valores médios de NCF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 4 e 5 | 133 |
| Figura 5.45 | Comparação entre os valores médios de LF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 4 e 5 | 135 |
| Figura 5.46 | Relação entre NCF e amplitude de deformação para os instrumentos <i>ProTaper</i> | 137 |
| Figura 5.47 | Deformação plástica em um instrumento <i>ProTaper</i> S1, do Grupo 1, ensaiado até a ruptura em torção, 25x | 138 |
| Figura 5.48 | Trincas transversais (setas) em um instrumento <i>ProTaper</i> S1, do Grupo 1, ensaiado até a ruptura em torção, 1000x | 139 |
| Figura 5.49 | Superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> S2, do Grupo 2, ensaiado em torção até a ruptura, 300x (a), 1000x (b) | 140 |
| Figura 5.50 | Superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> F2, do Grupo 4, ensaiado em fadiga até a ruptura, 200x | 141 |
| Figura 5.51 | Superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> F1, do Grupo 4, ensaiado em fadiga até a ruptura, 200x | 142 |
| Figura 5.52 | Estrias de fadiga na região lisa da superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> F2, do Grupo 4, mostrado na Figura 5.50, 5000x | 143 |
| Figura 5.53 | Presença de <i>dimples</i> na região central fibrosa da superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> F2, do Grupo 4, mostrado na Figura 5.50, 2500x | 143 |
| Figura 5.54 | Superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> F2, do Grupo 5, previamente ciclado em torção e ensaiado em fadiga até a ruptura, 200x | 144 |
| Figura 5.55 | Estrias de fadiga na região lisa da superfície de fratura de um instrumento <i>ProTaper</i> F2, do Grupo 5, mostrado na Figura 5.54, 1500x | 144 |

- Figura 5.56** Presença de *dimples* na região central fibrosa da superfície de fratura de um instrumento *ProTaper* F2, do Grupo 5, mostrado na Figura 5.54, 2500x 145
- Figura 5.57** Trinca longitudinal (setas) propagando para o interior da superfície da fratura do instrumento *ProTaper* S1, do Grupo 5, previamente ciclado em torção e ensaiado em fadiga até a ruptura, 5000x 146
- Figura 5.58** Presença de trincas secundárias (setas) se propagando no interior da superfície da fratura do instrumento *ProTaper* S1, do Grupo 5, mostrado na Figura 5.53 146

LISTA DE TABELAS

| | | |
|--------------------|--|-----|
| Tabela V.1 | Ângulo médio de ponta e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 80 |
| Tabela V.2 | Diâmetro médio de ponta e a 3mm da ponta e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 80 |
| Tabela V.3 | Valores médios e desvio padrão em porcentagem atômica da composição química de instrumentos <i>ProTaper</i> analisados por EDS | 93 |
| Tabela V.4 | Valores médios das temperaturas de transformação e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados por DSC | 95 |
| Tabela V.5 | Análise estatística dos valores médios de torque máximo até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 98 |
| Tabela V.6 | Análise estatística dos valores médios de deflexão angular máxima dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 100 |
| Tabela V.7 | Análise estatística dos valores médios de torque máximo até a fratura entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 108 |
| Tabela V.8 | Análise estatística dos valores médios de deflexão angular máxima entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 110 |
| Tabela V.9 | Análise estatística de torque máximo até a fratura entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 1 e 2 | 115 |
| Tabela V.10 | Análise estatística de deflexão angular máxima até a fratura entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 1 e 2 | 117 |
| Tabela V.11 | Análise estatística dos valores médios de momento de dobramento entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 120 |
| Tabela V.12 | Análise estatística dos valores médios de NCF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 4 | 125 |
| Tabela V.13 | Análise estatística dos valores médios de LF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 4 | 128 |
| Tabela V.14 | Análise estatística dos valores médios de NCF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 5 | 131 |

| | | |
|--------------------|--|-----|
| Tabela V.15 | Análise estatística dos valores médios de LF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 5 | 132 |
| Tabela V.16 | Análise estatística de NCF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 4 e 5 | 133 |
| Tabela V.17 | Análise estatística de LF entre os instrumentos <i>ProTaper</i> dos Grupos 4 e 5 | 135 |
| Tabela V.18 | Valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento <i>ProTaper</i> foi submetido no ponto de flexão máxima no interior do canal artificial | 137 |

LISTA DE ANEXOS

| | | |
|-----------------|--|-----|
| Anexo 1 | Comprimento médio de ponta e <i>pitchs</i> e desvio padrão dos instrumentos <i>ProTaper</i> analisados | 171 |
| Anexo 2 | Valor médio de A3 para cada instrumento <i>ProTaper</i> , determinado a partir dos valores médios em torno de 3mm da ponta | 172 |
| Anexo 3 | Valores médios e desvio padrão de Torque máximo até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 173 |
| Anexo 4 | Valores médios e desvio padrão de Deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 1 | 174 |
| Anexo 5 | Valores médios e desvio padrão de Torque máximo até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 175 |
| Anexo 6 | Valores médios e desvio padrão de Deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 2 | 176 |
| Anexo 7 | Valores médios e desvio padrão de Momento de dobramento dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 3 | 177 |
| Anexo 8 | Valores médios e desvio padrão de Número de ciclos até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 4 | 178 |
| Anexo 9 | Valores médios e desvio padrão de Local de fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 4 | 179 |
| Anexo 10 | Valores médios e desvio padrão de Número de ciclos até a fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 5 | 180 |
| Anexo 11 | Valores médios e desvio padrão de Local de fratura dos instrumentos <i>ProTaper</i> do Grupo 5 | 181 |

LISTA DE NOTAÇÕES

| | |
|------------------|---|
| $\dot{\epsilon}$ | Taxa de deformação |
| σ_m | Tensão média |
| ADA | <i>American Dental Association</i> |
| Af | Temperatura de final de transformação reversa |
| As | Temperatura de início de transformação reversa |
| CPC | Comprimento de patência do canal |
| D ₀ | Diâmetro da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₁ | Diâmetro a 1 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₃ | Diâmetro a 3 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₄ | Diâmetro a 4 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₉ | Diâmetro a 9 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₁₀ | Diâmetro a 10 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₁₄ | Diâmetro a 14 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| D ₁₆ | Diâmetro a 16 mm da ponta do instrumento endodôntico |
| DSC | Calorimetria Exploratória Diferencial |
| DIR | Deformação invariante de rede |
| EMF | Efeito memória de forma |
| FDI | <i>Federation Dentaire International</i> |
| ICDD | <i>International Committee for Diffraction Data</i> |
| ISO | <i>International Standards Organization</i> |
| Md | Temperatura máxima para formar a martensita induzida por tensão |
| MEV | Microscopia Eletrônica de Varredura |
| MET | Microscopia Eletrônica de Transmissão |
| Mf | Temperatura de final de transformação martensítica |
| MIT | Martensita induzida por tensão |
| Ms | Temperatura de início de transformação martensítica |
| NCF | Número de ciclos até a fratura |
| NiTi | Níquel-titânio |
| Nitinol | <i>Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory</i> |

| | |
|-----|------------------------------|
| OMS | Organização Mundial de Saúde |
| rpm | Rotação por minuto |
| SE | Superelasticidade |
| SCR | Sistema de Canal Radicular |
| TM | Transformação martensítica |
| TR | Transformação reversa |

RESUMO

Neste trabalho foi realizado um estudo das características estruturais, físicas e mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper*. As características geométricas e dimensionais dos instrumentos foram analisadas utilizando microscópio óptico. Canais curvos em blocos de acrílico formatados por estes instrumentos foram analisados utilizando um programa de análise de imagens com o intuito de verificar a geometria. As características topográficas foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), a composição química foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios-X (EDS), a estrutura cristalina da liga identificada por difração de raios-X (DRX), enquanto que as temperaturas de transformação foram determinadas por calorimetria exploratória diferencial (DSC). O comportamento mecânico foi avaliado através de ensaios de torção e flexão, de acordo com a especificação ISO 3630-1. A resistência à fadiga foi avaliada em um dispositivo de bancada utilizando um canal artificial com raio de curvatura de 5mm e ângulo de 45°. Foi também avaliada a influência da deformação cíclica em torção nas propriedades torcionais e na resistência à fadiga flexural. Os instrumentos apresentaram boa padronização geométrica, características superficiais aceitáveis, adequada razão estequiométrica, predominância de fase β e temperaturas de transformação favoráveis à ocorrência de superelasticidade. Os diâmetros obtidos nos canais de acrílico foram fortemente relacionados com as dimensões do último instrumento empregado na formatação. Todos os instrumentos exerceram trabalho na ponta e ao longo das hastes cortantes. O torque máximo até a fratura e o momento de dobramento a 45° foram maiores para instrumentos com maiores diâmetro e área de seção transversal a 3mm da ponta. Os instrumentos ciclados em torção apresentaram uma redução no torque máximo até a fratura em relação aos instrumentos novos. Com exceção dos instrumentos S1, houve uma tendência da diminuição do NCF dos instrumentos após a ciclagem em torção. Apenas os instrumentos F1 e F2 seguiram a relação de Coffin-Manson, onde maiores amplitudes de deformações resultaram em menores NCF. Os instrumentos S1 e S2 podem falhar por dois mecanismos: fadiga na região apical e torção nos terços coronários dos canais. Os instrumentos F1 e F2 podem falhar, na

região apical, por torção, fadiga ou por uma somatória destes dois mecanismos de acordo das tensões sofridas no interior de um canal curvo.

PALAVRAS-CHAVE: Superelasticidade, ligas NiTi, instrumentos endodônticos resistência à fadiga, comportamento em torção, flexibilidade

ABSTRACT

A study on the structural, physical and mechanical characteristics of ProTaper nickel-titanium endodontic instruments was performed in this work. The geometric and dimensional aspects of the instruments were analyzed by optical microscopy. Simulated resin curved canals prepared with the instruments were evaluated using an image analysis software in order to verify canal geometry. Surface topography of the instruments was observed by scanning electron microscopy (SEM), their chemical composition was analyzed semi-quantitatively by X-ray energy dispersive spectroscopy (EDS), and the phases present in the alloy were identified by X-ray diffraction (XRD). The transformation temperatures of the material were determined by differential scanning calorimetry (DSC). The mechanical behaviour of the instruments was evaluated by means of torsion and bending tests, performed according to ISO 3630-1 specifications. Fatigue resistance was evaluated using a bench test device employing an artificial canal with a 5mm curvature radius and angle of curvature of 45°. The influence of cyclic straining in torsion on torsional properties and on fatigue resistance of the instruments was also evaluated. The instruments presented good geometric standardization, acceptable surface properties, adequate equiatomic ratio, predominance of the β phase, and transformation temperatures favoring superelasticity. There was a good agreement between the diameters of the simulated resin curved canals prepared with the instruments and the dimensions of the last instruments used to shape them. All instruments worked at the tip and along their cutting blades. The maximum torque and the bending moment at 45° were higher for instruments with larger diameter and cross sectional area at 3mm from the tip. The instruments previously cycled in torsion showed a lower maximum torque when compared with new instruments. With the exception of S1 instruments, there was a tendency of decreasing NCF after torsional cycling. Only F1 and F2 instruments followed the Coffin-Manson's relation, stating that the number of cycles to failure varies inversely with the strain amplitude. The S1 and S2 instruments can fail by two distinct mechanisms: fatigue in the apical portion and overloading in torsion in the coronal and middle thirds. The F1 and F2 instruments can fail, in the apical portion, by torsional

overload and fatigue, or by the combination of these two mechanisms, depending on the stresses they undergo in a curved canal.

KEY-WORDS: Superelasticity, NiTi alloys, endodontic instruments, fatigue resistance, torsional behaviour, flexibility

1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos rotatórios, fabricados a partir de ligas níquel-titânio (NiTi) superelásticas, foram introduzidos na prática endodôntica com o intuito de aumentar a segurança durante a formatação de canais radiculares curvos, minimizando erros de procedimento. Os desenhos de seção transversal e conicidades diferentes, assim como, o modo de ação destes instrumentos, criaram uma nova categoria de instrumentos endodônticos, que têm apresentado bons resultados na formatação de canais curvos, mantendo a trajetória original do canal, com boas características de fluxo e conicidade, além de diminuir o tempo de trabalho.

As ligas NiTi possuem uma habilidade inerente de alterar sua estrutura cristalina, levando a mudanças significativas em suas propriedades mecânicas. Estas mudanças ocorrem em função de variações da temperatura e da aplicação de tensão. De modo geral, as ligas NiTi são utilizadas por causa de suas propriedades especiais: efeito memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE). O EMF ocorre quando o metal é deformado de forma aparentemente permanente, recuperando sua forma original quando submetido a um aquecimento moderado. A SE é um caso particular do EMF e está associada a uma grande deformação recuperável sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada, onde a recuperação de forma se dá apenas com a retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento. Tanto o EMF quanto a SE estão associados a mudanças de fase no estado sólido, cujas características as classificam como transformações martensíticas (TM).

No caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre em função da tensão gerada no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, ou seja, assim que o instrumento é removido do interior do canal, a transformação reversa ocorre restaurando a forma original dos instrumentos.

Apesar de todas as qualidades inerentes aos instrumentos de NiTi acionados a motor, eles podem apresentar dois tipos distintos de fratura: por torção e por fadiga. A fratura por torção ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica presa no canal, e

o motor continua girando. Desta forma, o limite elástico do metal é excedido e ocorre deformação plástica seguida de fratura. Já a fratura por fadiga é inesperada e pode ocorrer sem quaisquer sinais visíveis de deformação permanente anterior, aparentemente dentro do limite elástico do instrumento. Esta fratura é devida à fadiga por flexão que o instrumento sofre no interior do canal, por causa da tensão cíclica de tração-compressão.

Com o uso dos instrumentos endodônticos acionados a motor para limpeza e formatação de canais radiculares curvos, a resistência à fadiga mecânica das ligas NiTi superelásticas tornou-se, uma questão relevante. As informações sobre o assunto disponíveis na literatura são escassas, e sua utilização prática tem sido pouco produtiva para a solução dos problemas específicos dos instrumentos endodônticos de NiTi.

O sistema de instrumentos de NiTi acionados a motor, *ProTaper* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), foi lançado no mercado com a expectativa de reduzir o risco de fratura por fadiga por flexão e torção no interior canais curvos. Os instrumentos deste sistema apresentam uma conicidade variada, que proporciona maior flexibilidade em relação aos outros instrumentos de NiTi acionados a motor, de acordo com o fabricante. Além disso, estes instrumentos foram projetados para trabalhar em áreas específicas do canal, reduzindo a tensão sobre os mesmos, e conseqüentemente, o índice de deformação e fratura. A obtenção de resultados clínicos com qualidade e segurança durante a prática endodôntica necessita de uma melhor compreensão do comportamento destes instrumentos em relação às suas características físicas, estruturais e mecânicas em condições de deformação ainda pouco estudadas.

2 OBJETIVOS

Este trabalho teve como principal objetivo avaliar as características estruturais, físicas e mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper* acionados a motor, visando contribuir para seu emprego clínico adequado e seguro. Os objetivos específicos foram os seguintes:

- Avaliar as características geométricas e dimensionais de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper* e de canais curvos em blocos de acrílico, formatados com estes instrumentos, em diferentes etapas do protocolo clínico, visando identificar possíveis mudanças abruptas nessas características.
- Avaliar as características estruturais e físicas de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper* sem uso, visando identificar a composição química, as fases presentes e as temperaturas de transformação de fase da liga NiTi utilizada na sua confecção.
- Avaliar o comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper* sem uso e ensaiados em torção, através dos parâmetros de torque máximo até a fratura e deflexão angular máxima determinado em ensaios de torção.
- Avaliar o comportamento em dobramento de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper* sem uso, através do parâmetro de momento de dobramento determinados em flexão.
- Avaliar a resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi *ProTaper* sem uso, e ensaiados em torção, em ensaios de laboratório que simulem a deformação cíclica a que os mesmos são submetidos durante a prática clínica.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Instrumentos endodônticos de níquel-titânio

O sucesso da terapia endodôntica depende de uma adequada limpeza e formatação do Sistema de Canais Radiculares (SCR), criando um preparo cônico afunilado até o forame apical, com posterior obturação tridimensional (Schilder, 1974). Entretanto, durante a instrumentação de canais curvos, erros inadvertidos de procedimento como a formação de degraus, zips e fratura de instrumentos, podem ocorrer, alterando a morfologia do canal radicular (Weine *et al.*, 1975). Embora a técnica de instrumentação possa levar a estes erros, a rigidez das limas de aço inoxidável, comumente utilizadas na prática endodôntica está implicada no transporte de canais curvos. Esta rigidez aumenta de acordo com o aumento do calibre dos instrumentos (Weine *et al.*, 1975; Wildey *et al.*, 1992).

Os instrumentos endodônticos fabricados em aço inoxidável são padronizados de acordo com a *International Standards Organization* (ISO), uma comissão mundial que, na Odontologia, congrega as recomendações da *Federation Dentaire International* (FDI), Organização Mundial de Saúde (OMS) e a *American Dental Association* (ADA). Desta forma, estes instrumentos são fabricados dentro de exigências estabelecidas em termos do diâmetro, comprimento de haste cortante, resistência à fratura, rigidez e resistência à corrosão. (McKendry e Krell, 1997).

As áreas críticas das limas e alargadores produzidos em aço inoxidável são a ponta e a haste cortante. A ponta padrão possui corte ativo, levando ao transporte do canal na região apical, enquanto a haste cortante remove dentina ao longo ao canal (Wildey *et al.*, 1992). Sempre que um instrumento é inserido em um canal curvo, ele é submetido a forças na região de curvatura e responde com uma força contrária sobre as paredes do canal na curvatura e na área apical. Esta força é devida à tendência do mesmo em tornar-se reto no interior do conduto e é chamada de força de restauração. A força de restauração aumenta com o aumento do diâmetro do instrumento e com a diminuição do raio de curvatura do canal e da distância do ponto de curvatura máxima à ponta do

instrumento (Roane, 1985). Quando o instrumento está em repouso dentro do canal, a única força que é exercida sobre a dentina é a da rigidez, referente ao diâmetro do mesmo. Entretanto, quando o instrumento é movimentado ocorrem duas ações de alavanca, que resultarão em forças aumentadas sobre a parede do conduto em pontos distintos. O instrumento exerce uma força sobre a dentina e vice-versa, e é neste momento que ocorre o corte da mesma. A geometria do canal, isto é, a sua curvatura ditará qual a parede que o instrumento irá cortar. Sendo assim, a flexibilidade é uma propriedade desejável nos instrumentos endodônticos, pois durante o preparo de canais curvos, os instrumentos flexíveis formatarão as paredes do canal causando menos transporte (Weine *et al.*, 1975).

Os conhecimentos de física, engenharia e metalurgia estão sendo constantemente aplicados na criação de novos instrumentos, com maior capacidade de corte e menor produção de acidentes durante a formatação dos canais radiculares. Em busca do aprimoramento dos instrumentos endodônticos, duas grandes inovações foram introduzidas: instrumentos com pontas modificadas não cortantes (Roane *et al.*, 1985) e instrumentos altamente flexíveis feitos com ligas níquel-titânio (NiTi) (Walia *et al.*, 1988).

Walia *et al.* (1988) foram os primeiros pesquisadores a examinarem as propriedades de fios ortodônticos de Nitinol na fabricação de limas endodônticas. Eles observaram que as limas de Nitinol apresentaram de 2 a 3 vezes mais flexibilidade que as limas de aço inoxidável, bem como resistência superior à fratura em torção nos sentidos horário e anti-horário. A flexibilidade desses instrumentos é resultante dos valores muito baixos do módulo de elasticidade em tração e do módulo de cisalhamento do Nitinol, aliados ao efeito superelástico.

O baixo módulo de elasticidade e o efeito superelástico possibilitam que o instrumento de NiTi seja dobrado muito mais que o de aço inoxidável, sem ser submetido à deformação plástica. A deformação permanente da haste cortante dos instrumentos é uma característica de grande significado clínico durante a prática endodôntica, pois

possibilita, através da inspeção visual, o descarte dos instrumentos antes da fratura (Glosson *et al.*, 1995; Luiten *et al.*, 1995).

A liga NiTi utilizada na fabricação de instrumentos endodônticos contém aproximadamente 56%Ni-44%Ti em peso. Em algumas ligas NiTi, uma pequena porcentagem de níquel (< 2% em peso) pode ser substituída por cobalto (Thompson, 2000).

Desde o advento dos instrumentos fabricados com ligas NiTi superelásticas, vários sistemas já foram introduzidos no mercado. As propriedades mecânicas favoráveis do NiTi possibilitaram a fabricação de instrumentos com desenhos de seção transversal, diâmetros e conicidades diferentes da padronização ISO. Além disso, foi possível a introdução do movimento rotatório para a limpeza e formatação dos canais radiculares. O desenho e dimensão destes instrumentos foram desenvolvidos com o intuito de melhorar a atuação dos mesmos através do aumento da capacidade de corte e remoção de tecidos orgânicos e inorgânicos, bem como, produzir um preparo mais cônico ao longo do canal, minimizando os erros iatrogênicos (McKendry e Krell, 1997; Gambarini, 1999; Baumann, 2004).

Os resultados da maioria dos estudos têm mostrado que a forma original do canal é mantida por instrumentos de NiTi acionados a motor (Esposito e Cunningham, 1995; Glosson *et al.*, 1995; Martins *et al.*, 2000; Jardine e Gulabivala, 2000; Guelzow *et al.*, 2005; Schirrmeister *et al.*, 2006) de maneira significativamente mais rápida (Esposito e Cunningham, 1995; Glosson *et al.*, 1995; Tucker *et al.*, 1997; Beeson *et al.*, 1998; Martins *et al.*, 2000; Guelzow *et al.*, 2005) e com menor quantidade de extrusão apical que a formatação manual (Tucker *et al.* 1997; Beeson *et al.*, 1998).

Os instrumentos endodônticos podem ser fabricados através dos processos de usinagem ou torção dos fios, sendo que as propriedades físicas e mecânicas são fortemente influenciadas pelo processo empregado (Willey *et al.*, 1992; Serene *et al.*, 1995; Thompson, 2000). Os instrumentos produzidos a partir de torção possuem sua seção transversal definida pelo desgaste do fio, que posteriormente é torcido originando as

lâminas de corte. Já os instrumentos usinados têm sua seção transversal definida de maneira semelhante, entretanto suas lâminas de corte são definidas através de um maquinário de usinagem (Wildey *et al.*, 1992).

Os instrumentos de NiTi devido à sua alta flexibilidade são produzidos pelo processo de usinagem, pois a superelasticidade desta liga torna impossível a torção da haste para se produzir uma espiral, mais provavelmente estes instrumentos fraturariam quando extensivamente torcidos. Devido às dificuldades inerentes da microusinagem do NiTi, o acabamento destas limas é muitas vezes grosseiro, resultando em superfícies irregulares, variações de dimensão nas pontas e na profundidade dos *pitchs*, marcas de usinagem, pites, presença de rebarbas nas pontas e bordas cortantes, podendo comprometer a habilidade de corte e potencializar problemas de corrosão (Marsicovetere *et al.*, 1996; Marending *et al.*, 1998; Eggert *et al.*, 1999; Thompson, 2000; Martins *et al.*, 2002; Alexandrou *et al.*, 2006 a,b; Lask *et al.*, 2006; Tripi *et al.*, 2006). O controle adequado dos processos metalúrgicos de fabricação da liga e dos instrumentos endodônticos de NiTi é importante para promover excelentes propriedades mecânicas, aumentando a resistência à fratura destes instrumentos.

Várias técnicas de tratamento de superfície têm sido sugeridas com o propósito de aumentar a capacidade de corte e a resistência mecânica dos instrumentos de NiTi, como a implantação iônica de boro (Lee *et al.*, 1996) e nitrogênio (Rapisarda *et al.*, 2001), a deposição física (Schäfer, 2002) e química de vapor de nitreto de titânio (Tripi *et al.*, 2002), tratamento criogênico (Kim *et al.*, 2005) e o eletropolimento (Tripi *et al.*, 2006; Anderson *et al.*, 2007). A implantação iônica de nitrogênio, bem como, a deposição física e química de vapor de nitreto de titânio criariam uma camada de nitreto de titânio sobre a superfície do instrumento, responsável por uma maior dureza na superfície, melhorando a eficiência de corte e tornando mais efetiva a instrumentação dos canais radiculares (Rapisarda *et al.*, 2001; Schäfer, 2002; Tripi *et al.*, 2002). O tratamento criogênico promoveria uma deposição de átomos de nitrogênio dentro dos espaços intersticiais da rede atômica do NiTi, causando uma deformação na mesma, aumentando a microdureza e conseqüentemente a resistência ao desgaste e a capacidade de corte dos instrumentos. Kim *et al.* (2005) observaram um pequeno aumento na

microdureza de instrumentos de NiTi tratados com nitrogênio líquido a -196°C , entretanto, este fato não foi clinicamente detectável em termos de eficiência de corte. O eletropolimento, por sua vez, causaria uma redução nas irregularidades comumente encontradas na superfície dos instrumentos de NiTi, após o processo de usinagem, reduzindo os pontos que serviriam como áreas concentradoras de tensão e de nucleação de trincas, aumentando a resistência à fadiga flexural e torcional (Tripi *et al.*, 2006; Anderson *et al.*, 2007). Cheung *et al.* (2007b) não observaram relação entre instrumentos submetidos ao eletropolimento e o aumento na resistência à fadiga. Matheus (2008) relacionou a presença de defeitos encontrados na superfície de fios de NiTi com uma menor resistência à fadiga. Esta relação pode ocorrer para deformações relativamente pequenas, mas nas deformações geralmente encontradas durante a formatação de canais curvos, a resistência à fadiga é determinada, principalmente, pela amplitude máxima da tensão aplicada, que depende do diâmetro do instrumento, e não dos defeitos superficiais resultantes do processo de fabricação (Buono *et al.*, 2002; Melo *et al.*, 2002).

Além dos processos de usinagem, os ciclos de esterilização a que os instrumentos endodônticos de NiTi são submetidos também têm sido implicados em uma maior irregularidade na superfície nos mesmos. Este aumento de irregularidade é ocasionado por uma alteração na espessura do filme de óxido de titânio (TiO_2) que recobre a superfície dos instrumentos de NiTi em função de repetidos ciclos de esterilização. Esta modificação na camada superficial dos instrumentos tem sido relacionada a uma diminuição da capacidade de corte dos mesmos (Rapisarda *et al.*, 1999; Alexandrou *et al.*, 2006a,b).

Associadas aos defeitos de fabricação, quantidades variáveis de material aderido às pontas, *pitchs* e às bordas cortantes foram detectadas em instrumentos de NiTi sem uso (Marsicovetere *et al.*, 1996; Martins *et al.*, 2002; Alexandrou *et al.*, 2006 a,b). Estes depósitos contêm principalmente carbono e enxofre, possivelmente decorrentes do superaquecimento e conseqüente oxidação do óleo lubrificante empregado na usinagem e acabamento dos instrumentos. O calor e as irregularidades superficiais aumentam a adesão dos produtos de reação impedindo sua remoção pelos procedimentos usuais de

limpeza e esterilização (Martins *et al.*, 2002). O uso das limas na formatação dos canais radiculares elimina uma quantidade considerável desta substância aderente, mas depósitos ricos em cálcio e fósforo acumulam-se sobre as impurezas remanescentes, podendo comprometer a manutenção da cadeia asséptica (Murgel *et al.*, 1990; Eggert *et al.*, 1999; Martins *et al.*, 2002; Alapati *et al.*, 2003).

O hipoclorito de sódio (NaOCl) é a solução irrigadora mais empregada durante o preparo mecânico-químico do SCR em função das suas propriedades de dissolução de matéria orgânica e antimicrobiana. O risco de corrosão dos instrumentos de NiTi expostos ao NaOCl durante a irrigação e formatação dos canais radiculares, bem como, durante os procedimentos de limpeza destes instrumentos tem sido levantado constantemente. A corrosão nos instrumentos de NiTi poderia influenciar as propriedades mecânicas e levar à fratura destes instrumentos. Contudo, existem trabalhos que não evidenciam corrosão em instrumentos de NiTi (Darabara *et al.*, 2004; Martins *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2007b) e nem a redução da resistência à fadiga, torque máximo até a fratura e deflexão angular máxima de instrumentos expostos ao NaOCl (Martins *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2007b), enquanto outros estudos contrariam estes achados (Berutti *et al.*, 2006; Cheung *et al.*, 2007c; Peters *et al.*, 2007). Berutti *et al.* (2006) encontraram sinais de corrosão em instrumentos de NiTi imersos em solução de NaOCl, bem como, redução da resistência à fadiga. Deve ser ressaltado que estes instrumentos foram completamente imersos na solução de NaOCl, inclusive os cabos. A diferença de metais presentes na haste cortante e no cabo pode ter gerado reações galvânicas e iniciado o processo de corrosão. Moreira (2006), por outro lado, avaliou o efeito da temperatura do NaOCl na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi, e observou que o resfriamento da solução a 10°C aumentou a resistência à fadiga. A diminuição da temperatura do instrumento pode acarretar em diminuição da tensão de transformação, o que geralmente leva a uma menor geração de defeitos (deslocações) durante a deformação cíclica, diminuindo a taxa de nucleação de trincas e aumentando a vida útil do instrumento.

Apesar de todas as qualidades inerentes aos instrumentos de NiTi acionados a motor, eles podem apresentar dois tipos distintos de fratura: por torção (Sattapan *et al.*, 2000b) e por fadiga (Pruett *et al.*, 1997). A fratura por torção ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica presa no canal e o motor continua girando. Desta forma, o limite elástico do metal é excedido e ocorre deformação plástica seguida de fratura. Este tipo de fratura também está associada a uma maior pressão apical durante a instrumentação (Sattapan *et al.*, 2000b). Já a fratura por fadiga é inesperada e pode ocorrer sem quaisquer sinais visíveis de deformação permanente anterior, aparentemente dentro do limite elástico do instrumento. Esta fratura é devida à fadiga que o instrumento sofre no interior do canal, por causa da tensão cíclica de tração-compressão (Pruett *et al.*, 1997). A rotação submete o instrumento endodôntico a ambas tensões na área da curvatura, sendo que o segmento de corte do instrumento voltado para o lado externo da curvatura sofre tração, enquanto que a outra metade, no lado interno da curvatura, sofre compressão. Cada rotação dentro de um canal curvo leva o instrumento a sofrer um ciclo completo de tração e compressão. Esta é a forma mais destrutiva de carregamento cíclico (Dieter, 1986). Na fratura por fadiga o instrumento não se prende às paredes do canal, ele gira livremente até que a fratura ocorra no ponto de deformação máxima do canal. Os níveis de tensão durante o carregamento cíclico são geralmente dependentes da geometria do canal e das cargas aplicadas, com um nível maior de tensão na área de curvatura máxima do canal radicular (Bahia e Buono, 2005).

A fratura de instrumento durante o preparo mecânico-químico do SCR, é um sério complicador iatrogênico na endodontia, porque muitas vezes compromete os objetivos do tratamento de completa formatação, limpeza e desinfecção dos canais radiculares, com posterior obturação tridimensional. Este fato se torna mais grave em casos de lesões periapicais pré-existentes, diminuindo a taxa de sucesso do tratamento. A remoção do fragmento pode não ser possível ou adequada, especialmente, quando ele é muito pequeno e se localiza no terço apical de canais estreitos e curvos (Spili *et al.*, 2005). Tentativas de remoção do fragmento, em certos, casos podem resultar em mais fraturas de instrumentos, transporte e até mesmo perfuração radicular. Desta forma, os profissionais devem estar atentos constantemente para a possibilidade de fratura de instrumentos, e tomar os devidos cuidados a fim de que esta ocorrência seja evitada.

O emprego clínico seguro dos instrumentos de NiTi acionados a motor requer uma compreensão dos mecanismos básicos de fratura e sua correlação com a anatomia do canal radicular (Peters, 2004). Parâmetros como raio, ângulo e ponto de curvatura máxima do canal, bem como, diâmetro do instrumento, possuem efeitos significativos sobre o número de ciclos até a fratura e a localização da mesma (Pruett *et al.*, 1997; Mize *et al.*, 1998; Gambarini, 1999; Haikel *et al.*, 1999; Melo *et al.*, 2002; Li *et al.*, 2002; Zelada *et al.*, 2002; Martín *et al.*, 2003; Bahia e Buono, 2005; Patiño *et al.*, 2005; Di Fiore *et al.*, 2006; Martins *et al.*, 2006; Wolcott *et al.*, 2006). O ângulo de curvatura é independente do raio, desta forma, dois canais com o mesmo grau de curvatura podem ter raios completamente diferentes. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupto é o desvio do canal. A geometria do canal ditada pelo raio e ângulo de curvatura, associada ao diâmetro do instrumento no ponto de curvatura máxima, definem o estado de tensão sobre a haste flexionada e o processo de fadiga da mesma (Pruett *et al.*, 1997).

Quando se considera a presença de curvaturas primária, secundária e terciária, tornando complexa a anatomia do SCR, fica clara a importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos. A alta incidência de curvaturas secundárias em molares inferiores humanos, principalmente no terço apical, realça o papel do raio de curvatura e a conseqüente deformação a que o instrumento endodôntico é submetido quando flexionado nestas regiões curvas (Cunningham e Senia, 1992). Sendo assim, a posição e severidade da curvatura do canal radicular têm um papel determinante na utilização segura dos instrumentos de NiTi acionados a motor.

Uma grande incidência de curvaturas situadas no terço médio de canais radiculares de molares inferiores humanos extraídos foi encontrada por Martins *et al.* (2003). Estas curvaturas podem comprometer o acesso direito ao forame apical, promovendo tensões desnecessárias ao longo do instrumento, aumentando o risco de fratura do mesmo. Desta forma, durante a formatação dos canais radiculares as interferências coronárias devem ser eliminadas, através de um pré-alargamento adequado dos terços coronário e médio, para que os instrumentos possam progredir no sentido apical. (Schilder, 1974; Machtou e Ruddle, 1998; Blum *et al.*, 1999a). No entanto, este pré-alargamento deve ser realizado com cautela. O desgaste excessivo de estrutura dentária durante o

tratamento endodôntico aumenta o risco de perfuração e de uma posterior fratura do elemento dentário.

De fundamental importância na redução do índice de falhas durante a instrumentação de canais curvos com instrumentos rotatórios de NiTi, além do pré-alargamento dos terços coronário e médio, é a exploração prévia de todo o comprimento do canal com instrumentos manuais de aço inoxidável, de menores diâmetros e conicidades. A exploração prévia dos canais cria espaço suficiente para a inserção dos instrumentos rotatórios de NiTi, diminuindo o risco dos instrumentos se prenderem às paredes do canal, deformarem e fraturarem por torção (Peters *et al.*, 2003; Berutti *et al.*, 2004; Patiño *et al.*, 2005).

Ainda não existe um consenso sobre o número de vezes que um instrumento de NiTi acionado a motor pode ser usado antes de ser descartado, exceto nos casos em que o instrumento apresenta-se fraturado ou mostra-se visivelmente deformado (Gambarini, 2001b; Svec e Powers, 2002; Arens *et al.*, 2003). Svec e Powers (2002) examinando instrumentos rotatórios de NiTi, utilizados na formatação de molares inferiores extraídos encontraram sinais de deterioração, como deformação, pites e trincas após um único uso. Entretanto, não foi observada diferença significativa entre o momento torcional de instrumentos novos e aqueles usados em até cinco canais radiculares. Existem relatos na literatura do uso os instrumentos de NiTi acionados a motor em dez canais (Yared *et al.*, 1999; Bahia e Buono, 2005; Martins *et al.*, 2006) ou mais sem a ocorrência de fratura (Yared *et al.*, 2000; Gambarini, 2001a,b; Foschi *et al.*, 2004; Peng *et al.*, 2005; Cheung *et al.*, 2005; Plotino *et al.*, 2006; Shen *et al.*, 2006; Cheung *et al.*, 2007a; Wei *et al.*, 2007; Vieira *et al.*, 2008).

3.2 Instrumentos de níquel-titânio *ProTaper*

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

Os instrumentos deste sistema apresentam conicidade variada que possibilita uma maior flexibilidade em relação aos outros instrumentos de NiTi acionados a motor. A seção transversal triangular convexa permite que os instrumentos trabalhem em uma área específica do canal, durante o preparo cora-ápice, reduzindo a área de contato entre a dentina e a haste cortante dos instrumentos, e conseqüentemente, a tensão sobre o instrumento e o risco de fratura por fadiga flexural e torcional (Figura 3.1). O instrumento F3 é o único que possui seção transversal em “U” (Figura 3.2) e a presença de planos radiais (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004).

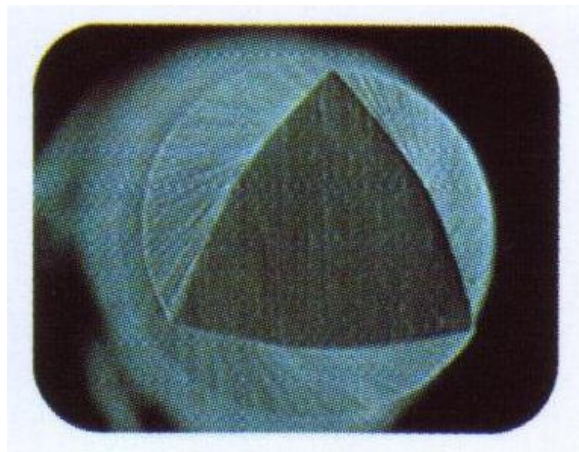


Figura 3.1 - Seção transversal triangular convexa encontrada nos instrumentos *ProTaper* SX, S1, S2, F1, F2

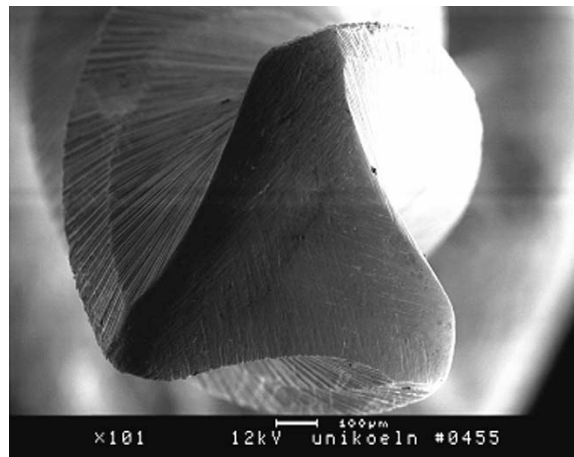


Figura 3.2 - Seção transversal em U de um instrumento *ProTaper F3* (Clauder e Baumann, 2004)

As lâminas cortantes possuem um ângulo de corte positivo e ausência de plano radial, o que proporciona uma maior capacidade de corte, ao invés de uma ação de aplainamento, ação comum nos instrumentos que apresentam plano radial. Além disso, o ângulo das lâminas de corte, bem como, o espaçamento dos *pitchs* ao longo do instrumento promove uma melhor remoção de material do interior do canal radicular e previne que o mesmo se parafuse no interior do canal (Figura 3.3). A ponta modificada, não cortante, permite que o instrumento seja guiado pela trajetória do canal, evitando erros iatrogênicos. O comprimento do cabo dos instrumentos foi reduzido de 15mm para 12,5mm com o intuito de melhorar o acesso aos dentes posteriores, especialmente em pacientes que apresentam uma abertura de boca reduzida, o que poderia comprometer os resultados do tratamento (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004).

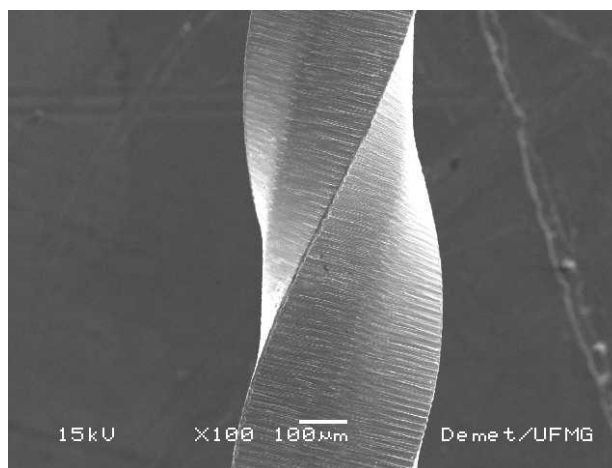


Figura 3.3 – Lâmina de corte de um instrumento *ProTaper* sem plano radial

Os instrumentos S1, S2 apresentam conicidade progressiva e são empregados para formatar os terços cervical e médio do canal, respectivamente. São fabricados nos comprimentos de 21 e 25mm, e possuem um anel de identificação colorido no cabo dourado: roxo para o instrumento S1 e branco para o instrumento S2. Embora estes instrumentos realizem o preparo dos dois terços coronários, eles também promovem um alargamento progressivo do terço apical do canal. O diâmetro de ponta (D_0) do instrumento S1 é de 0,17mm, e a conicidade aumenta de 2% em D_1 a 11% em D_{14} . Já o instrumento S2 possui 0,20mm em D_0 , e a conicidade aumenta de 4% em D_1 a 11,5% em D_{14} (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004).

O instrumento modelador auxiliar, ou SX, possui 19mm de comprimento e não possui nenhum anel de identificação no seu cabo dourado. Este instrumento possui as características do S1 e S2, entretanto apresenta uma taxa de variação de conicidade muito maior, sendo empregado para formatar adequadamente canais em raízes mais curtas, manter os canais distantes das concavidades externas das raízes e produzir a modelagem desejada nas porções coronárias de canais mais longos. Foi desenvolvido para substituir as brocas *Gates Glidden*. O diâmetro em D_0 do instrumento SX é de 0,19mm, e a conicidade aumenta de 3,5% em D_1 a 19% em D_9 , e de D_{10} a D_{14} o aumento é fixo em 2%. Os instrumentos de formatação (S1, S2, SX) devem ser usados com movimento de pincelamento, de dentro para fora, das paredes dos canais (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004).

Os instrumentos de acabamento, F1, F2, F3, foram desenvolvidos com a finalidade de regularizar as variações de diâmetro nas porções apicais dos canais. Estão disponíveis nos comprimentos de 21 e 25mm e são empregados para que o preparo apical obtenha uma conicidade adequada. Ao contrário dos instrumentos de preparo, os instrumentos de acabamento apresentam uma menor conicidade, o que aumenta sua flexibilidade e reduz a possibilidade de travamento do instrumento no interior do canal. O instrumento F1 possui um anel amarelo de identificação, 0,20mm em D_0 , e conicidade fixa entre D_1 e D_3 de 7%. O instrumento F2 possui um anel vermelho de identificação, 0,25mm em D_0 , e conicidade fixa entre D_1 e D_3 de 8%. Já F3 possui um anel azul de identificação, 0,30mm em D_0 , e conicidade fixa entre D_1 e D_3 de 9%. De D_4 a D_{14} o aumento na conicidade é de 5,5% para F1 e F2 e 5% para F3. Geralmente apenas uma lima de acabamento é necessária para formatar o terço apical do canal. O instrumento de acabamento deve ser selecionado de acordo com a curvatura e diâmetro do canal. Os instrumentos *ProTaper* podem ser utilizados em peça de mão elétrica com uma velocidade de 300 rpm (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004). A Figura 3.4 mostra os instrumentos *ProTaper*, com as respectivas conicidades e diâmetros de ponta, bem como a área de atuação no interior do canal radicular.

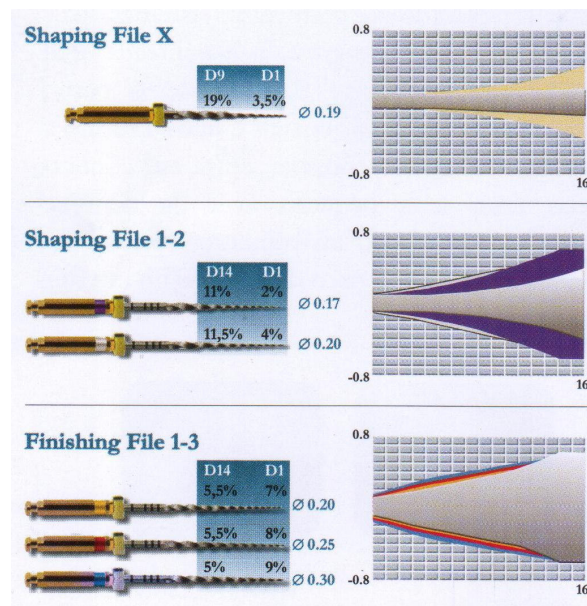


Figura 3.4 – Instrumentos *ProTaper* e suas áreas de atuação no interior do canal

Os instrumentos *ProTaper* têm se mostrados seguros durante a formatação de canais radiculares curvos, quando comparados a outros sistemas rotatórios (Iqbal *et al.*, 2004; Paqué *et al.*, 2005; Schäfer e Vlassis, 2004a; Veltri *et al.*, 2004; Uyanik *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2006; Schirrmeister *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2007; Loizides *et al.*, 2007), entretanto, como outros instrumentos endodônticos, sejam eles manuais ou acionados a motor, não são capazes de formatar todas as paredes do SCR, deixando áreas intocadas, sendo o terço apical o mais crítico (Peters *et al.*, 2003a; Baumann, 2004; Calberson *et al.*, 2004; Foschi *et al.*, 2004; Paqué *et al.*, 2005; Schäfer e Vlassis, 2004a,b; Yang *et al.*, 2006; Schirrmeister *et al.*, 2006; Loizides *et al.*, 2007; Yang *et al.*, 2007). Os instrumentos *ProTaper* deixam mais áreas intocadas durante a formatação de canais largos, sendo desta forma mais indicados no preparo de canais curvos e atrésicos (Peters *et al.*, 2003a).

A capacidade de corte aumentada, tamanho de ponta e conicidade variada destes instrumentos podem levar a uma maior tendência de transporte para o lado externo da curvatura na porção apical (Calberson *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis 2004a; Yang *et al.*, 2006; Loizides *et al.*, 2007; Yang *et al.*, 2007), bem como, à maior formação de degraus e zips apicais (Calberson *et al.*, 2004; Yoshimine *et al.*, 2005; Schirrmeister *et al.*, 2006; Javaheri e Javaheri, 2007) principalmente se estes instrumentos permanecem por um longo período de tempo no interior do canal. Esta maior tendência de aberrações na região apical é atribuída, sobretudo, aos instrumentos F2 e F3, que possuem uma maior conicidade nos 3mm próximos à ponta, quando comparados a outros instrumentos de NiTi acionados a motor com o mesmo tamanho de ponta (Calberson *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis, 2004a; Yoshimine *et al.*, 2005; Yang *et al.*, 2006; Schirrmeister *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2007; Javaheri e Javaheri, 2007; Loizides *et al.*, 2007). Esta maior conicidade aumenta a resistência próxima à ponta dos instrumentos, bem como, a rigidez, o que pode levar ao transporte na região apical, em função da força de restauração do instrumento (Schäfer e Vlassis, 2004a; Schirrmeister *et al.*, 2006; Javaheri e Javaheri, 2007). Desta forma, o alargamento apical com instrumentos F2 deve ser considerado com prudência em canais com curvaturas de moderadas a severas, enquanto os instrumentos F3 devem ser evitados.

Quando se considera os terços coronário e médio de molares inferiores existe uma maior tendência de transporte em direção à furca, atribuída aos instrumentos *ProTaper* de formatação, provavelmente em função do grande aumento de conicidade nos mesmos (Bergmans *et al.*, 2003; Yang *et al.*, 2006). Esta mesma relação não foi observada por Uyanik *et al.* (2006). De fundamental importância é a remoção do instrumento do interior do canal assim que ele alcance o comprimento de trabalho desejado e proporcione uma adequada formatação dos canais radiculares. A permanência prolongada destes instrumentos com corte ativo no interior do canal pode levar a uma alteração desnecessária da anatomia do mesmo (Bergmans *et al.*, 2003; Peters *et al.*, 2003a; Calberson *et al.*, 2004).

A capacidade de corte aumentada, o menor número de instrumentos, e o fato dos instrumentos *ProTaper* formatarem áreas específicas do canal diminuindo o número de recapitulações, reduz o tempo de trabalho comparado a outros sistemas rotatórios (Paqué *et al.*, 2005; Veltri *et al.*, 2004; Schirrmeister *et al.*, 2006). Entretanto, esta relação não foi observada por Schäfer e Vlassis (2004a,b), Uyanik *et al.* (2006), Yang *et al.* (2006) e Loizides *et al.* (2007).

Os instrumentos *ProTaper* promovem um preparo com maior conicidade nos terços coronário e médio, quando comparados a outros sistemas acionados a motor, principalmente em função dos instrumentos de formatação S1 e S2, o que é favorável aos procedimentos de irrigação e desinfecção do SCR, bem como de formatação do terço apical (Yang *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2007; Loizides *et al.*, 2007). Além disto, estes instrumentos têm se mostrado seguros em relação à remoção de dentina dos terços coronário e médio sem comprometer a estrutura dentária (Plotino *et al.*, 2007).

Com relação à incidência de fratura dos instrumentos *ProTaper* utilizados na formatação de canais curvos, de uma forma geral, ela ocorre na região apical do canal, e sobretudo nos instrumentos S1, F2 e F3, sem uma deformação prévia, sugerindo fratura por fadiga flexural (Ankrum *et al.*, 2004; Calberson *et al.*, 2004; Veltri *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis, 2004a,b; Cheung *et al.*, 2005; Paqué *et al.*, 2005; Patiño *et al.*, 2005; Peng *et al.*, 2005; Di Fiore *et al.*, 2006; Shen *et al.*, 2006; Wolcott *et al.*, 2006; Cheung

et al., 2007a; Loizides *et al.*, 2007; Wei *et al.*, 2007). Entretanto, existem relatos na literatura de deformações em instrumentos *ProTaper*, após a formatação de canais curvos, sugerindo que estes instrumentos podem falhar também por fadiga torcional (Yun e Kim, 2003; Ankrum *et al.*, 2004; Calberson *et al.*, 2004; Fife *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis, 2004a,b; Peng *et al.*, 2005; Vieira *et al.*, 2008).

Ankrum *et al.* (2004) encontraram uma taxa fratura de 6% em instrumentos *ProTaper* durante a formatação de molares extraídos com curvaturas severas, enquanto Di Fiore *et al.* (2006) e Wolcott *et al.* (2006) encontraram uma incidência de 0,41% e 2,4%, respectivamente, em instrumentos usados na prática clínica: Nestes dois últimos trabalhos a maioria das fraturas ocorreu no terço apical dos canais, em molares com curvaturas classificadas como moderadas a severas, resultando em fragmentos em torno de 2mm. O trabalho de Ankrum *et al.* (2004) foi um estudo laboratorial com uma amostra reduzida, onde foram selecionados apenas molares inferiores e superiores com curvaturas muito severas, não refletindo necessariamente o que ocorre na prática clínica. Entretanto, apesar da baixa incidência de fratura encontrada por Di Fiore *et al.* (2006) e Wolcott *et al.* (2006) deve-se ter em mente que nenhum sistema rotatório de NiTi está a salvo do risco de fratura.

3.3 Propriedades das ligas NiTi

As ligas metálicas NiTi foram desenvolvidas por Buehler e colaboradores, em 1963, no Laboratório de Artilharia Naval da Marinha Americana, em Silver Springs, Maryland – EUA, recebendo o nome genérico de Nitinol (*Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*).

As ligas NiTi possuem uma habilidade inerente de alterar seu tipo de estrutura cristalina levando a mudanças significativas nas suas propriedades mecânicas. Estas mudanças ocorrem em função da temperatura e da aplicação de tensão (Otsuka e Wayman, 1998; Thompson, 2000).

De modo geral, as ligas NiTi são utilizadas por causa de suas propriedades de efeito memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE), também chamada de pseudoelasticidade. O EMF ocorre quando o metal é deformado de forma aparentemente permanente, na fase de baixa temperatura, recuperando sua forma original, através da transformação reversa (TR), quando submetido a um aquecimento a uma temperatura crítica, ligeiramente mais alta (Miura *et al.*, 1986).

A SE das ligas NiTi está associada a uma grande deformação recuperável (até 15%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmico e mecânico, na SE a força motriz para a transformação é mecânica. O carregamento mecânico produz uma transformação martensítica a partir da austenita, enquanto a descarga resulta na TR à fase parente β . Como a transformação martensítica prossegue em competição com a deformação plástica da fase β , alguma deformação plástica sempre permanece após a transformação reversa na descarga. A quantidade desta deformação residual depende principalmente do teor de níquel, da temperatura e do tipo de ciclagem termomecânica (Miyazaki *et al.*; 1981, 1982, 1986, 1989).

Tanto o EMF quanto a SE estão implicados em uma mudança de fase no estado sólido, chamada de transformação martensítica (TM). A TM é adifusional, ou seja, não envolve mudança de composição e, portanto, transporte de soluto por difusão. Os movimentos atômicos que produzem a TM são pequenos quando comparados com as distâncias interatômicas e são cooperativos, isto é, a transformação ocorre por um mecanismo do tipo cisalhamento, sem alterar a composição química da matriz. Desta forma, os átomos são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável. Embora o deslocamento individual de átomos seja pequeno, uma mudança macroscópica ocorre na forma do material, associada a este movimento. Devido às estas características a TM geralmente pode ocorrer tanto pelo abaixamento de temperatura quanto pela aplicação de tensão (Otsuka e Wayman, 1998).

Nas ligas NiTi, a austenita, fase parente ou de alta temperatura, é a fase β , de estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, designada B2, e a martensita, a fase de baixa temperatura, é monoclinica ordenada, designada B19', de simetria mais baixa (Otsuka e Wayman, 1998).

A TM nas ligas com EMF é usualmente termoelástica, isto é, é reversível pelo aquecimento e resfriamento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura. Pelo resfriamento da austenita (fase β), estável em alta temperatura, a martensita começa a se formar na temperatura M_s , e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação, M_f . Durante o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, sob tensão zero, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, A_s . Entre A_s e A_f , ambas as fases, martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura A_f , a liga é totalmente austenítica (Kuhn, *et al.*, 2001).

A Figura 3.5 mostra, de forma esquemática, as temperaturas de início e fim da formação da martensita no resfriamento, e as temperaturas de início e fim da TR da martensita para austenita no aquecimento. O intervalo entre as temperaturas de transformação M_f e A_f define o comportamento e aplicabilidade das ligas com memória de forma, pois é neste intervalo que o EMF opera, enquanto a SE ocorre em temperaturas logo acima de A_f .

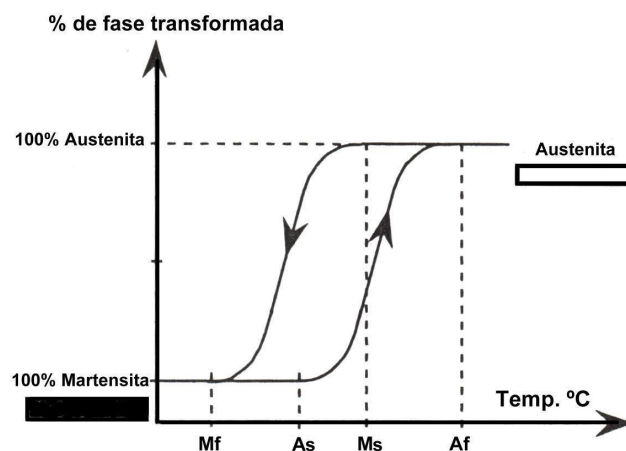


Figura 3.5 – Representação esquemática da TM e TR (Kuhn *et al.*, 2001)

A martensita também pode ser formada numa faixa de temperatura entre M_s e M_d pela aplicação de tensão, onde M_d é a temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão. A martensita assim formada é chamada martensita induzida por tensão (MIT). Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura é equivalente a um aumento na tensão, ambos estabilizando a martensita. Desta forma, a variação necessária na tensão para produzir a MIT aumenta linearmente com a temperatura acima de M_s (Wayman e Duerig, 1990).

A presença de impurezas pode afetar as temperaturas de transformação do material assim como as suas propriedades mecânicas. A maioria das impurezas, com exceção de Cu e Nb, diminuem as temperaturas de transformação, pois podem reagir com o Ti para formar precipitados, resultando em uma matriz rica em Ni, abaixando assim a temperatura de transformação. A maioria destas impurezas, simultaneamente, aumenta a resistência e decresce a ductilidade do material (Russel, 2000).

As TM e TR são geralmente acompanhadas por mudanças nas propriedades físicas e mecânicas das ligas, como módulo de elasticidade, limite de escoamento e resistividade elétrica (Otsuka e Wayman, 1998; Thompson, 2000). Uma propriedade física significativamente diferente entre austenita e martensita é o limite de escoamento. A estrutura martensítica pode se deformar pelo movimento dos contornos de maclas, que são muito móveis. Assim, o limite de escoamento da martensita é extremamente baixo quando comparado ao da austenita, que se deforma por geração e movimento de deslocações. Somente uma determinada quantidade de deformação martensítica pode ser acomodada por este processo de movimento de macla e uma vez excedida, o material se deformará elasticamente outra vez e, eventualmente, sofrerá escoamento num segundo momento por processos irreversíveis - movimento de deslocações (Wayman e Duerig, 1990).

Em temperaturas acima de A_f as ligas NiTi, na fase austenítica, se comportam como um metal normal, com escoamento e fluxo plástico iniciado em um nível de tensão normalmente baixo (Figura 3.6a). Em temperaturas suficientemente baixas, o módulo de elasticidade da martensita é menor que o da austenita. Sendo assim, em um nível de

tensão baixo, as variantes de martensita mais favoravelmente orientadas crescem às expensas das outras, resultando em uma grande deformação. Grande quantidade desta deformação permanece após a descarga, podendo ser recuperada pelo aquecimento e TR à fase austenítica (Figura 3.6b). Em temperaturas ligeiramente acima de A_f a austenita transforma-se em martensita pela aplicação de tensão, e sofre grandes deformações em uma tensão constante (A-B). Durante a descarga, a martensita induzida por tensão (MIT) reverte à austenita em um nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a SE (Figura 3.6c). Curvas tensão-deformação semelhantes são obtidas em temperaturas entre M_s e A_f , contudo, na descarga o material não reverte completamente à austenita, mantendo alguma quantidade de deformação (Wilkes e Liaw, 2000).

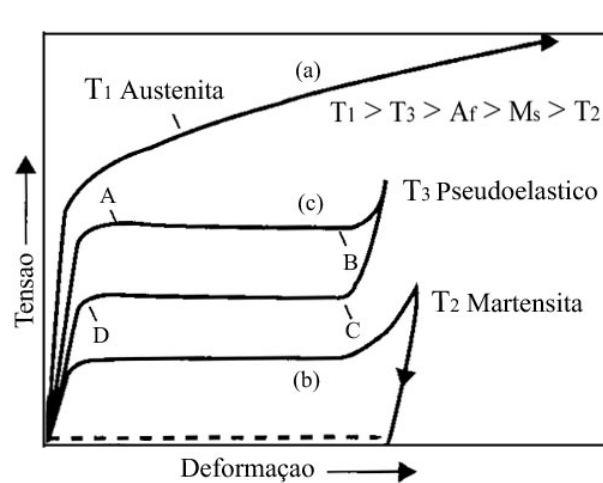


Figura 3.6 - Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita térmica, e (c) martensita induzida por tensão (Wilkes e Liaw, 2000).

A SE só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de M_d e acima de A_f . Se a temperatura excede M_d a martensita não pode ser induzida por tensão. Por outro lado, se a temperatura estiver abaixo de A_f a martensita induzida por tensão permanecerá estável durante a descarga. Desta forma, para que a SE realmente ocorra é necessário a aplicação de tensão em uma temperatura acima de A_f (Figura 3.7). A linha espessa do diagrama tensão-temperatura representa a variação na tensão de escoamento para as ligas com memória de forma. Abaixo de M_s , a deformação ocorre por maclação

da martensita; entre Ms e Af a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida é estável; entre Af e Md a martensita induzida por tensão e torna-se instável durante a descarga, caracterizando a SE; acima de Md a deformação por escorregamento se inicia, uma vez que a martensita não pode mais ser induzida por tensão (Duerig e Zadno, 1990).

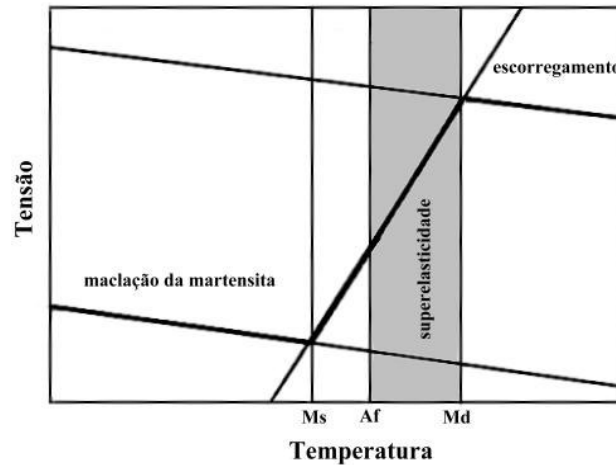


Figura 3.7 – Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade (Duerig e Zadno, 1990)

A deformação da liga acima de Ms resulta na nucleação de placas de martensita favoravelmente orientadas, que crescem durante a deformação adicional pela propagação de uma interface coerente. A microestrutura da martensita induzida por tensão é diferente da martensita termoelástica. Redes com baixo grau de simetria, como a monoclinica, possuem configurações energeticamente equivalentes, chamadas variantes, que são rotações e/ou imagens especulares umas das outras. Variantes diferentes têm orientações locais diferentes, e as interseções coerentes de tais variantes são chamadas de contornos de variantes. A martensita induzida por tensão consiste de uma única variante orientada preferencialmente na direção da tensão aplicada, enquanto a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de várias variantes. Como somente uma variante de martensita é formada na MIT, existe uma mudança de forma (alongamento) que é completamente recuperada após a remoção da tensão. Já na martensita térmica, ocorre uma auto-acomodação das muitas variantes de martensita formadas, não levando à mudança de forma global.

As maclas que se formam são simplesmente outras orientações (variantes) de martensita. Os contornos de maclas são locais de energia relativamente baixa e, devido à coerência atômica, podem se mover com relativa facilidade através da aplicação de tensão. Os contornos entre placas de martensita também se comportam como contornos de maclas, ou seja, as próprias placas individuais de martensita são maclas em relação às placas adjacentes. Desta forma, os contornos entre as placas de martensita, bem como, os contornos dentro das placas são chamados de contornos de macla (Wayman e Duerig, 1990). O movimento dos contornos de macla através de tensão é chamado demaclação, e promove uma mudança de orientação de uma variante em outra, mais favoravelmente orientada em relação à direção da tensão aplicada, como esquematizado na Figura 3.8 (Liu *et al.*, 1999).

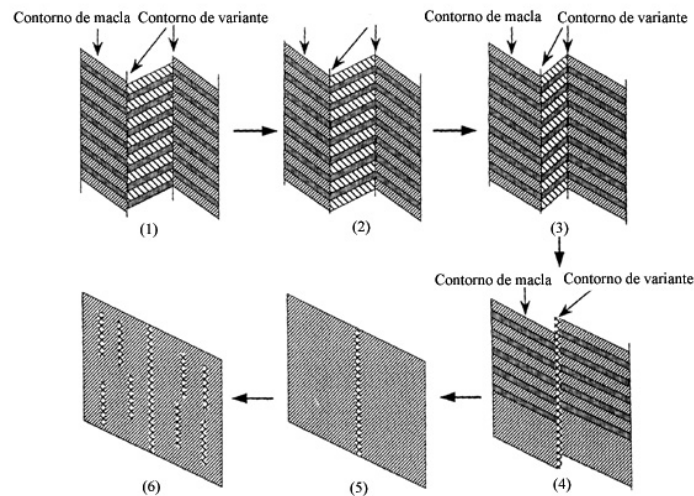


Figura 3.8 – Representação esquemática da reconfiguração de maclas da martensita sob tração em uma liga NiTi (1) estado não deformado, (2) acomodação de maclas e formação de maclas compostas, (3) reorientação da martensita, (4) reorientação adicional e demaclação da martensita, (5) processo de demaclação, e (6) geração de deslocamentos pela deformação adicional (Liu *et al.*, 1999)

O resfriamento entre as temperaturas M_s e M_f leva à transformação do cristal da austenita em 24 variantes de martensita, que se auto-acomodam. Seis grupos de quatro variantes são formados e a mudança de forma macroscópica média em cada grupo é aproximadamente zero, em função do cancelamento mútuo das mudanças de forma

individuais. Desta forma, não há alteração na forma inicial do material. Entretanto, a deformação desta configuração de multi-orientações de martensita, eventualmente resulta em uma única orientação de martensita devido à demaclação e ao movimento de certas interfaces de martensita (Figura 3.9). O mesmo acontece quando as interfaces martensita/martensita se movem sob tensão: uma orientação cresce às expensas de outra (Wayman, 1980).

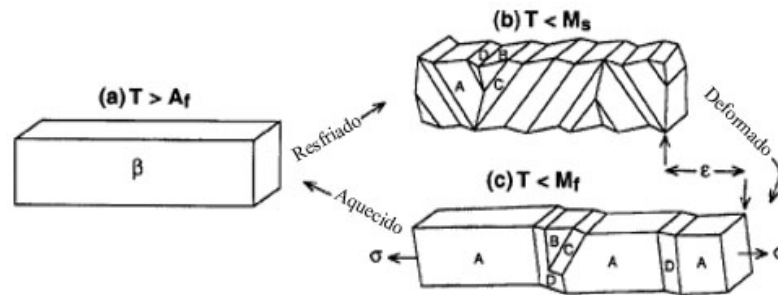


Figura 3.9 – Demaclação da liga NiTi deformada em $T < M_f$ e recuperação de forma em $T > A_f$ (Wayman, 1980).

Sob tensão de tração abaixo de M_f , ocorre o alongamento pela demaclação dentro de uma variante, coalescência variante-variante, e finalmente coalescência grupo-grupo. As variantes que permanecem são aquelas cuja mudança de forma permite a extensão máxima da amostra na direção à tensão aplicada (Figura 3.9). O alongamento depende da estrutura e da mudança de forma intrínseca da martensita, e da orientação da rede cristalina da fase parente em relação à tensão aplicada. Removendo a tensão aplicada, o alongamento permanece, uma vez que o rearranjo reverso das maclas e variantes não ocorre nesta temperatura (Wayman, 1981).

A deformação recuperável depende do movimento reversível das interfaces martensíticas pela remoção da tensão aplicada ou por mudança de temperatura. A princípio, todas as interfaces martensíticas são reversíveis. A característica do comportamento termoelástico é que os deslocamentos que levam à mudança na estrutura cristalina são os únicos deslocamentos que ocorrem independente se a transformação é induzida por tensão ou por temperatura. Assim, o comportamento termoelástico permite a recuperação da deformação imposta até a magnitude da

deformação de transformação. Entretanto, uma condição essencial é que a deformação de transformação seja acomodada elasticamente pela matriz circundante (Wayman, 1981).

Como o EMF envolve reversão é necessário que o mecanismo da deformação seja reversível durante o aquecimento da distorção de forma produzida por deformação. Sendo assim, a deformação não pode ocorrer por escorregamento, resultante do movimento irreversível de deslocações. A deformação reversível só pode ocorrer pelo movimento de interfaces parcial ou inteiramente coerentes, que podem se mover na direção reversa por ativação apropriada (Wayman, 1980).

Durante o aquecimento do material deformado, a TR ocorre entre A_s e A_f , pela contração das placas que nuclearam e cresceram durante a transformação martensítica. A recuperação da forma se dá de uma maneira dependente da estrutura deformada. Sendo assim, a fase retransformada será exatamente igual ao estado inicial, sendo o comprimento original é restabelecido (Figura 3.9). Isto ocorre em função das simetrias relativas envolvidas e da necessidade de manter o ordenamento. A fase parente, que possui alta simetria, apresenta muitos eixos principais cristalograficamente equivalentes para a mudança de estrutura, que favorecerá a formação de muitas variantes de martensita. Por outro lado, a martensita, de simetria inferior, não possui tal multiplicidade de escolhas, e somente uma única variante da fase parente é nucleada durante a transformação reversa devido às restrições cristalográficas, restaurando a forma original do material (Wayman, 1980).

A acomodação da forma devido ao movimento dos contornos de maclas é suportada somente pela estrutura martensítica, que é menos simétrica. Quando se retorna à estrutura austenítica, que é mais simétrica, a deformação por demaclação deve desaparecer (Wayman e Duerig, 1990).

A mudança de forma na TM gera uma grande deformação ao redor da martensita formada na fase parente. A redução desta deformação é importante nos processos de nucleação e crescimento da martensita e pode ser obtida de duas maneiras: pela

introdução de escorregamento ou de maclas. Estas deformações não provocam alterações na estrutura da martensita e por isso são chamadas deformação invariante de rede (DIR).

O tipo de liga vai ditar se a redução da deformação será por escorregamento ou maclação. Nas ligas com memória de forma a maclação é normalmente introduzida como uma DIR (Otsuka e Wayman, 1998).

3.4 O sistema NiTi

No diagrama de fase do sistema NiTi (Figura 3.10), o interesse está restrito à região central, limitada pelas fases Ti_2Ni , $TiNi_3$ e $TiNi$ (fase β). Esta última se transforma martensiticamente da estrutura B2 para a B19'. A região de fase β é muito estreita em temperaturas abaixo de $650^\circ C$ e está presente, geralmente, na faixa de composição entre 50,0 e 50,5%atNi (Otsuka e Ren, 1999).

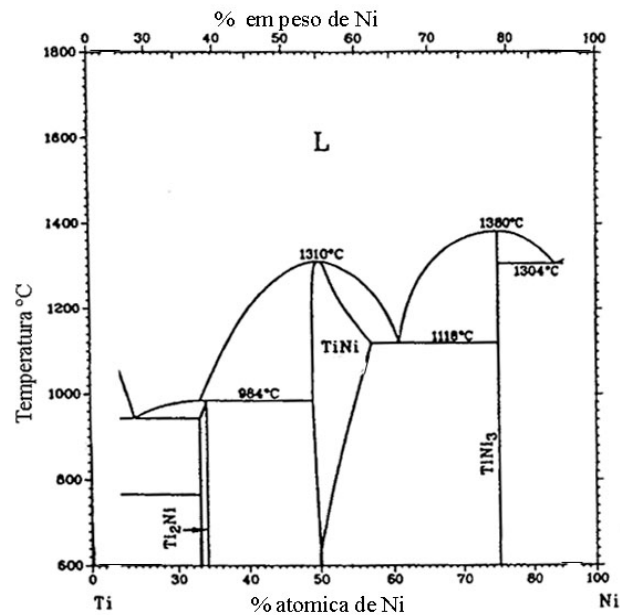


Figura 3.10 - Diagrama de fase do sistema NiTi (Otsuka e Ren, 1999)

Após a solidificação do lingote de NiTi, a microestrutura deve ser refinada por processos de deformação adicionais com o intuito de se obter propriedades úteis em muitas aplicações, uma vez que após a fusão ela apresenta propriedades mecânicas como ductilidade, resistência à fratura, efeito memória de forma e superelasticidade aquém do desejado (Russel, 2000).

As propriedades finais do componente de NiTi são determinadas, em grande escala, pela combinação da quantidade de trabalho a frio, tempo e temperatura usados no tratamento térmico final. Como as ligas NiTi encruam muito rapidamente, usualmente a deformação no trabalho a frio não deve ultrapassar 30 a 50% em cada estágio, antes do material ser recozido (Russel, 2000).

As propriedades superelásticas otimizadas são obtidas em ligas NiTi com 50,5%atNi trabalhadas a frio. Estas ligas devem passar por um tratamento termomecânico a temperaturas relativamente baixas (por volta de 350°C), com o intuito de promover a recuperação parcial da microestrutura deformada e a precipitação da fase intermediária Ti_3Ni_4 , que favorece a formação da fase R, cuja presença na liga aumenta a superelasticidade (Saburi *et al.*, 1982; Miyazaki e Otsuka, 1986; Thoma *et al.*, 1995; Otsuka e Ren, 1999; Huang e Liu, 2001).

Os tratamentos termomecânicos podem implicar em três reações diferentes no estado sólido: mudança local na composição química (precipitação), recuperação dos defeitos (recristalização), e transformação estrutural de fase. Nas ligas com EMF pode-se usar estas “reações combinadas”. A remoção de deslocamentos pela recuperação e recristalização ou o início de formação e dissolução de precipitados são de grande importância para as propriedades estruturais (dureza) e funcionais (temperaturas de transformação) da liga.

As ligas ricas em Ni podem sofrer uma mudança nos valores de M_s durante a exposição prolongada em temperaturas encontradas em serviço, em função da formação de precipitados. Em altas temperaturas, existe energia térmica suficiente para permitir a rápida difusão dos átomos de Ni e Ti na matriz. Entretanto, à medida que a temperatura

aumenta torna-se mais difícil para os átomos formarem um núcleo de precipitado. Em temperaturas mais baixas, contudo, ocorre o oposto: as taxas de nucleação são altas, porém as taxas de difusão são baixas. Temperaturas intermediárias, na faixa de 350°C à 450°C, são ideais para estes dois processos, pois resultam em taxas de precipitação máximas, com maior impacto sobre as temperaturas de transformação. A reação de precipitação torna-se máxima em torno de 425°C, ou seja, o Af aumenta mais rapidamente após tratamentos térmicos nesta temperatura. Sendo assim, a mudança na temperatura de transformação é devida à difusão dos átomos de Ni e Ti, onde os átomos de Ni se congregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase NiTi. Como a matriz se torna enriquecida em Ti, a temperatura de transformação aumenta, como esperado da relação entre composição e temperatura de transformação (Melton, 1990).

Nas ligas NiTi ricas em Ni as temperaturas de transformação podem ser controladas através do teor de Ni. No lado rico em Ni os precipitados de Ti_3Ni_4 , formados nos estágios iniciais de envelhecimento em baixas temperaturas, encontram-se finamente dispersos e são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade (Otsuka e Ren, 1999). Estes precipitados são coerentes com a matriz, têm uma forma lenticular e dão origem a campos de tensão ao redor deles (Allafi *et al.*, 2002b). A precipitação de Ti_3Ni_4 endurece a matriz da fase β , melhorando assim a capacidade de recuperação do EMF (Miyazaki *et al.*, 1982; Saburi *et al.*, 1982).

Os precipitados de Ti_3Ni_4 tornam-se instáveis acima de 627°C e se decompõem (Somsen *et al.*, 1999). Os precipitados da fase metaestável Ti_2Ni_3 ou da fase estável $TiNi_3$, são encontrados ao lado da fase β em temperaturas superiores a 627°C (Nishida *et al.*, 1986). A fase de equilíbrio é $TiNi_3$, enquanto Ti_3Ni_4 e Ti_2Ni_3 são fases intermediárias formadas antes da fase de equilíbrio, aparecendo na seguinte ordem com o envelhecimento (Otsuka e Wayman, 1998):

Envelhecimento em temperaturas abaixo de 680°C:



Envelhecimento em temperaturas entre 680°C e 750°C:



Envelhecimento em temperaturas entre 750°C e 800°C:



O produto final da decomposição é sempre uma mistura de TiNi_3 e TiNi , uma vez que as fases intermediárias Ti_3Ni_4 e Ti_2Ni_3 são metaestáveis (Otsuka e Wayman, 1998).

Nas ligas NiTi podem aparecer dois tipos de estruturas martensíticas, dependendo do teor de níquel, adição de elementos de liga e história termomecânica das mesmas. A estrutura martensítica mais comum é a martensita monoclinica ($B19'$), observada em ligas NiTi binárias aproximadamente equiatômicas com recozimento completo e na maioria das ligas ternárias. A célula unitária da martensita $B19'$ pode ser alongada em cerca de 10% em relação à fase parente. Este alongamento define o máximo de mudança de forma recuperável.

O outro tipo de estrutura martensítica, chamada fase R, aparece em ligas NiTi binárias ricas em Ni e envelhecidas em uma temperatura baixa apropriada, em ligas NiTi aproximadamente equiatômicas que receberam tratamento termomecânico adequado, e em ligas ternárias (Ni-Ti-Fe e Ni-Ti-Al) (Saburi *et al.*, 1992). A fase R possui uma estrutura trigonal, que é descrita por uma rede hexagonal. Ela é alongada 0,94%, uma ordem de grandeza menor que aquela da martensita $B19'$ (10%), portanto, o alongamento continuado transforma a única variante de fase R em martensita demaçada (Miyazaki *et al.*, 1988). A fase R tem seu próprio conjunto de variantes, que são demaçadas por tensão nos estágios iniciais da aplicação de carga, contribuindo para a deformação através da distorção romboédrica da célula unitária. A fase R é estável entre os pontos R_s e M_s e coexiste com a martensita $B19'$ entre M_s e M_f . Assim, a deformação associada a elas aparece numa ampla faixa de temperatura.

Durante o envelhecimento de ligas NiTi ricas em Ni ocorre a precipitação de partículas Ti_3Ni_4 na matriz de B2. Em muitos casos este sistema matriz/partícula se transforma em dois estágios, primeiro de B2 \rightarrow fase R e em seguida da fase R \rightarrow B19'. Isto ocorre porque a presença de partículas Ti_3Ni_4 produz uma forte resistência a grandes deformações invariantes de rede associadas com a formação de B19'. A fase R como produz uma deformação invariante de rede significativamente menor é favorecida pela presença dos precipitados. Na ausência destas partículas a transformação ocorre em um só passo de B2 \rightarrow B19 (Allafi *et al.*, 2002a).

Ambas martensitas, de fase R e B19', nucleiam próximo aos precipitados de Ti_3Ni_4 e crescem na matriz. Entretanto, a fase R cresce regularmente sem interrupções aparentes, enquanto a martensita B19' nucleia em explosões abruptas e cresce rapidamente a um tamanho significativo; necessitando de um resfriamento adicional antes de consumir o restante da matriz. As temperaturas de transformação nas regiões próximas aos precipitados são mais altas que as temperaturas de transformação longe das regiões dos precipitados. Dependendo do tempo e da temperatura de envelhecimento, ocorrem distribuições heterogêneas de Ni, que podem afetar as temperaturas de transformação. A formação de grandes precipitados ocasiona um decréscimo de Ni na matriz, associado a um aumento nas temperaturas de transformação. No início do processo de envelhecimento a concentração de Ni da matriz muda apenas próximo às partículas e a maior parte da matriz não é afetada. Com tempos intermediários de envelhecimento, a concentração de Ni varia fortemente em função da localização entre as partículas. Após longos tempos de envelhecimento todo o excesso de Ni é consumido e a microestrutura de duas fases alcança equilíbrio termodinâmico. Após tempos curtos de envelhecimento as curvas de DSC apresentam dois picos distintos de transformação, três picos após tempos intermediários de envelhecimento e outra vez dois picos após longos períodos de envelhecimento, denominado comportamento de transformação 2-3-2 (Bataillard *et al.*, 1998). Este comportamento pode ser explicado, possivelmente, pela composição heterogênea que se desenvolve durante o envelhecimento, quando os precipitados de Ti_3Ni_4 crescem, e pela diferença entre as barreiras de nucleação, que é pequena para a fase R e que é grande para a martensita B19' (Allafi *et al.*, 2002a).

Em microestruturas heterogêneas, resultantes de tempos de envelhecimento curto e intermediário, foram observadas transformação martensítica em três passos: 1º pico: formação de fase R nas regiões contendo precipitados; 2º pico: formação de martensita B19' nas regiões contendo precipitados; e 3º pico: transformação de B2 para B19' em regiões livres de precipitados. Após tempos de envelhecimento longos (100h), os precipitados crescem a grandes tamanhos e o espaçamento entre eles torna-se tão grande que a transformação martensítica da matriz não é muito afetada pela sua presença. Os precipitados grandes, além disso, podem perder a coerência e, desta forma, o seu potencial para afetar a nucleação de fases martensíticas (Allafi *et al.*, 2002b).

A transformação $B2 \rightarrow R$ acontece por nucleação e crescimento. Com o resfriamento, as placas finas de fase R que nucleiam a partir de defeitos de rede como as deslocções, crescem e se juntam. Com o resfriamento adicional, muitas outras placas de fase R se formam semelhantemente, e, finalmente, toda a região se transforma em fase R. A região entre R_s e R_f , representa simplesmente uma região de duas fases consistindo das fases parente e fase R. Com o aquecimento, as placas de fase R se contraem e desaparecem (Otsuka e Ren, 1999).

A transição $B2 \rightarrow B19'$, como mencionado anteriormente, pode ser prevenida pela precipitação de partículas de Ti_3Ni_4 . Isto ocorre nos estágios iniciais do recozimento, em temperaturas baixas (380, 450 e 550°C), uma vez que elas atuam como centros de nucleação para a fase R. A quantidade de partículas de Ti_3Ni_4 atuando como sítios de nucleação para a fase R não muda muito com o teor de níquel. Já o crescimento destas partículas com o aumento da temperatura de recozimento reduz o número de possíveis sítios de nucleação. Sendo assim, para uma dada temperatura de recozimento, a temperatura de transformação de fase R (T_R) é aproximadamente independente da concentração de níquel, mas decresce ligeiramente com o aumento da temperatura de recozimento. A temperatura M_s , ao contrário, aumenta com o aumento da temperatura de recozimento. Este aumento ocorre em função do crescimento dos precipitados de Ti_3Ni_4 , que promove aumento da área superficial para nucleação da martensita B19' (Somsen *et al.*, 1999).

As ligas com memória de forma, tratadas termomecanicamente, também podem apresentar duas ou mais transformações distintas no aquecimento: $B19' \rightarrow$ fase R e fase $R \rightarrow B2$ (Thoma *et al.*, 1995). Entretanto, parece que na TR não há nenhuma vantagem energética em passar através de um estágio intermediário (fase R), porque as deformações de transformação de $B19' \rightarrow$ fase R e de fase $R \rightarrow B2$ são quase as mesmas. Portanto, foi sugerido que a TR em dois passos seja devida a um primeiro pico de transformação associado à transformação reversa em regiões livres de precipitados de Ti_3Ni_4 e um segundo pico de transformação no restante da microestrutura (Allafi *et al.*, 2002b).

A aplicação de tensão sobre uma liga metaestável susceptível à transformação martensítica em uma temperatura constante, T_1 , é representada pela curva tensão-deformação da Figura 3.11, se T_1 for maior que A_f . A seção AB representa a deformação elástica da fase parente. No ponto B, as primeiras placas de martensita começam a formar. A transformação é completada quando o ponto C é alcançado. A inclinação da seção BC reflete a facilidade com que a transformação prossegue até o final, sem aumentos significativos na tensão. É esperado que no final do patamar de tensão (BC) a maior parte do material tenha se transformado em martensita, mas em um material policristalino alguma austenita residual, cuja transformação exige um nível de tensão mais alto, ainda permanece (Miyazaki *et al.*, 1981). Além do ponto C, o aumento na deformação requer um aumento na tensão. Inicialmente, o principal mecanismo de deformação é a distorção elástica da martensita monoclinica acompanhada pela transformação gradual da austenita residual. Em uma deformação de aproximadamente 7,5% (próximo ao ponto C'), a tensão alcança um nível suficientemente alto para que a martensita inicie o escorregamento, isto é, a deformação permanente e a inclinação da curva começam a decair (Shaw e Kyriakides, 1995). Em D, é alcançado o ponto de escoamento plástico da martensita e o material se deforma plasticamente até ocorrer a fratura. Se a tensão é liberada antes de alcançar o ponto D, isto é no ponto C', a deformação é recuperada em vários estágios. A porção C'F da curva corresponde ao descarregamento elástico da martensita. No ponto F a transformação reversa se inicia e a fração de martensita decresce até a fase parente ser completamente restaurada (G). A

seção GH representa o descarregamento elástico da austenita. A deformação total pode ou não ser completamente recuperada (Krishnan *et al.*, 1974).

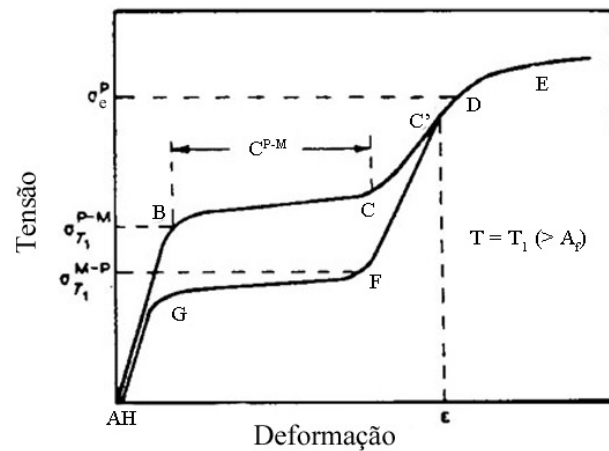


Figura 3.11 - Curva tensão-deformação mostrando o comportamento pseudoelástico (Krishnan *et al.*, 1974).

3.5 Deformação cíclica das ligas NiTi

As ligas NiTi submetidas à deformação cíclica geralmente apresentam deformação permanente, provavelmente em consequência da introdução de deslocamentos e outros defeitos gerados em altos níveis de tensão nos ciclos de tração precedentes (Melton e Mecier, 1979). A estabilidade do comportamento cíclico pode ser melhorada pela elevação da tensão crítica de escorregamento, através de dois mecanismos distintos: o endurecimento por precipitação e/ou por deslocamentos rearranjados termicamente.

O carregamento cíclico de liga NiTi superelástica, previamente recozida a 500°C, após 100 ciclos, promove um amaciamento cíclico, onde a tensão requerida para nuclear as placas de martensita e a tensão de pico na faixa de deformação máxima decrescem com a ciclagem (Figura 3.12a). O amaciamento cíclico é mais pronunciado entre o 1º e 10º ciclos, e com menor diferença entre o 50º e 100º ciclos. A deformação plástica residual satura-se após aproximadamente 60 ciclos, permanecendo relativamente constante em um valor de 2,1% após deformação adicional (Figura 3.12b). Isto indica uma

“saturação” da microestrutura, ou seja, para a faixa de deformação aplicada as mudanças adicionais são desprezíveis na estrutura de deslocações e maclas. (McKelvey e Ritchie, 1999).

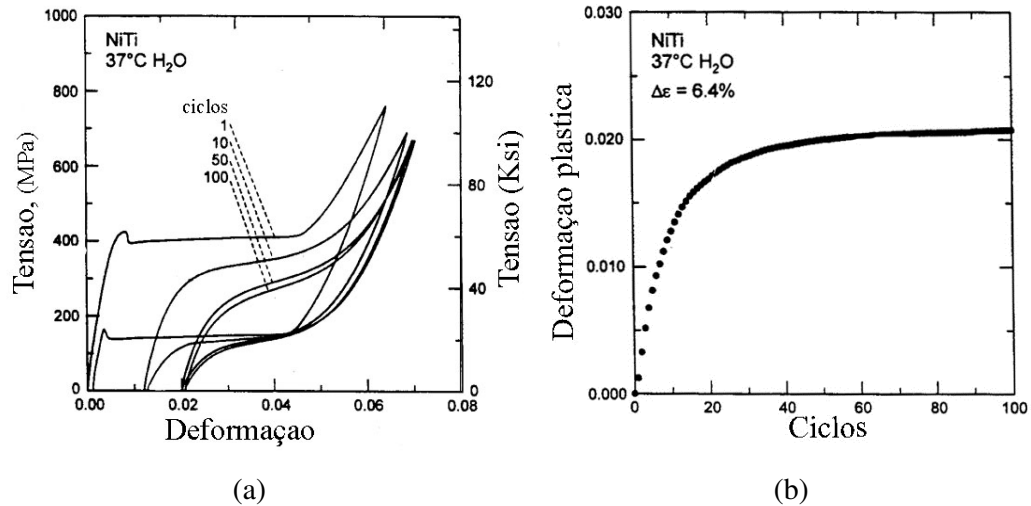


Figura 3.12 - Comportamento cíclico de uma liga NiTi superelástica (a), e saturação da deformação plástica após 60 ciclos (b) (McKelvey e Ritchie, 1999)

Foi verificado por Bahia *et al.* (2005) e Bahia *et al.* (2006a) que existe uma tendência de estabilização do comportamento mecânico de fios de NiTi superelásticos após pequenas mudanças nos primeiros ciclos de tensão e deformação com carga e descarga no regime superelástico, produzindo pouco efeito nas propriedades mecânicas do material. Este fato está associado aos defeitos gerados quando as ligas NiTi são submetidas à deformação cíclica no regime elástico. A tensão interna associada a estes defeitos criados contribui para a nucleação da martensita induzida por tensão durante nos carregamentos subsequentes, diminuindo assim a tensão necessária para a transformação. A saturação na quantidade e distribuição dos defeitos internos após os ciclos iniciais de carregamento é responsável por este efeito de estabilização. A saturação não compromete as propriedades superelásticas do fio, por outro lado, pode comprometer a resistência à fadiga e à torção.

De um modo geral o comportamento das ligas NiTi submetidas à ciclagem termomecânica é caracterizado pelas seguintes propriedades (Miyazaki *et al.*, 1986; Tobushi *et al.*, 1992, 1996):

- (1) as tensões críticas para o início e final das transformações martensítica e reversa decrescem com o aumento no número de ciclos
- (2) as temperaturas de início e final das transformações martensítica e reversa se elevam com o aumento do número de ciclos
- (3) a deformação residual não recuperável aumenta com o progresso da deformação cíclica
- (4) a histerese de tensão torna-se menor com o aumento do número de ciclos
- (5) a extensão da deformação de transformação decresce com o aumento do número de ciclos, em função do aparecimento da deformação não recuperável
- (6) os fenômenos mencionados acima variam significativamente nos ciclos iniciais, entretanto, a quantidade de variação decresce com o aumento no número de ciclos.

Testes de aquecimento e resfriamento cíclicos, sob tensão constante, demonstram que as temperaturas de início das transformações martensítica e reversa (M_s e A_s) variam significativamente nos primeiros ciclos, mas adquirem valores aproximadamente constantes após certo número de ciclos (Tobushi *et al.*, 1992).

A provável causa para a deformação residual é a ocorrência de deformação por escorregamento durante o ciclo de deformação precedente (Melton e Mercier, 1979) e pelas placas de martensita que permanecem após a descarga. O campo de tensão formado pela deformação, que aumenta com o número de ciclos, pode ser a causa deste efeito. A martensita residual localiza-se nas proximidades dos contornos de grãos e contribui para a deformação residual. A tensão interna formada por estas deformações por escorregamento pode favorecer a formação de martensita induzida por tensão, levando a um decréscimo na tensão crítica aplicada para induzir martensita pela deformação cíclica. O aumento da deformação residual e a redução da tensão crítica para formar martensita dependem não somente da tensão crítica de escorregamento, mas também da capacidade de endurecimento cíclico da liga. (Tobushi *et al.*, 1992; Strnadel

et al., 1995). É importante elevar a tensão crítica de escorregamento, com o intuito de estabilizar as características de pseudoelasticidade contra a deformação cíclica. Esta tensão crítica depende do tratamento termomecânico e do teor de Ni (Miyazaki *et al.*, 1986).

A maior deformação de transformação em ligas NiTi com menores teores de Ni, que são ligas menos endurecidas, é atribuída ao fato de que a suas deslocções oferecem somente ligeira resistência contra o crescimento de variantes de martensita preferencialmente orientadas. Assim, as ligas NiTi com maiores teores de Ni exibem valores mais altos de tensão crítica de escorregamento, por isso grau inferior de deformação residual, menor quantidade de endurecimento cíclico por deslocção, menor indução de tensão interna e, conseqüentemente, sua tensão para formação de martensita não decresce tão rapidamente quando o número de ciclos aumenta, como no caso de ligas com baixo teor de Ni (Strnadel *et al.*, 1995).

De um modo geral, a análise por microscopia eletrônica de transmissão (MET), de ligas NiTi sob carregamento cíclico, mostra que sob tração não é observada nenhuma deformação plástica significativa devido à tensão aplicada na maioria das bandas de macla da martensita. Diferentemente, sob compressão é introduzida uma alta densidade de deslocções nas bandas de macla da martensita e na área de acomodação de variantes (Xie *et al.*, 1998). Embora a mesma fração de martensita seja formada em tração e compressão, a reorientação das variantes é mais eficiente em tração que em compressão (Orgéas e Favier, 1995).

3.6 Fadiga em ligas NiTi

A fadiga mecânica é o resultado de tensões que variam com o tempo (cíclicas) e que são muito menores do que aquelas necessárias para causar fraturas em uma única aplicação de carga. Sendo assim, a fadiga que pode levar à fratura de um dispositivo após certo período de uso. A principal característica da fratura por fadiga é que ela acontece sem apresentar quaisquer defeitos aparentes como a deformação permanente, ou mudança na estrutura do material (Courtney, 1990). A resistência à fadiga dos materiais é um dos

aspectos mais importantes a se considerar nas aplicações de dispositivos que utilizam partes rotatórias.

Fadiga é o termo utilizado para se referir à fratura de materiais submetidos a tensões cíclicas. Nos metais, a fratura por fadiga envolve três estágios: a nucleação de trincas, seu crescimento lento e progressivo e a fratura final rápida. A nucleação de trincas, como na maioria dos processos de fratura dúctil, está relacionada a um fluxo plástico heterogêneo em nível microscópico, podendo ocorrer mesmo quando a estrutura se encontra, macroscopicamente, sob tensões elásticas. Em todos os materiais existem regiões não homogêneas, resultando em defeitos de superfície que funcionam como concentradores locais de tensão. Os defeitos de superfície sob a ação de tensões cíclicas, podem culminar na nucleação de trincas (Estágio I). Durante o processo de crescimento lento (Estágio II), a taxa de avanço da trinca é influenciada pela frequência e amplitude do ciclo de tensão ou deformação. O crescimento lento da trinca é interrompido pela fratura final rápida (Estágio III), quando a trinca desenvolvida atinge o tamanho crítico para propagação instável. A taxa de propagação da trinca está intimamente relacionada com a variação de tensão em cada ciclo; quanto maior a variação de tensão, maior a taxa de avanço da trinca. Sendo assim, a área de fratura final depende das tensões aplicadas e da tenacidade do material (Courtney, 1990).

Apesar das fraturas por fadiga aparentarem ser macroscopicamente “frágeis”, ou seja, sem deformação macroscópica, a deformação plástica localizada está presente, pois em qualquer tipo de fratura de metais, a trinca de fadiga é nucleada e propagada por deformação plástica (Dieter, 1986).

Limite de fadiga é o que ocorre em alguns metais, onde existe uma amplitude de tensão abaixo da qual a fratura não acontecerá independente do número de ciclos. (Dieter, 1986). Tanto a amplitude de tensão crítica como o limite de fadiga são alterados pela magnitude da tensão média, assim, quando σ_m aumenta, o limite de fadiga ou a amplitude de tensão crítica deve decrescer (Courtney, 1990).

De acordo com o número de ciclos até a fratura (NCF), a fadiga pode ser dividida em fadiga de alto ciclo ($NCF \gg 10^3$) e fadiga de baixo ciclo ($NCF < 10^3$). Durante a fadiga de alto ciclo, o nível de tensão gera apenas deformação elástica no material. Já a faixa de fadiga de baixo ciclo promove uma deformação plástica, tanto microscópica quanto macroscópica. Os materiais para aplicações que envolvem fadiga de baixo ciclo devem apresentar alta ductilidade, porque as trincas de fadiga são nucleadas precocemente e o avanço lento da trinca é inibido em um material que encrua adequadamente e manifesta boa maleabilidade. Neste tipo de fadiga a propagação lenta de trincas ocupa a maior parte da vida em fadiga do dispositivo. Ao contrário, materiais altamente resistentes possuem melhor desempenho em aplicações de fadiga de alto ciclo, onde a nucleação de trincas é mais difícil e o processo de nucleação consome a maior parte da vida em fadiga. Para que os materiais apresentem resistência “ideal” à fadiga eles devem possuir resistência e ductilidade altas (Courtney, 1990).

As superfícies de fratura dos metais que falham por fadiga apresentam características específicas que podem auxiliar na identificação da fadiga como causa provável da falha. Sob o aspecto macroscópico, uma característica é a presença de uma superfície lisa, que pode ou não conter marcas na forma de anéis, conhecidas como “marcas de praia”, que correspondem à região de crescimento lento e intermitente das trincas. A outra característica é presença de uma região fibrosa, característica de fratura dúctil, correspondente ao processo de fratura final (Courtney, 1990; Reed-Hill, 1992).

As “marcas de praia” são produzidas em consequência de alterações na amplitude e frequência das tensões cíclicas. Sendo assim, esta característica não é encontrada em situações de laboratório, onde não há alterações nos ciclos de tensão. Usualmente, as “marcas de praia” sobre a superfície de fratura são concêntricas com a origem da fratura, e as distâncias entre elas não representam uma medida do avanço da trinca por ciclo de tensão-deformação. Como as fraturas por fadiga ocorrem, normalmente, após vários ciclos, a trinca durante seu crescimento lento avança somente distâncias microscópicas em cada ciclo (Courtney, 1990; Reed-Hill, 1992).

As áreas relativas às regiões de crescimento lento e fratura rápida representam uma medida grosseira da magnitude da tensão cíclica máxima e/ou da tenacidade à fratura do material. Para uma mesma tenacidade à fratura, a área de fratura rápida aumenta com a tensão máxima aplicada. De maneira semelhante, para uma tensão máxima fixa, a área relativa ao crescimento lento da trinca aumenta com o aumento da tenacidade à fratura do material. A taxa de propagação da trinca está intimamente relacionada à variação de tensão (diferença entre as tensões máxima e mínima) em cada ciclo; quanto maior a variação de tensão, maior a taxa de avanço da trinca (Courtney, 1990; Reed-Hill, 1992).

Ao exame microscópico da superfície de fratura pode-se observar uma série de marcas paralelas, normalmente curvas, que ocorrem em função propagação da trinca sob tensões alternadas. Estas marcas são chamadas de “estrias de fadiga”, e as distâncias entre elas representam uma medida do avanço lento da trinca. Nem todo ciclo de tração-deformação produz uma estria de fadiga, mesmo assim, as estrias de fadiga representam as posições sucessivas ocupadas pela frente de propagação da trinca nos ciclos de tensão sucessivos (Reed-Hill, 1992). A presença das marcas de praia e/ou estrias de fadiga é evidência somente do crescimento intermitente da trinca, e não, necessariamente, significa que a falha tenha sido causada por fadiga (Courtney, 1990).

Vários estudos confirmam que à temperatura ambiente os instrumentos endodônticos de NiTi apresentam como principal constituinte a fase austenita (Kuhn *et al.*, 2001; Bahia *et al.*, 2005; Kim *et al.*, 2005; Alexandrou *et al.*, 2006a,b). De uma forma geral, as ligas NiTi oferecem boa resistência à fadiga quando a mesma é controlada por deformação, enquanto podem sofrer fadiga mais rapidamente em situações controladas por tensão. Na fadiga controlada por deformação, o material é submetido a grandes deformações, geralmente no regime plástico, enquanto que na fadiga por tensão o material é submetido a deformações menores no regime elástico. Os instrumentos endodônticos de NiTi são muito utilizados em endodontia, em razão das excelentes propriedades de fadiga controlada por deformação desta liga, capaz de tolerar situações de fadiga severa no sistema de canais radiculares curvos (Duerig *et al.*, 1999).

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

Vidas em fadiga mais curtas têm sido observadas em ligas NiTi em consequência da coexistência de martensita e austenita, onde os contornos de fase funcionam como fontes de concentração de tensão (Tabanlı *et al.*, 1999). Por outro lado, limiares de fadiga mais altos e taxas de propagação de trinca mais lentas têm sido encontradas na martensita comparada à austenita estável e superelástica. A austenita superelástica apresenta as piores propriedades em relação ao crescimento da trinca, embora seja a microestrutura mais utilizada para aplicações comerciais. Isto sugere que a superelasticidade não aumenta a resistência ao crescimento da trinca de fadiga na liga NiTi (Dauskardt *et al.*, 1989; McKelvey e Ritchie, 2001).

Figueiredo (2006) avaliou o comportamento em fadiga de baixo ciclo de cinco fios de NiTi (um com microestrutura austenítica estável; dois superelásticos; um bifásico: microestrutura austenítica e martensítica; e um martensítico estável), submetidos a ensaios de flexão rotativa sob controle de deformação. Os fios martensíticos apresentaram a maior vida em fadiga. Análises por elementos finitos sugeriram que a concentração de tensões e deformações é bem menos intensa no fio martensítico, o que justifica a maior vida em fadiga deste fio. Os fios superelástico e bifásico apresentam curvas de fadiga que, para deformações menores que 4%, se aproximam da curva do fio austenítico. Entretanto, para deformações mais altas, um crescimento da vida em fadiga faz com que suas curvas passem a se aproximar gradativamente da curva do fio martensítico, adquirindo a inesperada forma de um “Z” (Figura 3.13). Foi verificado que variações no trecho em “Z” das curvas de fadiga estão relacionadas a diferenças na estabilidade da austenita nos fios. Além disso, foi possível relacionar esse efeito “Z”

com alterações nas superfícies de fadiga e na morfologia das trincas. Este efeito foi associado à inibição da formação de martensita na ponta da trinca, causada pela redução de volume associada a esta transformação. Para deformações mais elevadas, um volume crescente de martensita é formado no material, dificultando a nucleação e propagação de trincas de fadiga.

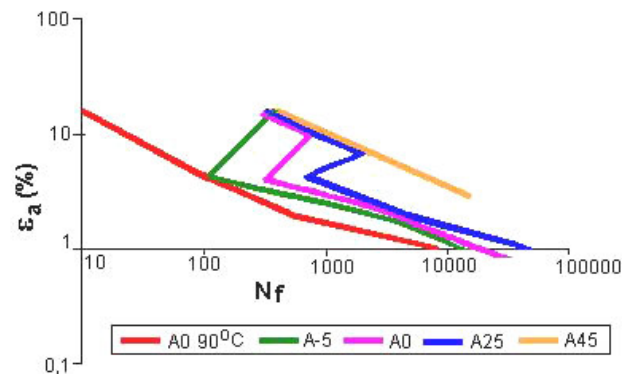


Figura 3.13 - Curvas de fadiga obtidas em fios de NiTi com microestrutura austenítica estável (A0 90°C), austenítica com superelasticidade (A-5 e A0), bifásica (A25) e martensítica estável (A45)

De acordo com Hornbogen (2002) a nucleação de múltiplas trincas nos contornos de variantes na martensita, ocorre de forma rápida. A liga se apresenta muito danificada pelas microtrincas, entretanto, ainda consome um grande número de ciclos antes que se desenvolvam trincas macroscópicas, que possam iniciar o crescimento de acordo com os princípios da mecânica da fratura. Esta rápida formação de múltiplas trincas resulta em um crescimento lento das mesmas devido à dissipação de energia em um sistema de trincas altamente ramificado (Hornbogen, 1990).

Outro fator que afeta a resistência à degradação cíclica das ligas NiTi, é o tamanho dos precipitados de Ti_3Ni_4 , controlado através de tratamentos térmicos. O envelhecimento de uma liga NiTi com composição de Ti-50,9%atNi, geralmente melhora a resistência à fadiga do NiTi por produzir precipitados menores (10nm) e coerentes de Ti_3Ni_4 . Estes tipos de precipitados proporcionam a estabilização da martensita devido à ciclagem

mecânica e ausência de geração e movimento de deslocamentos. Amostras com precipitados maiores (50nm) e incoerentes apresentam geração e movimento de deslocamentos significativo, devido à ciclagem mecânica, em adição às placas de martensita estabilizadas (Gall e Maier, 2002). O teor de impurezas presente na liga NiTi também pode influenciar sua resistência à fadiga. Foi verificado por Matheus (2008) que maiores concentrações residuais de carbono (C), resultam em uma maior quantidade de precipitados de carbonetos de titânio (TiC), que podem servir como pontos concentradores de tensão e conseqüentemente de nucleação de trincas, diminuindo a resistência à fadiga.

3.7 Fadiga em instrumentos endodônticos de NiTi

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

As condições dos tratamentos térmicos são variáveis importantes que devem consideradas durante o processo de fabricação dos instrumentos endodônticos. Em ligas superelásticas, a reorientação repetida da martensita sob tensão permite um acúmulo gradual de defeitos na estrutura da liga, gerando deslocamentos na interface entre as variantes da martensita. A alta densidade de deslocamentos influencia o processo de reorientação e TR da martensita com conseqüente aumento da deformação residual e degradação do EMF e SE (Sotokawa, 1988). Desta forma, a avaliação de diferentes tratamentos térmicos, e das tensões geradas durante o processo de fabricação, alterando a transformação de fase, bem como, o comportamento mecânico dos instrumentos têm sido objeto muitos estudos, por influenciar a resistência à fratura dos instrumentos de NiTi acionados a motor durante o uso clínico em canais curvos.

De acordo com Kuhn *et al.* (2001), a liga dos instrumentos endodônticos de NiTi sem recozimento é encruada provavelmente pela presença de precipitados e deslocamentos introduzidas durante os processos de fabricação dos mesmos. O recozimento das ligas

leva a uma diminuição da densidade de deslocações e precipitados, promovendo o amaciamento da liga e diminuindo a microdureza. Desta forma, o efeito do recozimento é benéfico, pois uma alta densidade de deslocações e tensões internas no material pode agir como um fator negativo na mobilidade das placas de martensita, dificultando a transformação reversa da liga, e a recuperação da deformação imposta ao instrumento em um canal curvo. Transformações reversas incompletas levam a um acúmulo gradual de defeitos na estrutura da liga, prejudicando as características superelásticas do material através do encruamento, que em conjunto com os defeitos de superfície provenientes da usinagem levam à fragilização da mesma, com aumento o risco de fratura.

O recozimento da liga NiTi em torno de 400°C parece ser ideal, proporcionando uma diminuição na densidade de deslocações e precipitados a uma taxa adequada para nucleação de fase R, melhorando a recuperação de deformação da liga, flexibilidade e sua vida em fadiga (Kuhn e Jordan , 2002; Hayashi *et al.*, 2007).

Zinelis *et al.* (2007) observaram uma melhora significativa da resistência à fadiga quando instrumentos de NiTi acionados a motor foram submetidos a tratamentos térmicos na faixa entre 400°C a 440°C. Como os tratamentos térmicos podem modificar as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi os autores sugeriram que os fabricantes deveriam modificar os parâmetros de tratamentos térmicos (temperatura utilizada, local ao longo do instrumento que será submetido ao tratamento térmico) de acordo com a história termomecânica da liga usada, bem como, com a demanda clínica dos instrumentos, a fim de otimizar a capacidade de corte e a resistência mecânica dos mesmos.

As diferenças nas temperaturas de transformação dos instrumentos de NiTi refletem em diferenças nas propriedades mecânicas em torção e dobramento (Miyai *et al.*, 2006; Hayashi *et al.*, 2007). As temperaturas de transformação e flexibilidade dos instrumentos de NiTi são afetadas pela esterilização, uso clínico, e pelos processos de usinagem. Estes dois últimos parâmetros aumentam a densidade de deslocações e tensão

residual, diminuindo a temperatura de transformação e a flexibilidade (Brantley *et al.*, 2002a,b; Kuhn e Jordan, 2002; Alexandrou *et al.*, 2006a,b; Hayashi *et al.*, 2007).

O número de ciclos até a fratura sob condições flexurais sofre uma redução significativa com o aumento do ângulo de curvatura, arco de curvatura, conicidade e diâmetro do instrumento, e com a redução no raio de curvatura do canal. A fratura do instrumento ocorre sempre no ponto de flexão máxima, isto é, o ponto médio do segmento curvo, e geralmente na região apical dos canais radiculares (Pruett *et al.*, 1997; Mize *et al.*, 1998; Gambarini, 1999; Gambarini, 2001b; Haikel *et al.*, 1999; Melo *et al.*, 2002; Zelada *et al.*, 2002; Martín *et al.*, 2003; Fife *et al.*, 2004; Ullmann e Peters, 2005; Bahia e Buono 2005; Bahia *et al.*, 2006a; Grande *et al.*, 2006; Martins *et al.*, 2006; Plotino *et al.*, 2006; Viana *et al.*, 2006; Lopes *et al.*, 2007).

Levando em consideração que os instrumentos com maiores conicidades e diâmetros são mais suscetíveis aos efeitos da fadiga durante a instrumentação de canais radiculares curvos, os instrumentos de NiTi podem ser descartados seletivamente, com o intuito de aumentar a segurança durante a prática clínica (Bahia e Buono, 2005).

A geometria da seção transversal, profundidade dos *pitchs* ao longo da haste cortante (Tripi *et al.*, 2006; Ray *et al.*, 2007), bem como, o volume de metal submetido à deformação no ponto de curvatura máxima do canal (Grande *et al.*, 2006) podem influenciar a resistência à fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi. Instrumentos com menor área de seção transversal, *pitchs* mais profundos e com menor volume de metal na região do ponto de flexão máxima, são mais resistentes à fratura por fadiga. Cheung e Darvell (2007c), no entanto, observaram que a resistência à fadiga é afetada pela amplitude de deformação na superfície do instrumento, e não pela seção transversal do mesmo.

Tem sido proposto que esterilização aumentaria a resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi através da reversão de uma fração da martensita induzida por tensão à fase parente (Serene *et al.*, 1995). Existem trabalhos que relacionam o tipo de esterilização e o número de ciclos a um aumento da resistência à fadiga de instrumentos de NiTi (Melo

et al., 2002; Moreira, 2006; Viana *et al.*, 2006). Hilt *et al.* (2000), por sua vez, não encontraram evidências de que o número de ciclos de esterilização ou o tipo de esterilização afete a microestrutura, dureza e propriedades torcionais dos instrumentos de NiTi. Mize *et al.* (1998) também não encontraram aumento significativo no número de ciclos até a fratura nos instrumentos de NiTi que sofreram esterilização. De acordo com estes autores, a temperatura resultante do processo de esterilização não possui efeitos significantes na reordenação das fases cristalinas dos instrumentos de NiTi. Assim, independente dos métodos de tratamento por calor, eles não possuem efeito se microtrincas já estiverem presentes no instrumento.

Uma variável que ainda gera controvérsia no estudo da fadiga dos instrumentos endodônticos de NiTi é a velocidade de rotação empregada. Alguns autores encontraram que velocidades mais baixas aumentam a vida em fadiga (Laszkiewicz e Gambarini, 1998; Gabel *et al.*, 1999; Dietz *et al.*, 2000; Li *et al.*, 2002; Zelada *et al.*, 2002; Martín *et al.*, 2003; Matheus, 2008) enquanto outros não observaram esta relação (Pruett *et al.*, 1997, Daugherty *et al.*, 2001). Embora os fabricantes recomendem uma velocidade de rotação entre 150 e 350rpm, não há consenso em relação à velocidade ideal. Um instrumento suporta um número médio de ciclos até a fratura, que é determinado por parâmetros como raio e ângulo de curvatura e diâmetro do instrumento. Uma velocidade de rotação mais alta consumiria mais rapidamente a vida útil do instrumento que uma velocidade menor. Partindo deste pressuposto, uma velocidade mais baixa seria benéfica, pois consumiria de forma mais lenta o número finito de ciclos até a fratura, aumentando a vida clínica dos instrumentos (Pruett *et al.*, 1997).

Tem sido mostrado que o uso clínico leva a uma diminuição da resistência à fadiga em instrumentos de NiTi usados em relação a instrumentos novos (Gambarini, 2001a,b; Fife *et al.*, 2004; Bahia e Buono, 2005; Plotino *et al.*, 2006; Martins *et al.*, 2006; Vieira *et al.*, 2008), entretanto, alguns autores não evidenciaram este fato (Yared *et al.*, 1999; Yared *et al.*, 2000). Quando um instrumento é acionado dentro de um canal curvo ele é flexionado e submetido a ciclos de tensão e compressão na região da curvatura do canal, em adição à restrição torcional. Sucessivas cargas de torção, ocorrendo simultaneamente

com a fadiga flexural, reduzem a resistência mecânica dos instrumentos de NiTi, podendo levar à fratura durante o uso clínico (Barbosa *et al.*, 2007a).

Como foi colocado anteriormente, ainda não existe um consenso sobre o número de vezes que um instrumento de NiTi acionado a motor, pode ser usado antes de ser descartado. A correlação dos resultados obtidos através de ensaios experimentais com os obtidos na prática clínica é dificultada em função da complexidade anatômica dos canais em que são utilizados os instrumentos. A reprodução dos diferentes tipos de tensão que o instrumento sofre no interior de um canal curvo, atrésico e irregular é muito difícil (Gambarini, 1999). Além disto, as diferenças metodológicas como tipo de canal utilizado, grau de deformação a que o instrumento foi submetido, região do instrumento onde se concentrou a deformação máxima são outras variáveis que dificultam as comparações entre os estudos.

Sabe-se que a resistência à fadiga dos instrumentos é inversamente proporcional à amplitude de deformação máxima na região de curvatura do canal (Bahia e Buono, 2005; Bahia *et al.*, 2006a; Cheung e Darvell, 2007a,c). Desta forma, embora as metodologias dos estudos apresentem algumas diferenças, é possível que o fator crucial afetando os resultados seja a não coincidência do ponto de flexão máxima sobre os instrumentos entre o uso clínico e o teste de fadiga em bancada. Sendo assim, os instrumentos são ensaiados em segmentos diferentes da haste, produzindo resultados em bancada que não são representativos da vida em fadiga restante.

Outra questão relevante na resistência à fadiga é a condição estática dos instrumentos nos dispositivos de testes em laboratório, ou seja, sem o movimento de vai e vem recomendado pelos fabricantes, durante o uso clínico. Os instrumentos de NiTi acionados a motor nunca devem permanecer estáticos dentro do canal. O movimento de vai e vem é necessário para que haja distribuição da deformação ao longo do instrumento, limitando a quantidade de fadiga em um único ponto (Mize *et al.*, 1998; Li *et al.*, 2002). O tempo até a fratura aumenta quando se passa da condição estática para a de movimento axial. Quanto maior a amplitude do movimento axial, maior é o tempo até a fratura. Uma maior amplitude de movimento axial dá ao instrumento um intervalo

de tempo maior antes que ele passe outra vez pela área de tração-deformação mais alta. (Li *et al.*, 2002). Peters e Barbakow (2002), por outro lado, não observaram um aumento significativo na vida útil dos instrumentos de NiTi com a adoção do movimento axial.

O tempo que o instrumento permanece no interior do canal é outro fator que deve ser considerado com o intuito de aumentar a vida em fadiga dos instrumentos. O ideal é que estes instrumentos sejam usados por poucos segundos dentro de cada canal e com uma leve pressão apical (Gambarini, 2001a; Sattapan *et al.*, 2000a). Entretanto, em decorrência da anatomia dos canais radiculares é muito difícil controlar o número de recapitulações necessárias para se atingir o comprimento de trabalho (CT) com um determinado instrumento (Yared *et al.*, 1999; Yared *et al.*, 2000).

Deve ser lembrado ainda que a experiência clínica do profissional durante a utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi é um fator crucial na redução de deformações e fraturas (Gambarini, 2001a; Yared *et al.*, 2001a,b; Yared e Sleiman, 2002; Yared *et al.*, 2003; Parashos *et al.*, 2004; Plotino *et al.*, 2006; Bahia e Buono, 2005; Vieira *et al.*, 2008).

3.8 Fratura por torção de instrumentos endodônticos de NiTi

A ruptura por torção de um metal dúctil ocorre por cisalhamento ao longo dos planos submetidos às tensões máximas de cisalhamento, resultando em um plano de fratura normal ao eixo longitudinal. Grandes deformações plásticas em torção podem resultar em mudanças consideráveis no comprimento da amostra (Dieter, 1986; Souza, 1995).

A superfície de fratura de uma amostra submetida ao ensaio de torção, em metais dúcteis, é perpendicular ao eixo da amostra, não apresentando estrição, semelhante a uma fratura frágil em tração. Em metais frágeis a superfície de fratura apresenta uma forma de hélice, mas novamente sem sinais de estrição (Souza, 1995).

A fratura por torção é outro tipo de fratura muito prevalente na prática endodôntica. Muitos fatores podem afetar a resistência à torção e/ou deflexão angular das limas endodônticas, tais como: diâmetro de ponta, conicidade, seção transversal, ângulo de corte, distribuição das estrias de corte, modo de fabricação dos instrumentos, a combinação de rigidez e flexibilidade, além da direção de rotação do instrumento (Hilt *et al.*, 2000).

Sattapan *et al.* (2000b) analisando instrumentos de NiTi, descartados após o uso clínico, encontraram que 55,7% dos instrumentos fraturaram por torção, enquanto 44,3% apresentaram características de fratura por fadiga. Instrumentos que fraturaram por torção apresentaram deformação plástica dos *pitchs* logo acima do ponto de fratura. Já os instrumentos fraturados por fadiga apresentaram uma ruptura aguda sem quaisquer defeitos aparentes. A fratura por torção foi mais prevalente em instrumentos de menor diâmetro, enquanto a fratura por fadiga foi mais comum em instrumentos de maior diâmetro. Os instrumentos mais finos são usados para alargamento apical, por isso possuem um maior risco de se prenderem às paredes do canal próximo à ponta. Ao contrário, os instrumentos mais calibrosos, por apresentarem maior massa, apresentam menor risco de fratura por torção, necessitando de um alto torque para que a fratura ocorra.

As condições de carregamento têm influência significativa sobre o comportamento de deformação da liga NiTi. Em determinadas situações, dependendo da geometria e calibre do canal, seção transversal e diâmetro do instrumento, e pressão apical exercida, tensões de tração, compressão e torção podem incidir concomitantemente sobre o instrumento endodôntico. Sendo assim, carregamentos simultâneos, possuem efeito clínico significativo, quando se pensa nos modos de carregamento a que os instrumentos rotatórios de NiTi são submetidos no interior do SCR.

Clinicamente, os instrumentos de NiTi acionados a motor são submetidos a uma combinação de carregamento torcional e flexural e maiores pesquisas são necessárias para contribuir no esclarecimento de ambos fatores na fratura de instrumentos durante o preparo de canais radiculares curvos (Peters, 2004). Cheung *et al.* (2005) e Wei *et al.*

(2007) alertaram para a importância de se avaliar a superfície de fratura dos instrumentos através de MEV, a fim de se determinar o real modo de fratura dos mesmos. Estes autores relataram uma discrepância de resultados entre a observação longitudinal, em menor aumento, de instrumentos *ProTaper* fraturados durante a prática clínica, com a observação da superfície de fratura através de MEV. Muitos instrumentos classificados como apresentando fratura flexural na observação longitudinal em menor aumento, revelaram ter sofrido fratura torcional quando tiveram sua superfície de fratura examinada por MEV. Alguns, inclusive, apresentaram características dos dois modos de fratura na superfície de fratura, caracterizados pela presença de marcas de abrasão concêntricas e estrias de fadiga, indicando que a ruptura destes instrumentos aconteceu por uma combinação dos dois modos de carregamento.

Alapati *et al.* (2005) e Spanaki-Voreadi *et al.* (2006) examinando através de MEV instrumentos de NiTi usados clinicamente sugeriram que o processo de fratura destes instrumentos é causado mais por uma única sobrecarga durante a instrumentação, que por fadiga, pois o número de ciclos de tensões esperado durante o uso clínico, seria insuficiente para causar a verdadeira fratura por fadiga. Esta sobrecarga poderia acontecer em função de uma curvatura abrupta do canal ou aprisionamento da ponta do instrumento, aumentando a tensão durante a instrumentação e exercendo um papel crucial na fratura dos instrumentos de NiTi. Embora a grande maioria dos instrumentos tenha fraturado sem deformação plástica, a presença de *dimples* alongados indicou que a fratura ocorreu por tensão de cisalhamento. Foi sugerido que partículas, provavelmente um óxido de níquel-titânio, provenientes dos processos de fabricação e tratamentos térmicos a que os fios, que produzem os instrumentos, são submetidos serviram de sítios nucleadores para microcavidades, permitindo a formação de *dimples*, que culminaram na fratura final.

O comportamento superelástico dos instrumentos endodônticos de NiTi é representado pelo patamar de transformação martensítica, dentro do qual a tensão permanece aproximadamente constante até o final da transformação. A martensita, mais deformável, é capaz de absorver até 8% de deformação recuperável. Em presença de deformação adicional mínima há uma pequena resposta linear elástica até o limite

elástico, causada pela deformação elástica da martensita induzida, com aparecimento de pequena quantidade de escorregamento e movimento de deslocações. Qualquer deformação adicional resulta em deformação plástica e fratura. O patamar superelástico é clinicamente útil, porque permite de uma maneira fácil e eficiente a deformação do instrumento sem aumento significativo da carga aplicada, explicando porque os instrumentos acionados a motor devem ser operados em carga constante quando a tensão de início de transformação martensítica, dada especialmente pelo raio de curvatura do canal, é alcançada, a fim de maximizar a eficiência e minimizar os erros iatrogênicos (Gambarini, 2000).

Assim, para minimizar o risco de fratura intra-canal, os instrumentos devem ser operados em uma faixa de valores de tensão clínica entre o início e o final da transformação martensítica, isto é, no patamar de superelasticidade, que é uma carga segura e eficiente. Contudo, esta faixa é pequena e difícil de ser determinada. De uma forma geral, ela pode ser definida como ligeiramente inferior ao limite de elasticidade. Os limites elástico e de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi são dependentes da seção transversal e diâmetro do instrumento, e da geometria do canal radicular. Andreasen e Morrow (1978) demonstraram que os arames de aço inoxidável sofrem uma carga muito maior, comparados aos arames de NiTi, para uma mesma quantidade de deflexão. Clinicamente, isto significa que o NiTi é mais flexível, requer menor força para defletir quando negocia um canal curvo e, conseqüentemente, apresenta menor força de restauração, reduzindo a tendência de alterar o trajeto original do canal (Gambarini, 2000).

Durante a formatação de canais curvos os instrumentos de NiTi acionados a motor são submetidos a uma tensão constante em função da anatomia do SCR e da dureza da dentina que deverá ser cortada. A distribuição desta tensão ao longo do instrumento dependerá da seção transversal, profundidade dos *pitchs*, área do instrumento e presença de plano radial. Desta forma, os instrumentos devem ser resistentes o suficiente para suportar as tensões geradas no interior dos canais e flexíveis para evitar erros de procedimentos. Através de elementos finitos estudos têm sido realizados com o intuito de analisar o comportamento mecânico de instrumentos de NiTi de diferentes seções

transversais. Tendo isto em vista, Berutti *et al.* (2003) compararam o comportamento em torção e dobramento de dois modelos com seções transversais diferentes (*ProTaper* e *ProFile*). Nos dois modelos os valores de tensão aumentaram do centro em direção à superfície externa dos mesmos, tanto em torção, quanto em dobramento. Entretanto, no modelo *ProTaper* as tensões foram menores e mais uniformemente distribuídas ao longo do mesmo, mostrando melhor resistência a tensões torcionais. O modelo *ProFile* com menor seção transversal mostrou ser mais flexível que o modelo *ProTaper*, com maior seção transversal. Resultados semelhantes relacionando seção transversal e momento de dobramento também foram encontrados por Hayashi *et al.* (2007). Foi sugerido que os instrumentos *ProTaper* por serem mais resistentes a tensões torcionais, embora menos flexíveis, podem ser mais indicados para formatar canais atrésicos e curvos, na fase inicial de formatação. Já o modelo *ProFile* sendo mais flexível e menos resistente, seria indicado para formatar canais mais largos e a fase final de canais curvos. Xu e Zheng (2006) realizaram estudo semelhante utilizando seis modelos de instrumentos de NiTi com diferentes seções transversais, porém, levando em consideração a conicidade ao longo dos instrumentos. Os autores encontraram que as concentrações de tensão aumentaram com o aumento da profundidade dos *pitchs*, e com a diminuição das seções e áreas transversais, largura do plano radial e conicidade do instrumento. Assim como no trabalho de Berutti *et al.* (2003), o modelo *ProTaper* foi o que apresentou menores tensões e mais distribuídas ao longo da haste cortante, sendo desta forma o mais resistente à torção.

Além da profundidade dos *pitchs* o tamanho dos mesmos pode influenciar a resistência torcional de instrumentos de NiTi acionados a motor. Os instrumentos com *pitchs* menores apresentam uma maior tendência de se parafusar no interior do canal, bem como um torque significativamente maior em relação aos instrumentos com *pitchs* maiores. *Pitchs* maiores reduzem o ângulo de corte, diminuindo a tensão torcional, a tendência de rosqueamento, e conseqüentemente o risco de fratura por torção (Diemer e Calas, 2004).

O torque aplicado à lima é um dos vários parâmetros que podem influenciar a incidência de travamento, deformação e fratura. Durante a preparação do canal radicular cada

instrumento pode ser submetido a níveis diferentes de torque. A princípio, um instrumento usado com um alto torque é muito ativo e a incidência de fratura tende a aumentar. Se o nível de torque é igual ou maior ao torque para deformação ou fratura, a ocorrência de falha é significativa. Esta tensão elevada não é clinicamente importante em canais retos, onde a resistência à remoção da dentina é baixa. Entretanto, em canais curvos e calcificados, a resistência oferecida pelas paredes do canal é alta e o instrumento pode tornar-se preso próximo à ponta. Nestas situações o alto torque fornecido pelo motor pode levar imediatamente à fratura do instrumento preso, uma vez que o profissional não tem tempo para parar o motor ou retrain o instrumento (Yared e Sleiman, 2002).

Os motores de baixo torque permitem selecionar diferentes valores de torque de acordo com cada instrumento, a fim de oferecer maior segurança em relação ao travamento e fratura dos instrumentos por torção. O valor estipulado indica o torque máximo que um instrumento pode ser submetido sem que haja fratura. Quando a força exercida na ponta da lima se iguala ao valor de torque selecionado, o aparelho trava automaticamente emitindo um sinal sonoro, podendo reverter a direção de rotação. Assim, a ocorrência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento é muito reduzida. Os valores são usualmente baixos para instrumentos de menor diâmetro, e altos para aqueles de diâmetros maiores (Yared e Sleiman, 2002).

Gambarini, (2001a) avaliando o torque na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi observaram que os instrumentos utilizados com motores de baixo torque apresentaram uma maior resistência à fadiga. Já Berutti *et al.* (2004) observaram que todos os instrumentos de NiTi acionados a motor submetidos a maiores torques durante a formatação de canais curvos em blocos de acrílico, formataram um maior número de canais em relação aos instrumentos de mesmo diâmetro utilizados com torque mais baixo. Os autores atribuem este resultado à função *auto reverse* existente nos motores de baixo torque. Esta função por si só não é prejudicial, principalmente em instrumentos que devem ser usados com um torque máximo muito baixo. Porém, cada vez que o instrumento é parado pelo aparelho, e o *auto reverse* entra em ação, o instrumento sofre um trabalho em excesso, que reflete na redução da sua vida útil.

Os motores de alto torque quando utilizados por profissionais experientes com instrumentos rotatórios de NiTi não levam a um aumento da incidência de falhas com estes instrumentos (Yared *et al.*, 2001a,b; Yared e Sleiman; 2002; Yared *et al.*, 2003; Berutti *et al.*, 2004). Por outro lado, os motores de baixo torque são de grande valia nos casos de profissionais inexperientes com instrumentos rotatórios de NiTi e estudantes, contribuindo para a redução da incidência de travamento, deformação e fratura dos mesmos.

De acordo, com Gambarini (2000) outra vantagem dos motores de baixo torque é o aumento da sensibilidade tátil da instrumentação rotatória, um passo fundamental na redução do risco de fratura. Valores de torque baixos significam baixa pressão aplicada sobre o instrumento endodôntico. Yared e Sleiman (2002), por outro lado, não concordam com esta visão. Segundo estes autores, um motor de baixo torque reduz a eficiência de corte do instrumento e sua progressão no canal radicular fica mais difícil, levando o operador a forçá-lo no sentido apical. Isto aumenta o risco de travamento, deformação e fratura do instrumento.

A quantidade de torque que o instrumento sofre durante a formatação dos canais radiculares é determinada, em parte, pelo tamanho da área de contato entre o instrumento e as paredes do canal. Quanto maior este contato, maior o torque gerado (Blum *et al.*, 1999a,b; Schrader e Peters, 2005). Sendo assim, o torque gerado durante a instrumentação está relacionado diretamente com o diâmetro de ponta e conicidade dos instrumentos, bem como, com o calibre do canal. Instrumentos com maior diâmetro de ponta e mais cônicos geram um maior torque durante a instrumentação, sobretudo em canais estreitos. Desta forma, diferentes regiões ao longo dos instrumentos são submetidas a diferentes níveis de torque, levando em consideração os diâmetros em cada região dos instrumentos. Se o nível de torque na superfície dos instrumentos é igual ou maior que o torque máximo até a fratura, então a fratura por torção acontece. Entretanto, o torque até a fratura é sempre maior que o torque gerado durante a instrumentação. Uma forma de se reduzir o risco de fratura por torção é aplicar uma força apical leve durante a instrumentação dos canais (Sattapan *et al.*, 2000a).

Uma correlação positiva tem sido observada quando se considera torque, pressão apical e volume pré-operatório dos canais. Os maiores níveis de torque e pressão apical são gerados em canais mais atrésicos (Peters *et al.*, 2003b). Desta forma, o pré-alargamento dos terços coronário e médio, e a exploração de todo comprimento do canal com instrumentos manuais antes da utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, como mencionado anteriormente, é de suma importância, pois remove interferências nos terços coronário e médio e cria espaço adequado para os instrumentos rotatórios de NiTi trabalharem com segurança, reduzindo a tensão torcional e conseqüentemente a fratura por torção. A maioria dos sistemas acionados a motor de NiTi empregados atualmente possuem ponta inativa ou moderadamente ativa, o que previne a formação de erros iatrogênicos durante a formatação de canais curvos. Entretanto, uma ponta sem corte ou com pouca capacidade de corte, quando encontra uma seção transversal do canal com um diâmetro menor que ela, pode se prender às paredes do canal, levando a um rápido aumento no torque, que pode exceder o nível crítico, culminando na deformação e/ou fratura do instrumento (Berutti *et al.*, 2004).

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

torção e fadiga. Quando se leva em consideração a seqüência de instrumentação tem sido observado que o emprego instrumentos de conicidade variada (.06 e .04) durante a formatação dos canais radiculares mostra-se mais seguro em relação à fratura por torção e fadiga comparado à seqüência de instrumentação empregando instrumentos de apenas uma conicidade (.04) (Blum *et al.*, 1999b; Schrader e Peters; 2005).

A relação entre aumento do torque máximo até a fratura com o aumento do diâmetro dos instrumentos de NiTi tem sido mostrada em vários estudos (Svec e Powers, 1999; Yared e Kulkarni, 2003; Yared, 2004; Guilford *et al.*, 2005; Ullmann e Peters, 2005; Bahia *et al.*, 2006b,c; Melo *et al.*, 2008). Quando se leva em consideração a deformação cíclica, alguns autores encontraram redução do torque máximo até a fratura após a deformação cíclica de instrumentos de NiTi (Yared e Kulkarni, 2003; Yared, 2004; Bahia *et al.*, 2006b,c), o mesmo não ocorrendo com Svec e Powers (1999).

Bahia *et al.* (2006b,c) não observaram diferença significativa quando compraram os valores de torque máximo até a fratura de instrumentos NiTi, acionados a motor, ciclados até $\frac{1}{2}$ e $\frac{3}{4}$ da sua vida em fadiga. Fife *et al.* (2004) também não encontraram diferença significativa no NCF de instrumentos *ProTaper* após o preparo de 2 ou 4 molares. Isto sugere a ocorrência de fadiga de baixo ciclo, controlada por deformação, onde trincas são nucleadas de forma rápida e precoce, e o estágio de propagação lenta das trincas ocupa a maior parte da vida útil dos instrumentos (Bahia *et al.*, 2006b,c). Já Ullmann e Peters (2005) encontraram que apenas os instrumentos *ProTaper* de finalização foram afetados na sua resistência por torção em função da fadiga prévia.

Quando se leva em consideração a deflexão angular máxima, Yared (2004) e Bahia *et al.* (2006a,b) observaram uma redução significativa neste parâmetro após a deformação cíclica, ao contrário de Yared e Kulkarni (2003). Já a relação entre deflexão angular máxima e diâmetro dos instrumentos não foi observada (Svec e Powers, 1999; Gambarini, 2000; Ullmann e Peters, 2005).

Miyai *et al.*, (2006) não encontram relação entre o aumento do torque máximo até a fratura e do momento de dobramento, com o aumento do diâmetro e área da seção

transversal de diferentes instrumentos de NiTi. Os autores sugeriram que outros fatores, como as características de transformação de fase da liga, podem influenciar as propriedades mecânicas em dobramento e torção dos instrumentos de NiTi. Ao contrário, Melo *et al.* (2008) observaram um aumento no momento de dobramento com o aumento no diâmetro de instrumentos de NiTi acionados a motor.

Um novo método para se produzir instrumentos de NiTi, acionados a motor, mais flexíveis e resistentes foi desenvolvido recentemente. Através deste método o fio de NiTi superelástico é torcido induzindo a martensita por tensão e submetido a tratamentos térmicos. Resultado de um recente estudo confirmou que os instrumentos de NiTi fabricados por este novo método são mais flexíveis que instrumentos de NiTi de mesma conicidade e diâmetro, disponíveis comercialmente (Gambarini *et al.*, 2008). Uma significativa melhora na liga ou nos métodos de fabricação com o intuito de produzir instrumentos rotatórios de NiTi mais flexíveis, provavelmente resultará em melhor desempenho clínico, aumentando a segurança, os resultados de formatação e redução de tempo de trabalho.

4 METODOLOGIA

4.1 Instrumentos endodônticos analisados

Os instrumentos endodônticos analisados foram instrumentos de NiTi *Protaper* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça*), acionados a motor, 25mm, S1, S2, F1, F2 e F3 (Figura 4.1). Um total de 285 instrumentos novos foi empregado neste estudo.



Figura 4.1 - Instrumentos *ProTaper* S1, S2, F1, F2, F3

Quatro instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2), foram utilizados na formação de canais curvos, simulados em blocos de acrílico, em diferentes etapas do protocolo clínico, visando analisar as características geométricas e dimensionais desenvolvidas pela ação destes instrumentos. Os instrumentos F3 não foram empregados por não serem indicados na formação de canais curvos. Outros cinco instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2, F3), foram utilizados para determinar a área da seção transversal, a 3mm da ponta dos mesmos. O restante dos instrumentos foi dividido aleatoriamente em 5 grupos, como descrito a seguir:

Grupo 1: 60 instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2, F3), 12 de cada, que foram ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada para testes em torção, para determinação dos valores médios de torque até a fratura e deflexão máxima.

Grupo 2: 60 instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2, F3), 12 de cada, que foram ciclados em dispositivo de bancada para testes em torção, e posteriormente ensaiados até a ruptura no mesmo dispositivo, para avaliar o efeito da deformação cíclica por torção nos valores médios de torque até a fratura e deflexão máxima.

Grupo 3: 60 instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2, F3), 12 de cada, que foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes em dobramento, para se conhecer os valores médios de flexibilidade dos mesmos.

Grupo 4: 48 instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2), 12 de cada, que foram ensaiados em dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga, para estabelecer o número médio de ciclos até a fratura, que um instrumento sem uso pode realizar, em condições próximas da prática clínica. Os instrumentos F3 não foram inseridos neste grupo por não serem indicados na formatação de canais curvos.

Grupo 5: 48 instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2), 12 de cada, que foram ciclados em dispositivo de bancada para testes em torção, e posteriormente ensaiados em dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga, para avaliar o efeito da deformação cíclica por torção no número médio de ciclos até a fratura, que um instrumento ciclado em torção pode realizar, em condições próximas da prática clínica. Os instrumentos F3 não foram inseridos neste grupo por não serem indicados na formatação de canais curvos.

Os instrumentos SX, são instrumentos modeladores auxiliares, empregados na formatação do terço coronário dos canais, ou seja, trabalham na porção reta dos canais. Além do mais, não trabalham em toda extensão do canal, como os instrumentos S1 e S2 e não são empregados em todos os casos, por isto não foram incluídos neste estudo.

4.2 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos

Sessenta instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2, F3), 12 de cada, foram selecionados aleatoriamente entre os 5 Grupos Experimentais e inspecionados em um microscópio óptico (*Mitutoyo TM 500*, Japão), com precisão de 0,001mm e aumento de 30x, para avaliar ângulo de ponta (α), comprimento de ponta (CP), diâmetro de ponta (DP), comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D), baseado na Especificação nº 101 da ANSI/ADA. O diâmetro do instrumento é considerado como a maior distância entre suas extremidades na seção perpendicular ao longo eixo do instrumento (Figura 4.2).

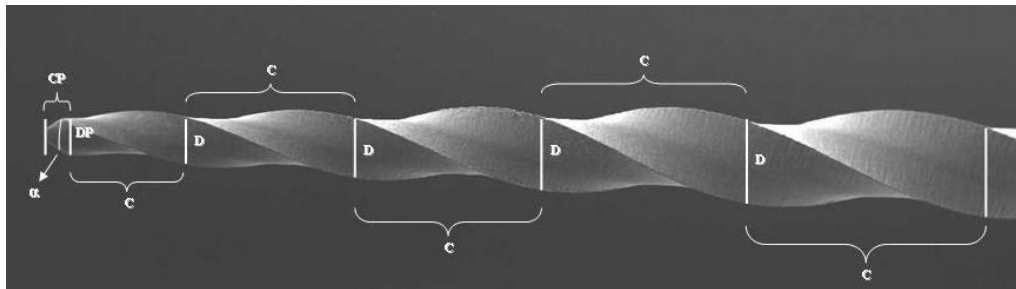


Figura 4.2 – Exemplo esquemático das medidas de ângulo de ponta (α), comprimento de ponta (CP), diâmetro de ponta (DP); comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes (C), e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta (D).

O cabo de cada instrumento foi fixado com cera utilidade (Polidental, São Paulo, Brasil) sobre uma folha de papel com dimensões de 8cmx8cm e este conjunto foi posicionado sobre a platina do microscópio. Para medir o comprimento de ponta (CP) e o comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes (C), cada instrumento foi posicionado tendo como referência as guias vertical e horizontal localizadas na lente do aparelho. Sendo assim, a ponta do instrumento foi posicionada perpendicularmente à guia horizontal e a haste cortante paralelamente à guia vertical. A platina foi movida em direção vertical e o deslocamento, em milésimos de milímetros, registrado pelo micrômetro digital. Para se medir o diâmetro da ponta (DP) e o diâmetro do instrumento (D) a cada milímetro da ponta, cada instrumento foi posicionado como descrito anteriormente, entretanto a platina foi movida para na direção horizontal até se atingir a

extremidade da outra borda do instrumento, e na direção vertical em intervalos de 1mm a partir da ponta (Figura 4.3).

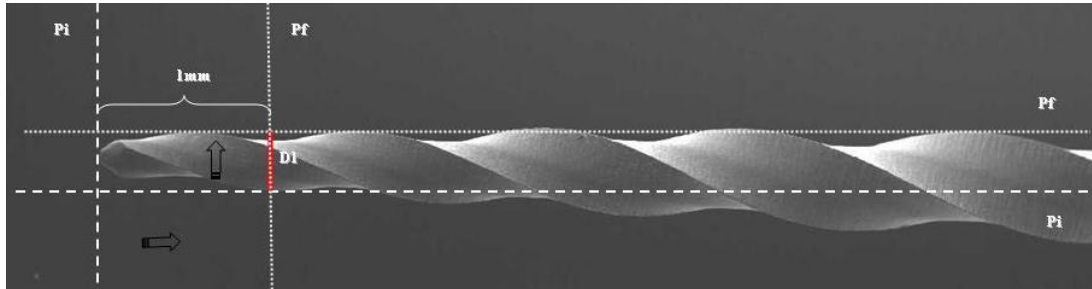


Figura 4.3 – Exemplo esquemático do posicionamento inicial (Pi) e final (Pf) das guias vertical e horizontal para medição do diâmetro da haste cortante a 1mm da ponta (D1). As setas indicam a direção de deslocamento das guias de referência vertical e horizontal.

A medida do ângulo de ponta foi feita através do goniômetro do aparelho. Para tanto, uma das bordas da ponta foi posicionada paralela a uma das guias de referência, obtendo-se uma primeira medida em graus (m1). A segunda medida (m2) foi obtida girando o cursor do goniômetro até que a guia de referência utilizada anteriormente ficasse paralela à outra borda da ponta. A diferença resultante entre estas duas resultou na medida do ângulo de ponta. Este procedimento foi repetido três vezes um mesmo instrumento, considerando-se como medida final a média das três medições (Figura 4.4).

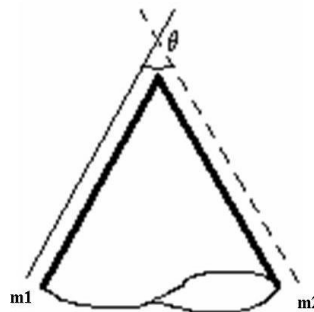


Figura 4.4 – Exemplo esquemático da medição do ângulo de ponta, com o posicionamento das guias de referência estabelecendo as duas medidas (m1 e m2), que resultaram no valor do ângulo de ponta.

Para a determinação da área da seção transversal, 5 instrumentos *ProTaper* (S1, S2, F1, F2, F3), foram levados ao microscópio óptico e medidos em relação ao comprimento total da parte ativa, como descrito anteriormente. A seguir, a ponta de cada instrumento foi cortada em aproximadamente 2,5mm, utilizando uma cortadeira com disco diamantado (*IsoMet 4000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA*) e a superfície do corte foi polida com disco de lixa de grana 1000. O comprimento da parte ativa restante foi medido novamente, estabelecendo a quantos mm da ponta se encontrava o ponto de corte. Logo a seguir, a seção transversal de cada instrumento foi registrada por microscopia eletrônica de varredura - MEV (*6360LV, Jeol, Tóquio, Japão*), com um aumento de 150x (Figura 4.5).

Novamente, a superfície da seção transversal foi polida com discos de lixa de grana 600 e 1000, o comprimento restante da parte ativa medido da mesma maneira, e um outro grupo de imagens foi realizado por MEV. Com estes procedimentos, duas imagens de cada instrumento, com distâncias medidas em torno de 3mm da ponta foram obtidas. As imagens foram então analisadas utilizando programa *Image Pro-Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA)*, e a área da seção transversal foi medida com um erro relativo menor que 0.01%. Cada imagem foi medida 5 vezes e considerou-se com medida final a média aritmética das cinco medições. Os dois resultados médios da área de seção transversal de cada instrumento foram analisados pelo programa *Microsoft Excel (Microsoft, EUA)*. Desta forma, através da interpolação dos dados em uma relação linear, com interseção em zero, obteve-se a equação da reta e conseqüentemente, o valor médio da área da seção transversal de cada instrumento pode ser calculado a 3mm da ponta.

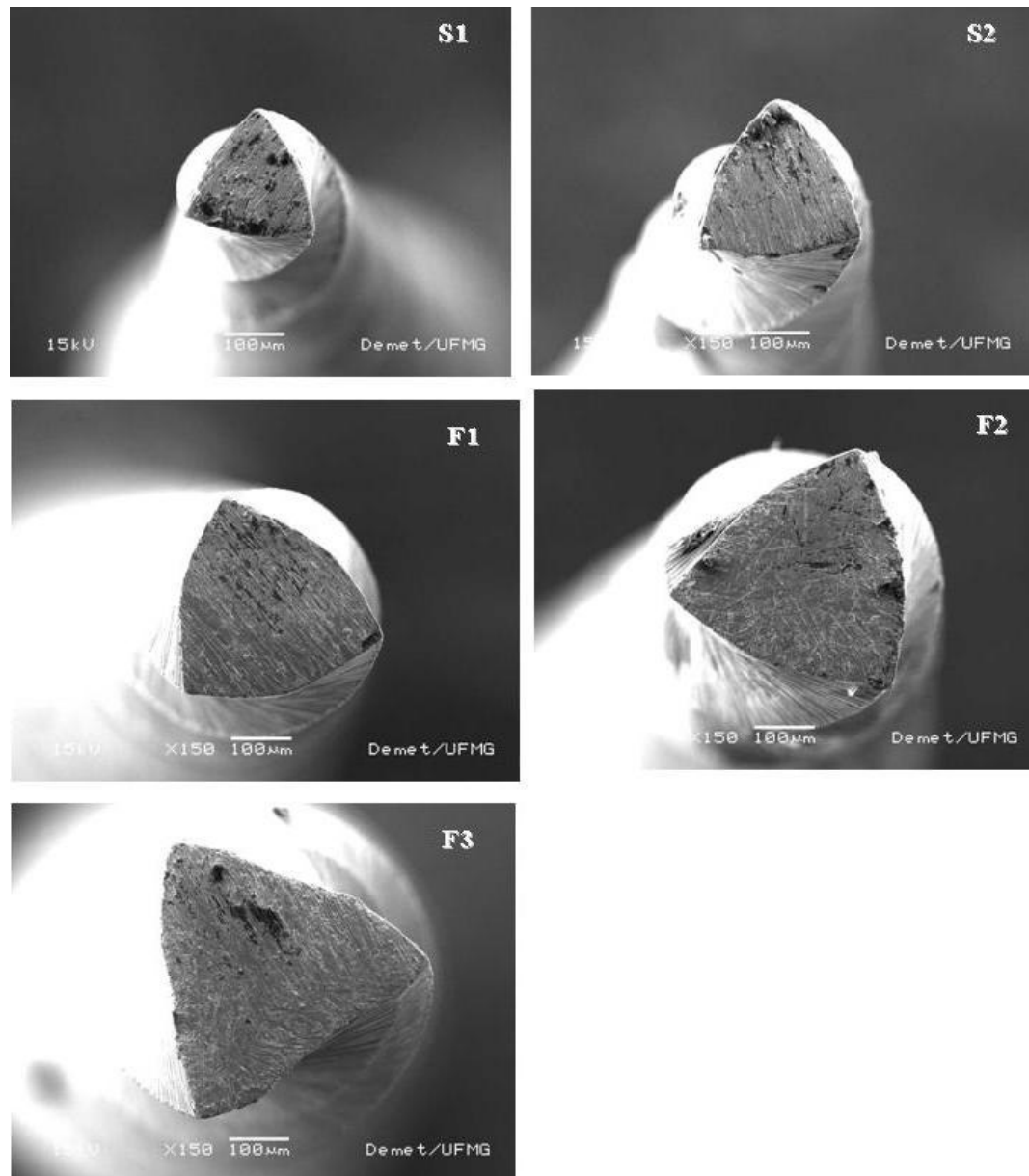


Figura 4.5 – Imagens das seções transversais dos instrumentos *ProTaper* S1, S2, F1, F2 e F3 registradas no MEV

4.3 Caracterização geométrica e dimensional de canais curvos em blocos de acrílico

Um total de vinte e um blocos de acrílico transparente (*Endo Training-Bloc, taper .02, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça*), simulando canais curvos, foram selecionados e formatados com instrumentos de NiTi *ProTaper*, em diferentes etapas do protocolo clínico. Todos os canais selecionados apresentaram 16mm de comprimento, diâmetro e conicidade equivalente a um instrumento ISO nº 10, ponto de curvatura máxima a 3,5mm da região apical, raio de 3,5mm (r) e ângulo de curvatura de 51° (α). O método utilizado para se determinar raio e ângulo de curvatura dos canais foi descrito por Pruett *et al.* (1997), onde uma linha é traçada ao longo eixo da porção coronária do canal (A), e uma segunda linha ao longo eixo da porção apical (B) (Figura 4.6). Em cada uma destas linhas, os pontos em que o canal se desvia para tornar-se curvo (pontos a e b) são localizados. A porção curva do canal é representada por um círculo que tangencia os pontos a e b , correspondendo ao comprimento do arco de curvatura. O ângulo de curvatura (α) é formado pelas linhas perpendiculares traçadas dos pontos de desvio (a e b) que se intersectaram no centro do círculo. O comprimento (mm) destas linhas estabelece o raio de curvatura dos canais.

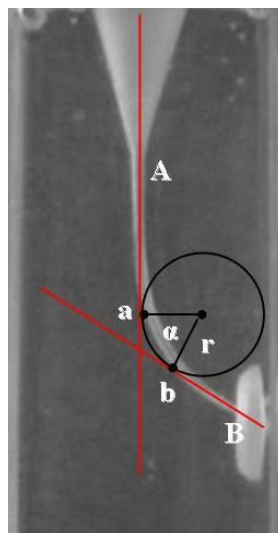


Figura 4.6 – Exemplo esquemático do método de medição do ângulo e raio de curvatura

Os canais simulados em blocos de acrílico foram previamente explorados com limas manuais de aço inoxidável tipo K nº 10 e 15, com movimentos lentos e curtos de vai-e-vem, até o comprimento total do canal (Comprimento de patência do canal - CPC). Durante toda a exploração os canais foram irrigados com água, utilizando uma seringa e agulha de anestesia. Para tanto, tubetes vazios de anestesia, previamente lavados e esterilizados, foram preenchidos com água e através da agulha de anestesia conseguia-se uma irrigação profunda dos canais, evitando o acúmulo de raspas de acrílico no interior dos canais. Sempre que um instrumento era removido do interior do canal, as hastes cortantes eram cuidadosamente limpas com o auxílio de uma gaze, a fim de mantê-las livres de resíduos de acrílico, e favorecer a observação de possíveis sinais de deformação. Nenhum lubrificante foi utilizado durante a fase de exploração e formatação dos canais.

Após a exploração dos canais, um bloco foi separado e identificado como Controle (C). Este bloco serviu de referência para se analisar a formatação resultante da ação dos instrumentos *ProTaper*. Os demais blocos foram numerados de 1 a 20 e separados de acordo com as diferentes etapas do protocolo clínico, resultando em cinco canais por etapa, assim divididas:

- Instrumentação até o CPC com instrumento S1: Blocos 1, 5, 9, 13, 17
- Instrumentação até o CPC com instrumento S1 e S2: Blocos 2, 6, 10, 14, 18
- Instrumentação até o CPC com instrumento S1, S2 e F1: Blocos 3, 7, 11, 15, 19
- Instrumentação até o CPC com instrumento S1, S2, F1 e F2: Blocos 4, 8, 12, 16, 20

Todos os canais foram instrumentados por um mesmo operador, com experiência com o sistema *ProTaper* e utilizando apenas um grupo de instrumentos. A irrigação constante dos canais, com água, bem como, a limpeza meticulosa das hastes cortantes dos instrumentos, com uma gaze, também foram realizadas durante todas as etapas de formatação dos canais.

Para a formatação dos canais de acrílico empregou-se um motor elétrico de alto torque – 10N.cm (*TC Motor 3000, Nouvag, Goldach, Suíça*), com uma velocidade nominal constante de 300rpm, acoplado a uma peça de mão com redução 16:1. A formatação dos canais seguiu as recomendações do fabricante (Rudlle, 2001). Os instrumentos S1 e S2 foram levados até o interior do canal, sem pressão apical, com movimentos de pincelamento, de dentro para fora, contra as paredes do canal, até que atingissem o CPC. Os instrumentos F1 e F2 também foram utilizados sem pressão apical, com movimentos suaves de vai-e-vem, até alcançarem o CPC. Assim que cada instrumento atingiu o CPC, foram imediatamente removidos do interior do canal, não permanecendo nesta profundidade por mais de 1 segundo.

Após a formatação dos canais, os blocos foram fotografados de forma padronizada, com uma escala em milímetros, utilizando uma câmera digital (*Cyber-shot DSC – W55, Sony, Japão*). Para tanto, os blocos foram agrupados lado a lado sobre uma bancada, em cinco seqüências crescentes (1-4; 5-8; 9-12; 13-16; 17-20), onde cada bloco, dentro da seqüência, representava uma etapa do protocolo clínico. A câmera foi fixada sobre a bancada a uma distância de 15cm dos blocos de acrílico. Em todas as imagens realizadas o bloco identificado como C foi colocado ao lado das seqüências descritas acima (Figura 4.7).

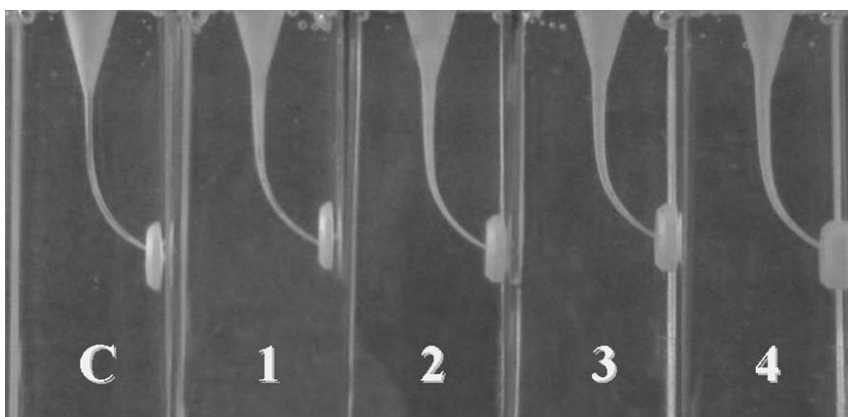


Figura 4.7 – Sequência de blocos de acrílico instrumentados de acordo com cada etapa do protocolo clínico.

Todas as imagens digitais obtidas foram analisadas utilizando o programa *Image-Pro Plus 6.0*, descrito anteriormente. O programa foi calibrado para medição dos canais em milímetros, e os mesmos tiveram seus diâmetros medidos a partir da ponta (CPC) em direção à região da abertura do canal, com intervalos de 1mm, para se conhecer qual o aumento de diâmetro resultante após a formatação com instrumentos *ProTaper*, tendo como referência o bloco C. O último ponto medido se localizou a 11mm do CPC, resultando num total de 12 medições por canal.

4.4 Caracterização estrutural e física dos instrumentos

As características superficiais dos instrumentos de NiTi *ProTaper* (S1, S2, F1, F2, F3) foram analisadas por MEV. Para tanto, os cursores foram removidos e os instrumentos lavados com escova e detergente líquido em água corrente, e ultra-sonificados por cinco minutos utilizando álcool etílico comercial, para remover detritos resultantes do processo de fabricação, e secos à temperatura ambiente sobre um papel absorvente. A partir deste momento os instrumentos foram manipulados com o auxílio de uma pinça, com o intuito de manter a parte ativa livre de fragmentos. Quarenta e seis instrumentos, 2 de cada calibre, foram selecionados aleatoriamente entre os Grupos 1 a 5, para serem examinados. Os instrumentos analisados foram posicionados numa base com a ranhura para engate na peça de mão, localizada no cabo, para cima, fixados com fita dupla face de carbono e levados ao MEV. Desta forma foi possível analisar estes mesmos instrumentos, na mesma posição, em outras fases do experimento.

A composição química da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos *ProTaper* empregados neste estudo, foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia dispersiva de raios-X – EDS, (*Quest, Thermo Noran, Middleton, EUA*), acoplado ao MEV. Um instrumento de cada calibre foi selecionado aleatoriamente durante a inspeção ao MEV, e em cada um deles foram realizadas 10 análises em diferentes regiões, obtendo-se a média destes resultados.

As fases presentes nos instrumentos foram analisadas por difração de raios-X - DRX (*PW 1710, Philips PANalytical, Holanda*). Para tanto, os instrumentos *ProTaper* (S1, S2, F1, F2, F3), 12 de cada, foram selecionados aleatoriamente entre os Grupos 1 a 5, após a realização dos ensaios mecânicos destes grupos. Apenas a região não usinada da haste dos instrumentos foi utilizada nestas análises. Todos os instrumentos tiveram seus cabos e partes ativas removidos com o auxílio de uma ferramenta de corte apropriada, e as amostras resultantes, com uma média de 7mm de comprimento, foram posicionadas lado a lado sobre uma fita adesiva no porta amostras do aparelho. Foi empregada radiação $\text{CuK}\alpha$ e cristal monocromador de grafita, com velocidade de varredura $0,02^\circ 2\theta/\text{s}$, tempo de contagem 1s, intervalo de varredura de $10,01^\circ$ até $110,01^\circ 2\theta$. Os picos de difração obtidos foram indexados utilizando programa específico *APD (Philips-PANalytical, Almelo, Holanda)*, com base nas fichas eletrônicas do *ICDD - International Committee for Diffraction Data*.

As temperaturas de transformação da liga utilizada na fabricação dos instrumentos *ProTaper* foram analisadas por calorimetria diferencial exploratória - DSC (*DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão*). Três instrumentos, de cada calibre, (S1, S2, F1, F2, F3), foram selecionados aleatoriamente entre os Grupos 1 a 5, após a realização dos ensaios mecânicos destes grupos. Apenas a região não usinada da haste dos instrumentos foi utilizada nestas análises. Todos os instrumentos selecionados tiveram seus cabos e partes ativas removidos com o auxílio de uma ferramenta de corte apropriada. As hastes foram seccionadas cuidadosamente, com a mesma ferramenta de corte, em fragmentos em torno de 2mm de comprimento, resultando em amostras com uma média de 30mg, que foram ensaiadas em ciclos de resfriamento e aquecimento de -80° a $+80^\circ$ a -40°C , com taxa de aquecimento/resfriamento de $10^\circ\text{C}/\text{min}$.

4.5 Caracterização mecânica

4.5.1 Ensaio de torção até a ruptura

Para os ensaios de torção foi empregada uma máquina de torção para teste em bancada (Análogica Ltda., Belo Horizonte, Brasil), utilizada nos estudos de Bahia *et al.* (2006). Este dispositivo dispõe de um indicador de processo (*Eurotherm* 2408i, exatidão de 1% e reprodutibilidade melhor que 0,1% da faixa), para monitorar e fornecer o torque instantâneo, e um controlador de processo (*Eurotherm* 2416, com linearidade de 0,5%, reprodutibilidade de 0,01%), rotação máxima de 5 rotações e resolução melhor que 500 pontos por rotação, que monitora e fornece os valores correspondentes de deflexão angular. A medição de torque é realizada utilizando uma célula de carga, que através de um braço de alavanca mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta de fixação do instrumento (Figura 4.8). O equipamento possui uma célula de carga de até 500gf e está conectada ao indicador de processo. A medição e controle do ângulo de rotação são realizados através de um transdutor de posição angular, conectado ao controlador de processo. Os ensaios são realizados a uma velocidade de rotação de 2rpm. O dispositivo de ensaio possui, ainda, um programa para aquisição e processamento dos dados, especialmente desenvolvido para comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

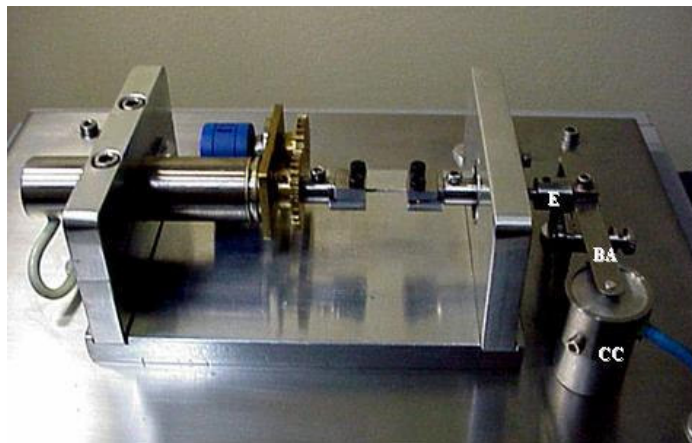


Figura 4.8 – Dispositivo de bancada para teste de torção, mostrando a célula de carga (CC), braço de alavanca (BA), e eixo (E) que suporta a ponta aprisionada do instrumento

Para a colocação dos instrumentos *ProTaper* na máquina de teste, os cabos foram removidos, com uma ferramenta de corte adequada, no ponto de união do cabo com a haste. A haste foi introduzida na garra de acionamento e os 3mm da ponta do instrumento foram presos à outra garra conectada à célula de carga. 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. Durante os ensaios foram utilizadas duas chapas de cobre recozido, de 0,3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras, para auxiliar o aprisionamento do instrumento (Figura 4.9).

Os registros contínuos de torque e deflexão angular, bem como, os valores de torque máximo até a fratura e deflexão angular máxima foram gerados pelo programa de computador conectado à bancada de teste de torção. Os testes de torção foram baseados na Especificação da ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization 1992*).

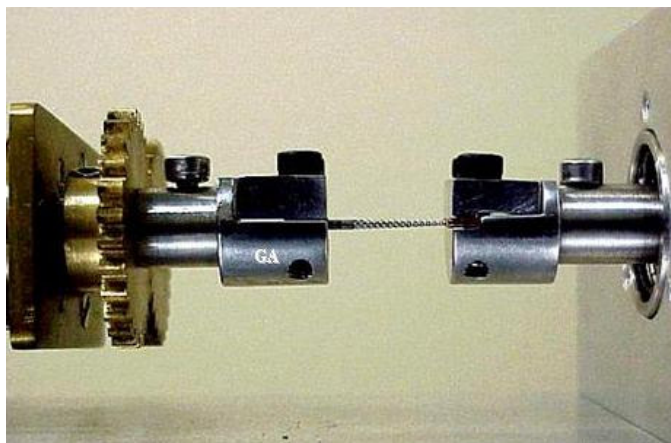


Figura 4.9 - Instrumento preso pela garra de acionamento (GA), e com os 3mm da ponta presos pela outra garra, utilizando duas chapas de cobre

Os instrumentos *ProTaper*, pertencentes aos Grupos 1 e 2, participaram deste ensaio. Os instrumentos do Grupo 1 foram ensaiados até a ruptura, para determinação dos valores médios de torque máximo até a fratura e de deflexão angular máxima, de instrumentos novos. Já os instrumentos do Grupo 2 foram ciclados previamente em torção (descrito no item 4.5.2) e então ensaiados até a ruptura para avaliar o efeito da deformação cíclica por torção nos valores médios de torque máximo até a fratura e deflexão angular máxima.

4.5.2 Ensaio de torção sob condições cíclicas

Para os ensaios realizados com os instrumentos dos Grupos 2 e 5, foi utilizado o mesmo dispositivo de bancada para teste de torção descrito no item 4.5.1. O posicionamento dos instrumentos do Grupo 2 foi realizado de forma idêntica à descrita no item anterior, com remoção dos cabos dos instrumentos e aprisionamento da haste pelas garras do aparelho. Os instrumentos do Grupo 5, como posteriormente foram ensaiados em dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga, não tiveram seus cabos removidos. Para tanto, houve a necessidade de se recuar o conjunto da garra de acionamento até que o instrumento com o cabo pudesse ser posicionado de forma adequada, com os 3mm da ponta presos pela outra garra, conectada à célula de carga. Durante estes ensaios as duas chapas de cobre recozido, de 0,3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras, também foram utilizadas. Desta forma, cada instrumento foi submetido a 20 ciclos consecutivos de carregamento em torção até 180° e descarregamento até carga zero, com uma velocidade de 2rpm.

4.5.3 Ensaio de dobramento

Os instrumentos pertencentes ao Grupo 3 foram ensaiados em dobramento, com base na Especificação da ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization* 1992), para avaliar a flexibilidade de cada instrumento. O dispositivo de bancada empregado foi o mesmo utilizado nos ensaios de torção, adaptado às condições de teste descritas na especificação. Os cabos dos instrumentos não foram removidos. Desta forma, cada instrumento teve os 3mm de sua ponta posicionados com o auxílio de um batente de 3mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra conectada à célula, e aprisionados pela mesma garra, ficando o cabo apoiado em um braço de alavanca conectado ao motor. Similar aos testes de torção, o aprisionamento da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de duas chapas de cobre recozido, de 0,3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras. O momento de dobramento foi automaticamente registrado pela célula de carga em N.cm. O ângulo de dobramento foi medido e controlado pelo transdutor resistivo conectado ao controlador de processo. O programa de computador, acoplado ao aparelho, ajustava a posição angular em zero,

quando o braço de alavanca tocava o cabo do instrumento. Iniciado o ensaio, o instrumento era movimentado perpendicularmente ao longo do seu eixo, a uma velocidade de rotação angular de 0,5rpm no sentido horário, até ser dobrado em 45°, e em seguida voltava à posição inicial (Figuras 4.10 e 4.11).

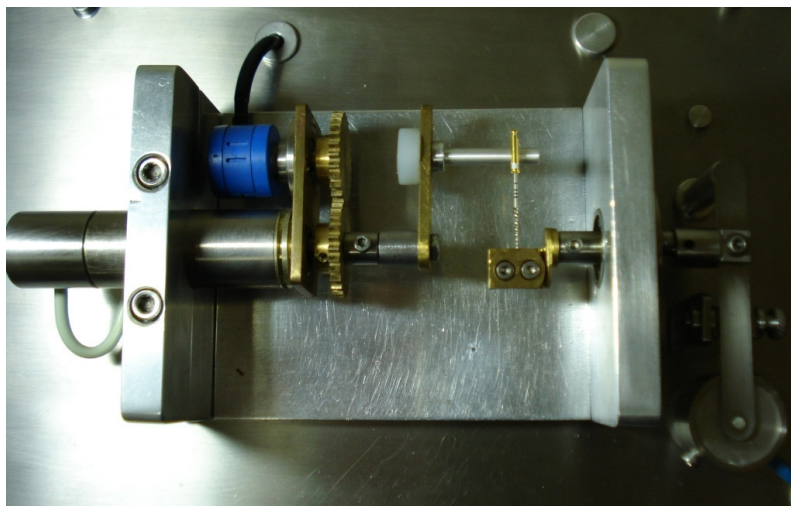


Figura 4.10 – Dispositivo de bancada para teste de dobramento, mostrando o instrumento com a ponta aprisionada pela garra conectada à célula de carga e o cabo apoiado no braço de alavanca conectado ao motor

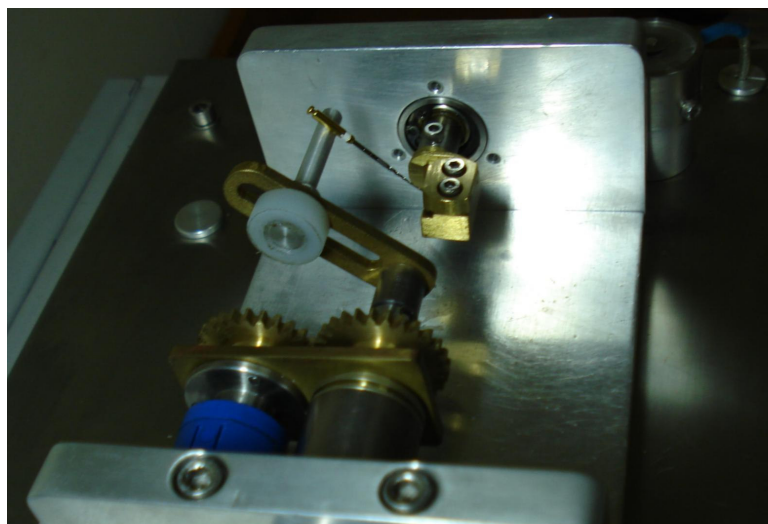


Figura 4.11 – Dispositivo de bancada para teste de dobramento, mostrando o instrumento sendo flexionado em 45°

4.5.4 Ensaio de fadiga

Os instrumentos pertencentes aos Grupos 4 e 5, foram ensaiados em um dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga, para estabelecer o número médio de ciclos até a fratura que instrumentos novos e ciclados em torção, podem sofrer, respectivamente. Para tanto, foi empregado um motor elétrico de baixo torque (*Endo-Plus, VK Driller*, São Paulo, Brasil), com uma velocidade nominal constante de 300 rpm, acoplado a uma peça de mão com redução 16:1 e torque de 5N.cm. Desta forma, erros de montagem como pressão do canal artificial sobre o instrumento, ocasionando tensões de atrito excessivas entre o instrumento e as paredes do canal artificial, eram comunicadas ao operador pelo aparelho e o ensaio era interrompido.

Os instrumentos foram conectados à peça de mão, adaptada à bancada de testes desenvolvida em estudos anteriores (Bahia e Buono, 2005; Martins *et al.*, 2006), que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo, simulando a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, considerando apenas os esforços de flexão na região de curvatura máxima.

Esta bancada consiste de uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e do canal artificial. A peça de mão é presa por dois suportes de latão que, por sua vez, são fixados em uma base móvel. Assim, uma vez ajustadas todas as partes da bancada, o único conjunto que pode ser movido é o da peça de mão. Este conjunto pode movimentar-se na direção horizontal, permitindo a troca de instrumentos e seu retorno à posição de teste. Nesta posição, o ajuste da plataforma móvel a um batente previamente regulado garante que os instrumentos sejam ensaiados na mesma posição, ou seja, com o ponto de curvatura máxima na mesma região do instrumento (Figura 4.12).

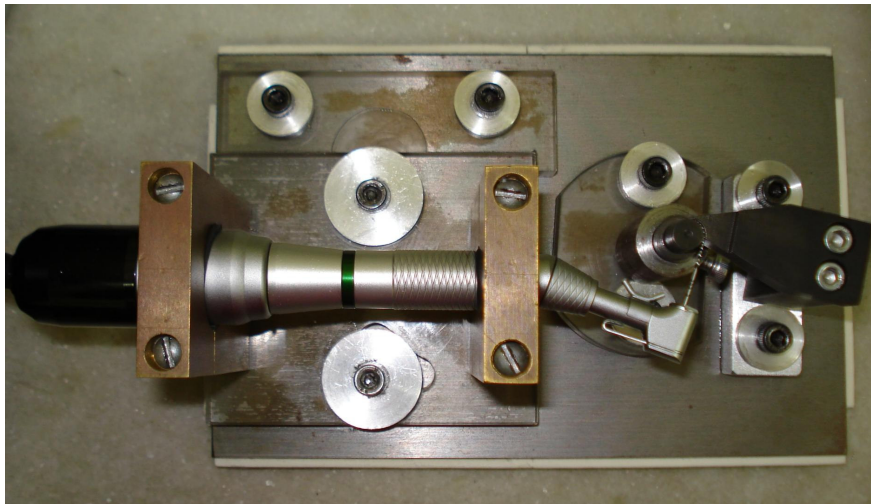


Figura 4.12 – Bancada de testes para ensaio em fadiga

O canal artificial é formado por uma peça de aço ferramenta usinada na forma de um arco, cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, feito do mesmo material, com raio de 4 mm. (Figura 4.13). Este canal é temperado a fim de impedir o desgaste pelos instrumentos ensaiados, principalmente os de maior diâmetro, o que poderia alterar o raio de curvatura especificado.

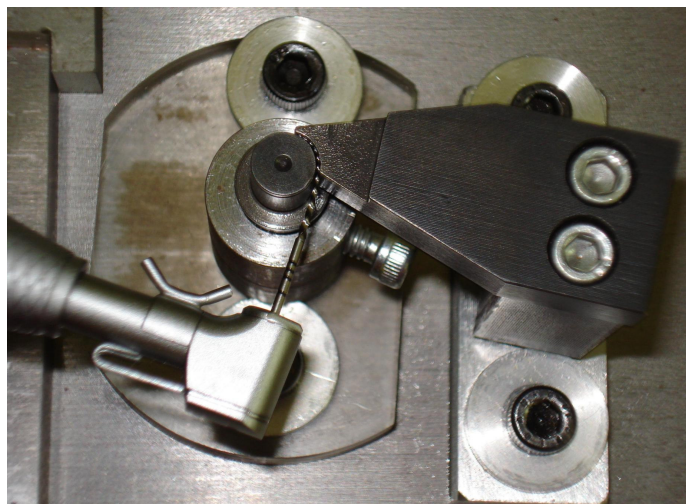


Figura 4.13 - Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado

A geometria do canal artificial, caracterizada por seu ângulo e raio de curvatura de 45° e 5mm, respectivamente, foi escolhida com base em valores médios obtidos na literatura (Pruett *et al.*, 1997; Gambarini, 2001a, 2001b; Yared *et al.*, 2001, 2002) e confirmados recentemente pelo exame das raízes de molares (Bahia e Buono 2005, Martins *et al.* 2006, Vieira *et al.* 2008). Com o objetivo de manter a localização do ponto de flexão máxima no canal artificial semelhante encontrada na prática clínica, os instrumentos foram mantidos dentro do canal sem que nenhum milímetro da ponta girasse fora do mesmo. Os instrumentos foram posicionados de forma que o ponto de curvatura máxima ficasse em torno de 3mm da ponta (Figura 4.14)

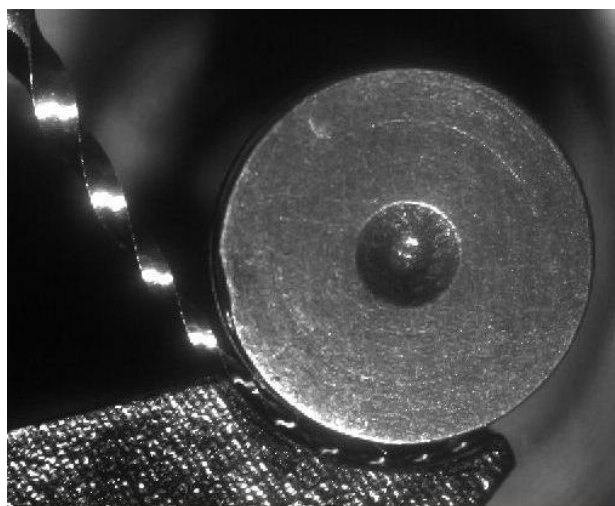


Figura 4.14 – Canal artificial, mostrando a deformação provocada no instrumento *ProTaper*

Os ensaios foram monitorados posicionando a bancada de fadiga sob uma lupa estereomicroscópica (Zeiss, Thornwood, NY, EUA) na qual havia uma câmera acoplada que captava a imagem do instrumento em rotação e a transferia para o monitor de um computador, facilitando a visualização da fratura dos instrumentos como mostrado na Figura 4.15.

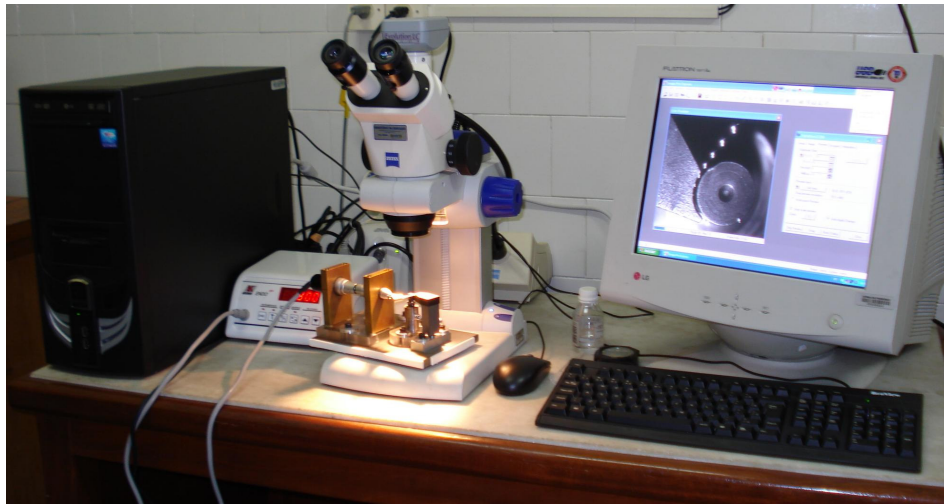


Figura 4.15 – Bancada de testes posicionada na lupa estereomicroscópica e a imagem do instrumento no canal artificial mostrada no monitor

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

4.6 Caracterização da superfície dos instrumentos ensaiados em torção

As características superficiais dos instrumentos inseridos nos Grupos 2 e 5 foram analisadas por MEV, a fim de detectar as alterações que poderiam ter ocorrido nas características de superfície dos instrumentos ciclados em torção. Para tanto, dois instrumentos de cada calibre (S1, S2, F1, F2, e F3), em cada grupo, foram selecionados. Os instrumentos foram limpos e posicionados para observação como descrito no item 4.2.

4.7 Análise das superfícies de fratura

As superfícies de fratura de instrumentos escolhidos aleatoriamente entre os grupos 1, 2, 4 e 5, foram analisadas por MEV, para avaliar o padrão da superfície de fratura em cada grupo.

4.8 Análise Estatística

Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente, utilizando o teste de Análise de Variância (ANOVA *One Way*) e o teste da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student*, para comparação dois a dois, considerando um nível de confiança de 95%, e consequentemente uma probabilidade de significância inferior a 5% ($p < 0,05$).

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Características geométrica e dimensional dos instrumentos

A Especificação nº 101 da ANSI/ADA estabelece parâmetros para fabricação padronizada de instrumentos endodônticos, manuais ou acionados a motor, que possuam desenho ou materiais não contemplados nas Especificações da ANSI/ADA nº 28 e 58. Sendo assim, a Especificação nº 101 da ANSI/ADA inclui instrumentos com conicidade .02 e com diâmetros não especificados pelas Especificações nº 28 e 58, instrumentos endodônticos que apresentam conicidade diferente de .02, e instrumentos com diferentes desenhos. O objetivo destas especificações é estabelecer padrões a serem seguidos pelos fabricantes, a fim de se fabricar produtos odontológicos consistentes e confiáveis. A Especificação nº 101 da ANSI/ADA não se aplica estritamente aos instrumentos *ProTaper*, porque eles apresentam conicidade variada ao longo da parte ativa. Contudo, serve como referência para se estabelecer as características geométricas, bem como, medir o ângulo, comprimento e diâmetro de ponta, comprimento de cada *pitch* ao longo das hastes cortantes, e diâmetro do instrumento a cada milímetro da ponta.

A forma geométrica e as dimensões dos instrumentos endodônticos de NiTi têm um efeito crucial no seu comportamento em relação à capacidade de corte, flexibilidade e resistência torcional e flexural. Os fatores que afetam este desempenho são: a área e a forma geométrica da seção transversal, o tipo de ponta, a profundidade dos *pitchs*, os diâmetros ao longo dos instrumentos, a presença ou ausência de plano radial, e a distância entre os *pitchs* (Berutti *et al.*, 2003; Diemer e Calas, 2004; Miyai *et al.*, 2006; Tripi *et al.*, 2006; Xu e Zeng, 2006; Ray *et al.*, 2007)

Todos os instrumentos *ProTaper* analisados ao microscópio óptico apresentaram uma ponta guia cônica. As maiores variações no ângulo de ponta foram encontradas nos instrumentos S1 e S2, provavelmente em função da dificuldade em usar instrumentos com pequenos diâmetros de ponta (Tabela V.1). Independente destas variações, os

ângulos de ponta dos instrumentos examinados estão de acordo com a Especificação nº 101 da ANSI/ADA.

Tabela V.1
Ângulo médio de ponta e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* analisados

| Instrumento | Média (°) | DP* |
|--------------------|------------------|------------|
| S1 | 66,3 | 2,91 |
| S2 | 65,5 | 2,68 |
| F1 | 65,0 | 1,49 |
| F2 | 66,3 | 1,52 |
| F3 | 64,9 | 2,24 |

*DP = desvio padrão

A Tabela V.2 mostra os resultados médios de diâmetro de ponta e a 3mm da ponta (D₃) dos instrumentos *ProTaper* analisados. Todos os instrumentos apresentaram diâmetro de ponta e dimensões ao longo da haste cortante menor que o relatado na literatura (Ruddle, 2001, Clauder e Baumann, 2004). O diâmetro médio dos fios de NiTi utilizados na fabricação de todos os instrumentos *ProTaper* analisados pelo microscópio óptico foi de 1,19mm com desvio padrão de 0,00.

Tabela V.2
Diâmetro médio de ponta e a 3mm da ponta e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* analisados

| Instrumento | Diâmetro de ponta (mm) | | D₃ (mm) | |
|--------------------|-------------------------------|------------|---------------------------|------------|
| | Média | DP* | Média | DP* |
| S1 | 0,137 | 0,00 | 0,260 | 0,01 |
| S2 | 0,154 | 0,01 | 0,316 | 0,01 |
| F1 | 0,174 | 0,01 | 0,399 | 0,02 |
| F2 | 0,199 | 0,01 | 0,468 | 0,01 |
| F3 | 0,250 | 0,01 | 0,535 | 0,01 |

*DP = desvio padrão

De acordo com o fabricante, os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3, apresentam um diâmetro de ponta de 0,17; 0,20; 0,20; 0,25 e 0,30mm, respectivamente. Lask *et al.* (2006) analisando instrumentos NiTi, de quatro diferentes marcas observaram uma tendência dos instrumentos apresentarem o diâmetro de ponta maior e uma conicidade menor que o relatado pelo fabricante. Este trabalho vem confirmar o fato de que podem ser encontradas diferenças dimensionais nos instrumentos em relação aos dados apresentados pelos fabricantes.

Como a microusinagem do NiTi é um processo complexo, variações morfométricas entre instrumentos de NiTi de mesmo calibre são usualmente relatadas (Marsicovetere *et al.*, 1996; Marending *et al.*, 1998; Eggert *et al.*, 1999; Thompson, 2000; Martins *et al.*, 2002; Lask *et al.*, 2006). Neste trabalho, o desvio padrão das variações geométricas e dimensionais encontradas nos instrumentos de mesmo diâmetro foi pequeno, sugerindo que provavelmente estas diferenças não implicarão em problemas clínicos.

Todos os instrumentos apresentaram o padrão descrito para os instrumentos *ProTaper*. Os instrumentos de formatação (S1 e S2) apresentaram um aumento de diâmetro progressivo ao longo da haste cortante, sendo que este aumento se tornou mais acentuado, a partir de 10mm da ponta. Neste ponto, os instrumentos S1 apresentaram praticamente o mesmo valor de diâmetro de S2. A partir de 12mm os instrumentos S1 passaram a apresentar um diâmetro ligeiramente maior que S2, confirmando a conicidade progressiva destes instrumentos nesta região, e o fato de serem os maiores responsáveis pela formatação do terço coronário do canal, enquanto os instrumentos S2 formatam a maior parte do terço médio. Já os instrumentos de formatação (F1, F2 e F3) apresentaram maior aumento de diâmetro nos 3mm iniciais a partir da ponta. A partir deste ponto o diâmetro ao longo da haste cortante continuou aumentando, entretanto em menor proporção (Figura 5.1). Estas características confirmam que estes instrumentos foram desenvolvidos adequadamente para formatação do terço apical.

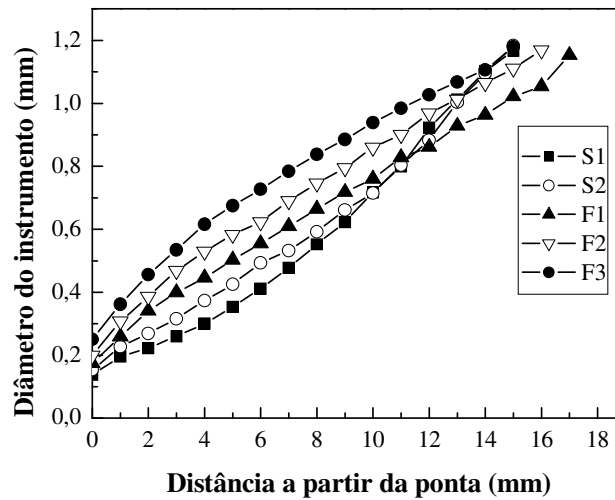


Figura 5.1 – Diâmetro médio de ponta e a cada milímetro a partir da ponta dos instrumentos *ProTaper* analisados

Os instrumentos S1, S2 e F3 apresentaram 15mm de parte ativa, enquanto os instrumentos F1 e F2 apresentaram, respectivamente, 17 e 16mm (Figura 5.2; Anexo 1). O comprimento dos *pitchs* aumentou da ponta em direção à parte de maior diâmetro da haste cortante em todos os instrumentos. *Pitchs* mais espaçados aumentam a flexibilidade dos instrumentos, permitem uma melhor eficiência de corte e remoção de debris do interior dos canais. Além disto, o aumento do espaçamento entre os *pitchs* reduz o ângulo helicoidal, diminuindo a tensão torcional e a tendência do instrumento de se parafusar no interior do canal e sofrer fratura por torção (Diemer e Calas, 2004).

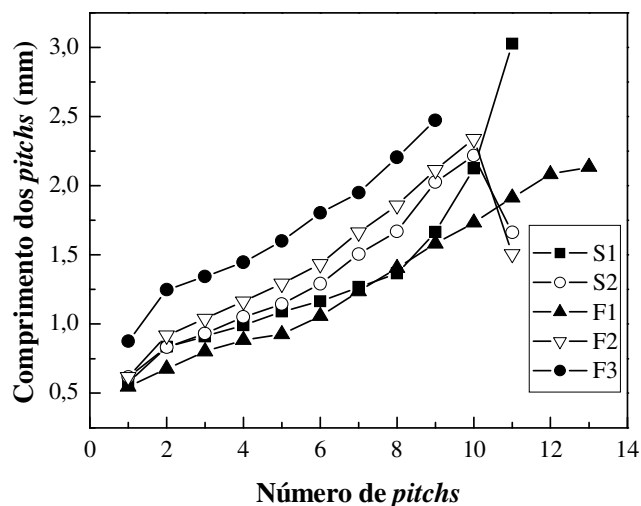


Figura 5.2 – Tamanho médio de *pitchs* dos instrumentos *ProTaper* analisados

Nos instrumentos S1, F2 e F3 o aumento de comprimento do primeiro *pitch* para o segundo foi em torno de 45%, já nos instrumentos S2 e F1 este aumento foi menor, em torno de 35% e 23%, respectivamente. O aumento de comprimento médio do segundo ao oitavo *pitch* para os instrumentos S1 e S2 foi de 8,5% e 12%, respectivamente. Do oitavo para o nono *pitch* estes instrumentos apresentaram um aumento médio em torno de 21,5%. Já os instrumentos F1, F2 e F3 apresentaram um aumento de comprimento médio em torno de 11, 12 e 10%, respectivamente, a partir do segundo *pitch*. Estes resultados estão coerentes com os aumentos de diâmetros medidos e apresentados na Figura 5.1, e com o padrão descrito para estes instrumentos na literatura (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004).

A Figura 5.3 apresenta o valor médio da área da seção transversal para cada instrumento *ProTaper* a 3mm da ponta (A_3) e o desvio padrão. A análise da relação entre A_3 e D_3 , através de uma regressão linear, resultou num alto coeficiente de determinação, estatisticamente significativo ($R^2 = 0,994$; $p = 0,00$), mostrando que aumento de A_3 acompanha o aumento de D_3 (Figura 5.4), e apenas 0,6% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas.

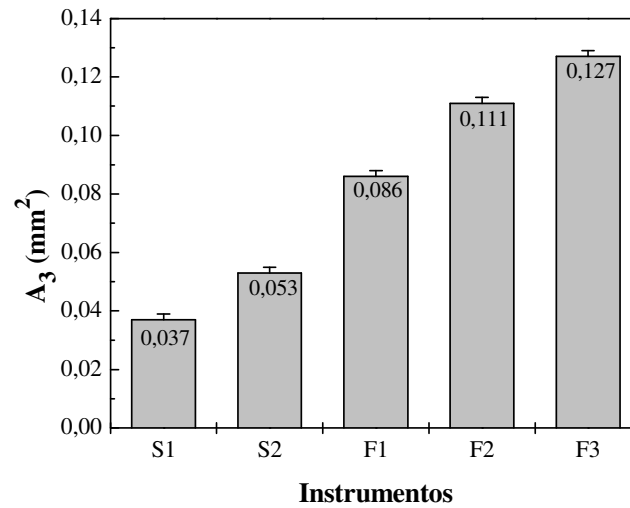


Figura 5.3 – Área da seção transversal a 3mm da ponta (A_3) dos instrumentos *ProTaper* analisados

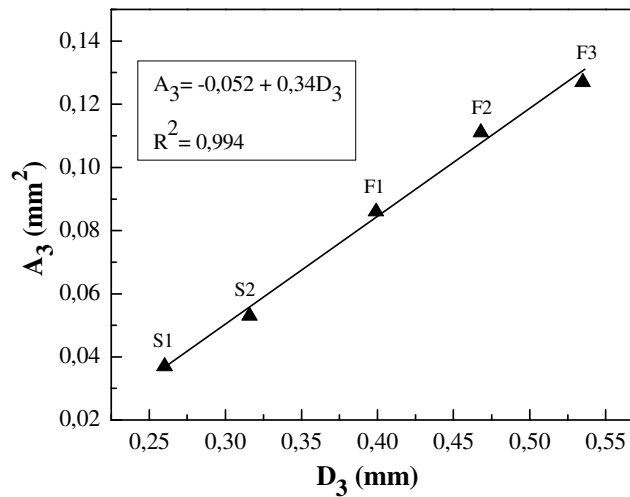


Figura 5.4 – Regressão linear entre A_3 e D_3 para os instrumentos *ProTaper* analisados

Para uma seção circular a área varia linearmente com o diâmetro ao quadrado (D^2), como mostra a equação abaixo (Eq. 5.1):

$$A = \frac{\pi D^2}{4} \quad (5.1)$$

Sendo assim, como os instrumentos *ProTaper* são usinados a partir de um fio com seção circular, e possuem uma seção triangular convexa, acredita-se que A_3 varie linearmente com D_3^2 . Desta forma, ao analisar a relação A_3 e D_3^2 através de uma regressão linear (Figura 5.5), obteve-se um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,976$; $p = 0,002$), porém menor que o coeficiente linear entre A_3 e D_3 encontrado anteriormente (Figura 5.4). Este resultado sugere que a relação esperada entre A_3 e D_3^2 não é tão boa, pois não é constante para todos os instrumentos, provavelmente em função da geometria da seção transversal, que varia de instrumento para instrumento.

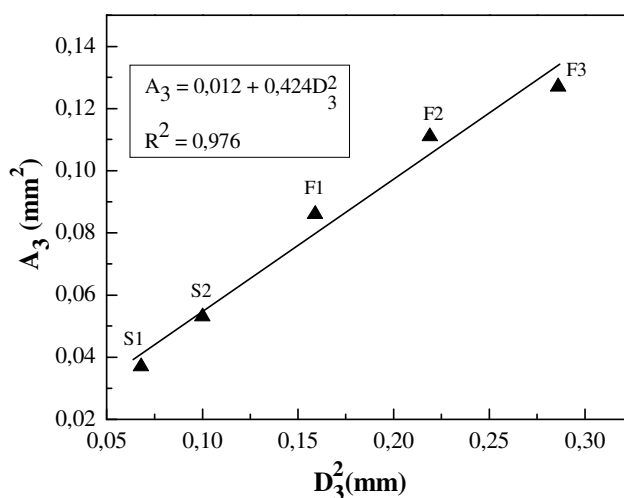


Figura 5.5 – Regressão linear entre A_3 e D_3^2 para os instrumentos *ProTaper* analisados

5.2 Características geométrica e dimensional de canais curvos em blocos de acrílico

Sob as condições deste estudo, os instrumentos *ProTaper* produziram uma adequada formatação cônica ao longo dos canais, sem produção de aberrações (Shilder, 1974). Os resultados dos diâmetros médios e desvio padrão dos canais em relação ao ápice são apresentados na Figura 5.6. Estes resultados estão de acordo com vários estudos na literatura que observaram que os instrumentos *ProTaper* têm se mostrado seguros durante a formatação de canais curvos, produzindo um preparo cônico afunilado em direção apical (Iqbal *et al.*, 2004; Paqué *et al.*, 2005; Schäfer e Vlassis, 2004a; Veltri *et al.*, 2004; Schirrmeister *et al.*, 2006; Uyanik *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2006; Yang *et al.*,

2007; Loizides *et al.*, 2007). Entretanto, existem trabalhos que mostram uma maior tendência de transporte, formação de degraus e zips apicais em função da capacidade de corte aumentada, tamanho de ponta e conicidade variada destes instrumentos (Bergmans *et al.*, 2003; Calberson *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis 2004a; Yoshimine *et al.*, 2005; Schirrmeister *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2006; Javaheri e Javaheri, 2007; Loizides *et al.*, 2007; Yang *et al.*, 2007). O fato de nenhum tipo de aberração ter sido detectada na formatação dos canais de acrílico utilizados neste estudo, provavelmente está associado ao uso dos instrumentos dentro das recomendações do fabricante, incluindo exploração prévia dos canais com instrumentos manuais de aço inoxidável, tipo K nº 10 e 15, até o limite apical, criando espaço adequado para a utilização segura dos mesmos, remoção do instrumento do interior do canal assim que comprimento total do canal foi atingido evitando alteração da geometria do canal por corte indiscriminado do instrumento, e a não utilização dos instrumentos F3 comumente implicados em alterações na anatomia dos canais curvos (Calberson *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis, 2004a; Patiño *et al.*, 2005; Yoshimine *et al.*, 2005; Yang *et al.*, 2006; Schirrmeister *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2007; Javaheri e Javaheri, 2007; Loizides *et al.*, 2007).

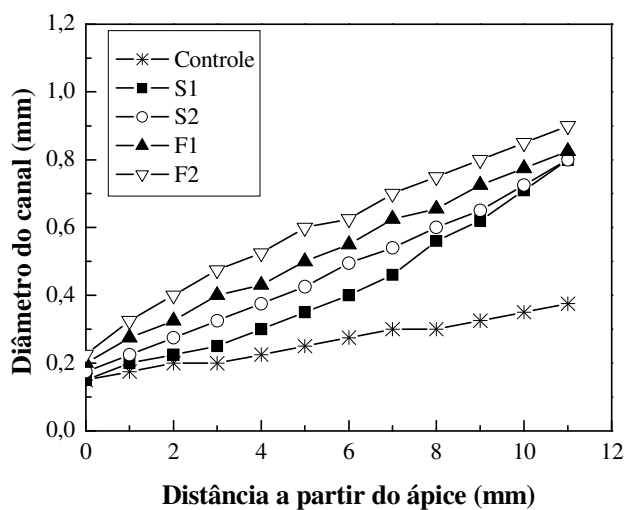


Figura 5.6 – Diâmetro médio dos canais em relação ao ápice, de acordo com cada etapa do protocolo clínico

A sobreposição dos diâmetros dos instrumentos com os diâmetros dos canais mostra que os diâmetros obtidos nos canais estão fortemente relacionados com as dimensões do último instrumento empregado em cada etapa do protocolo clínico. (Figura 5.7).

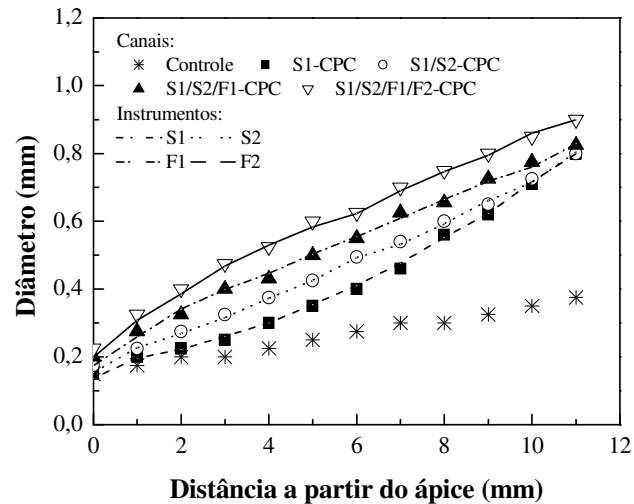


Figura 5.7 – Sobreposição dos valores médios de diâmetro dos instrumentos *ProTaper* e diâmetro médio dos canais em relação ao ápice, após a formatação de acordo com cada etapa do protocolo clínico

Através da Figura 5.7, pode ser observado também, que todos os instrumentos exerceram trabalho na ponta e ao longo das hastes cortantes. Estes resultados estão de acordo com Schrader e Peters (2005) onde durante a formatação de canais curvos simulados em blocos de acrílico todos os instrumentos *ProFile .04* e *.06* mantiveram contato com as paredes dos canais, incluindo as pontas, independente da técnica utilizada. Blum *et al.* (1999b), por outro lado, não encontraram área de contato na ponta de instrumentos *ProFile .06* quando empregados em conjunto com instrumentos *.04* durante a técnica coroa-ápice na formatação de canais retos. Sendo assim, em se tratando de formatação de canais curvos, os instrumentos apresentam contato em toda sua extensão com as paredes dos canais.

Os maiores diâmetros próximo à região apical foram obtidos com os instrumentos de finalização F1 e F2 até o CPC, enquanto a maior parte da formatação dos terços coronário e médio foi realizada pelos instrumentos S1 e S2, como era de se esperar.

Embora os instrumentos S1 e S2 tenham sido idealizados para formatarem os dois terços coronários, eles também promovem um alargamento progressivo do terço apical do canal (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004). Peng *et al.* (2005) avaliando instrumentos S1 fraturados durante o uso clínico observaram que os instrumentos apresentaram um nível de fratura entre 1 a 7mm da ponta, e a análise por MEV identificou várias trincas em instrumentos não fraturados entre 3 e 4mm da ponta. Estes resultados sugerem que os instrumentos de formatação podem ser submetidos tanto a grandes tensões torcionais nas regiões coronária e média dos canais em virtude de maior conicidade dos mesmos nestas regiões, como a maiores tensões flexurais na ponta em função das curvaturas dos canais na região apical. Desta forma, estes instrumentos podem falhar por dois mecanismos distintos: por fadiga e/ou torção na região apical e por torção nos terços coronários dos canais. Deve ser lembrado que os instrumentos S1 e S2, respectivamente, são os primeiros instrumentos a trabalharem em toda extensão canal após um alargamento prévio, o que justifica a ação da ponta destes instrumentos dentro de canais curvos que ainda não tiveram a porção apical alargada adequadamente.

Os instrumentos de finalização, F1 e F2, apesar de também promoverem uma formatação ao longo dos canais, possuem maior atuação na região apical (Ruddle, 2001; Clauder e Baumann, 2004). De acordo com Berutti *et al.* (2004), estes instrumentos apresentam uma queda acentuada na sua vida útil em relação aos instrumentos de formatação, S1 e S2, justamente por trabalharem ativamente na região apical dos canais, e serem submetidos a altas amplitudes de deformação em virtude das curvaturas dos canais, e dos seus maiores diâmetros de ponta. Os resultados deste estudo sugerem que os instrumentos de finalização podem ser submetidos a grandes tensões de flexão e torção na região apical dos canais em função do maior diâmetro de ponta dos mesmos, e da presença de curvaturas nestas regiões. Sendo assim, os instrumentos de finalização podem falhar por torção, fadiga ou uma combinação destes dois mecanismos na região apical.

Avaliação da formatação de canais curvos por diferentes instrumentos, pode ser realizada em canais simulados em blocos de acrílico ou em canais radiculares de dentes humanos extraídos. Os canais simulados em blocos de acrílico favorecem a utilização

de canais padronizados em termos de diâmetro, comprimento, posição, raio e ângulo de curvatura (Calberson *et al.*, 2004, Paqué *et al.*, 2005). Embora o uso de canais simulados em blocos de acrílico apresente limitações como a diferença de dureza entre a dentina radicular e a resina acrílica, eles possibilitam a observação da formatação em três dimensões ao longo de todo o canal (Calberson *et al.*, 2004). Sendo assim, a escolha dos blocos de resina se deu em função de apresentarem geometria padronizada, o que facilitou uma comparação entre os blocos, uma vez que os instrumentos trabalharam em uma mesma profundidade dentro do canal e sob deformações semelhantes. Além disso, estes blocos possibilitaram uma visão direta da forma de preparo resultante, o que favoreceu a identificação de possíveis mudanças abruptas na forma dos canais, bem como a medição dos diâmetros resultantes ao longo dos mesmos. Contudo, em função da diferença na natureza destes materiais, deve-se ter muito cuidado ao extrapolar resultados obtidos em experimentos com canais artificiais para a prática clínica, onde dentina é envolvida (Calberson *et al.*, 2004).

Assim como nos trabalhos de Schäfer e Vlassis (2004a) e Yang *et al.* (2006), no presente estudo, nenhum dos canais se tornou bloqueado por raspas de acrílico. Isto ocorreu em função da adequada irrigação empregada durante a formatação dos canais, bem como, da limpeza minuciosa das hastes cortantes assim que os instrumentos foram removidos do interior do canal. O acúmulo de resíduos na superfície das hastes cortantes dos instrumentos endodônticos, além de diminuir a capacidade de corte, favorece a prisão dos mesmos no interior do canal, podendo levar à fratura. Quando se trata de blocos de acrílico, o aquecimento gerado pelo atrito entre o instrumento acionado a motor e a parede do canal artificial promove um amolecimento do acrílico, que aumenta o risco de aprisionamento da haste cortante do instrumento, e conseqüentemente as chances de deformação e fratura (Calberson *et al.*, 2004).

Todos os canais foram formatados por um único conjunto de instrumentos e não ocorreu nenhuma deformação ou fratura. Estes resultados estão de acordo com (Iqbal *et al.*, 2004; Javaheri e Javaheri, 2007; Yang *et al.*, 2007), mas contraria vários relatos na literatura de ocorrência de deformação e/ou fratura com instrumentos *ProTaper* durante a formatação de canais curvos (Calberson *et al.*, 2004; Veltri *et al.*, 2004; Schäfer e

Vlassis, 2004a,b; Yang *et al.*, 2006). Deve ser ressaltado que em todos estes trabalhos, cada instrumento *ProTaper* foi utilizado para formatar no máximo 5 canais curvos, diferente do presente estudo onde os instrumentos S1, S2, F1 e F2, formataram respectivamente, 20, 15, 10 e 5 canais curvos simulados em blocos de acrílico. A ausência de deformação e/ou fratura neste trabalho é atribuída à experiência do profissional com o sistema em questão (Gambarini, 2001a; Yared *et al.*, 2001a,b; Yared e Sleiman, 2002; Yared *et al.*, 2003; Parashos *et al.*, 2004; Bahia e Buono, 2005; Plotino *et al.*, 2006; Vieira *et al.*, 2008).

5.3 Características estruturais e físicas dos instrumentos

Os instrumentos *ProTaper*, (S1, S2, F1, F2, F3), analisados no MEV apresentaram boas características de acabamento superficial. Os instrumentos S1, S2, F1 e F2 não apresentam plano radial ao longo de suas hastes cortantes (Figura 5.8). O instrumento F3 é o único instrumento que apresenta plano radial ao longo da sua haste cortante, começando em torno de 2mm da ponta e terminando em torno de 10mm da ponta (Figura 5.9). Este instrumento, como mencionado anteriormente, têm sido relacionado a um maior índice de deformação e fratura, por causa do seu maior diâmetro de ponta e aumento de 0,09mm/mm na conicidade até D₃ em relação aos outros instrumentos de acabamento, F1 e F2, bem como, a outros instrumentos de mesmo calibre de ponta, mas menor conicidade (Calberson *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis, 2004a; Yoshimine *et al.*, 2005; Yang *et al.*, 2006; Schirrmeister *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2007; Javaheri e Javaheri, 2007; Loizides *et al.*, 2007). Além disto, é o único instrumento *ProTaper* com seção transversal em “U”. Este tipo de seção transversal promove uma distribuição heterogênea de tensão sob torção e dobramento ao longo do instrumento, criando áreas de menor resistência por acúmulo de tensão, diminuindo a resistência à fratura do instrumento (Berutti *et al.*, 2003).

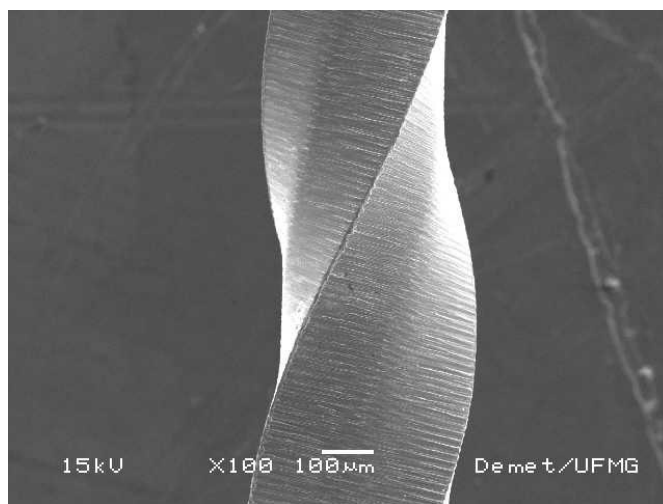


Figura 5.8 – Ausência de plano radial ao longo de um instrumento *ProTaper* F1

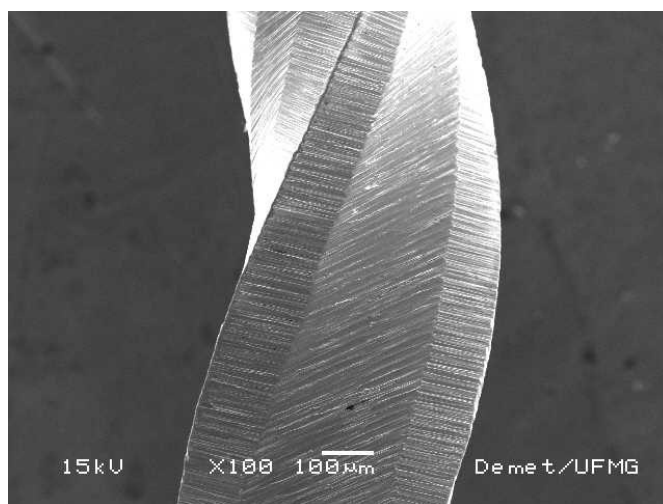


Figura 5.9 – Presença de plano radial ao longo de um instrumento *ProTaper* F3

De uma forma geral, todos os instrumentos apresentaram boas características de usinagem, sem a presença de pites e trincas. Entretanto, rebarbas de usinagem nas bordas cortantes (Figura 5.10), e material de depósito foram comumente encontrados na superfície dos instrumentos (Figura 5.11) (Marsicovetere *et al.*, 1996; Martins *et al.*, 2002; Alexandrou *et al.*, 2006 a,b).

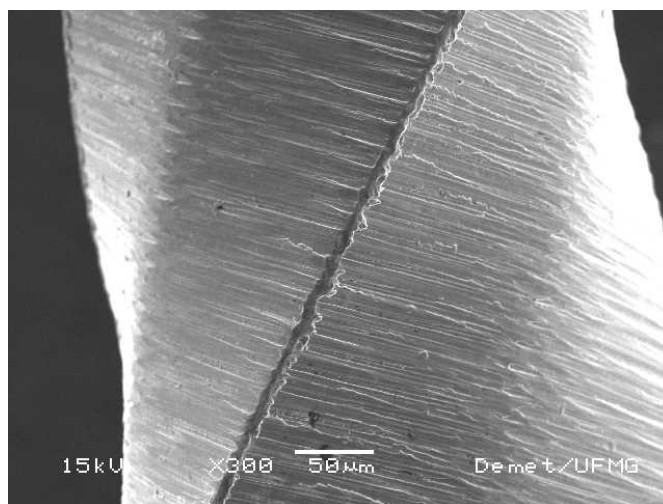


Figura 5.10 – Presença de rebarbas de usinagem ao longo das bordas cortantes de um instrumento *ProTaper F1*

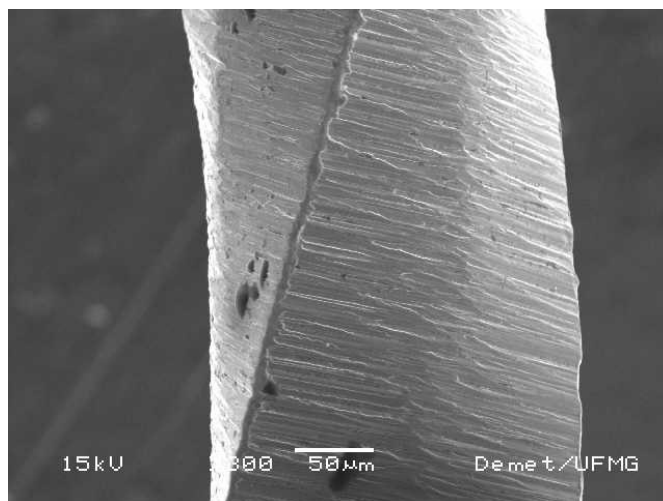


Figura 5.11 – Material aderido na superfície de um instrumento *ProTaper S1*

A análise química por EDS, da liga utilizada na fabricação dos instrumentos *ProTaper*, realizada em diferentes áreas, mostrou uma composição química aproximadamente equiatômica, com 51%Ni-49%Ti atômico (56%Ni-44%Ti em peso) (Tabela V.3). Esta é a composição química relatada pelo fabricante, e estes resultados estão de acordo com Thompson (2000), Bahia *et al.* (2005) e Kim *et al.* (2005). A Figura 5.12 mostra um espectro típico de EDS obtido para um instrumento *ProTaper S1*.

Tabela V.3

Valores médios e desvio padrão em porcentagem atômica da composição química de instrumentos *ProTaper* analisados por EDS

| Instrumento | Composição química | | | |
|-------------|--------------------|------|----------|------|
| | Ni (%at) | | Ti (%at) | |
| | Média | DP* | Média | DP* |
| S1 | 50,7 | 0,26 | 49,3 | 0,26 |
| S2 | 50,9 | 0,36 | 49,1 | 0,36 |
| F1 | 51,0 | 0,57 | 49,0 | 0,57 |
| F2 | 50,9 | 0,46 | 49,1 | 0,46 |
| F3 | 50,8 | 0,28 | 49,2 | 0,28 |

*DP = desvio padrão

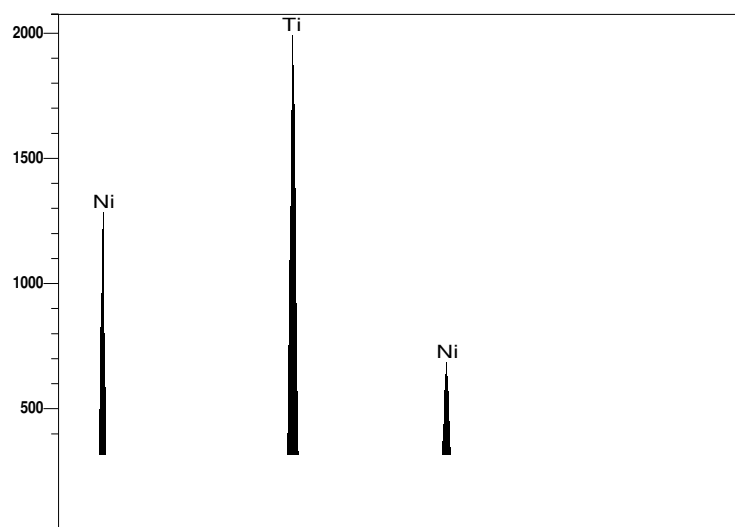


Figura 5.12 – Espectro de EDS obtido em um instrumento *ProTaper* S1

A análise por difração de raios-X confirmou que à temperatura ambiente, os instrumentos *ProTaper* apresentaram como principal constituinte a fase β , de estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, designada como B2 ou austenita (Otsuka e Wayman, 1998). A Figura 5.13 mostra o difratograma obtido com instrumentos F2, e os picos de maior intensidade da fase β . Resultado semelhante foi encontrado por Kuhn *et al.* (2001) e Kim *et al.* (2005) analisando instrumentos de NiTi e por Bahia *et al.* (2005) analisando fios de NiTi empregados na fabricação de instrumentos endodônticos. Assim

como nos resultados de Bahia *et al.* (2005) não foi detectada a presença de precipitados de Ti_3Ni_4 nos instrumentos *ProTaper* analisados. De uma forma geral, estes precipitados encontram-se finamente dispersos na matriz de austenita e são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade (Otsuka e Ren, 1999). Estes precipitados dão origem a campos de tensão ao seu redor, produzindo uma forte resistência a grandes deformações invariantes de rede associadas com a formação de $B19'$, favorecendo a formação da fase R que produz uma deformação invariante de rede significativamente menor (Allafi *et al.*, 2002a,b). O fato de não ter sido detectada a presença destes precipitados, sugere que a quantidade dos mesmos pode ser mais baixa que a resolução da técnica empregada.

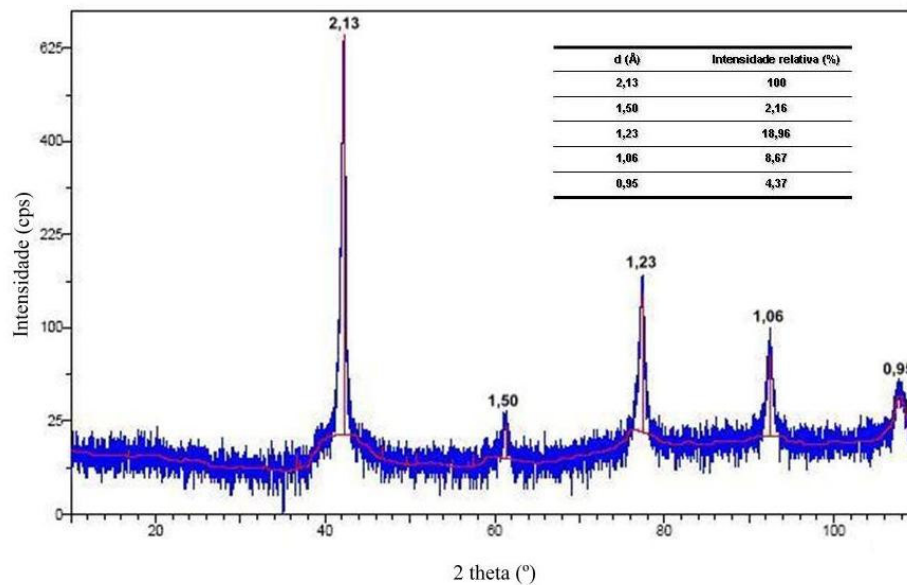


Figura 5.13 - Difratograma obtido por DRX em hastes de instrumentos *ProTaper* F2, mostrando os picos de maior intensidade da fase β

As médias das temperaturas de transformação (A_s , A_f , M_s e M_f) dos instrumentos *ProTaper* analisados e os desvios padrões, bem como, e curvas típicas obtidas no DSC são mostradas na Tabela V.4 e na Figura 5.14, respectivamente.

Tabela V.4
Valores médios das temperaturas de transformação e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* analisados por DSC

| Temperaturas de transformação (°C) | | | | | | |
|------------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Instrumentos | As | Pico A | Af | Ms | Pico M | Mf |
| S1 | -3,7 | +8,7 | +24,5 | +15,3 | +0,3 | -10,9 |
| | (0,30) | (0,98) | (0,10) | (1,41) | (0,99) | (0,55) |
| S2 | -3,8 | +10,1 | +20,4 | +16,2 | +1,0 | -11,4 |
| | (0,11) | (0,46) | (0,21) | (0,68) | (0,37) | (0,27) |
| F1 | -13,6 | +1,8 | +24,1 | +16,7 | -4,2 | -21,8 |
| | (0,38) | (0,12) | (0,38) | (0,13) | (0,17) | (1,21) |
| F2 | -3,7 | +12,6 | +26,4 | +18,8 | +5,3 | -11,0 |
| | (0,21) | (0,28) | (0,22) | (0,36) | (0,77) | (0,76) |
| F3 | -3,8 | +8,4 | +23,5 | +13,7 | -0,2 | -12,4 |
| | (0,29) | (0,56) | (1,98) | (0,16) | (0,98) | (1,26) |

(Desvio padrão)

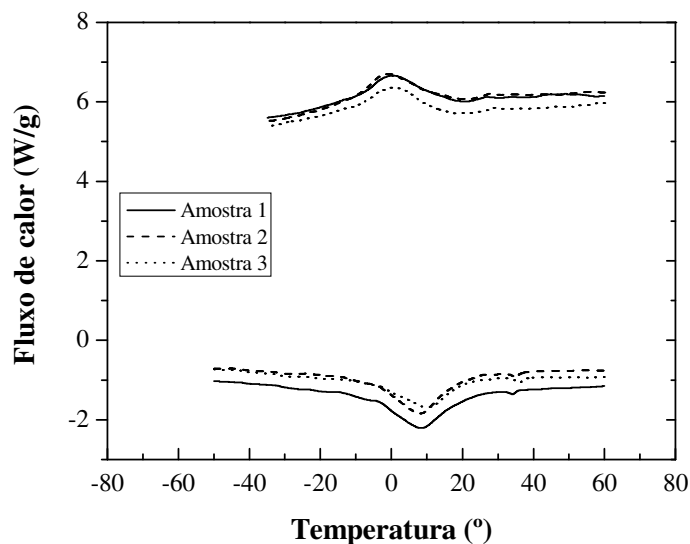


Figura 5.14 - Curvas de DSC mostrando picos associados às temperaturas de transformação martensítica (resfriamento) e reversa (aquecimento) em amostras de 30mg de instrumentos *ProTaper* S1

De uma forma geral, as temperaturas médias de Af dos instrumentos *ProTaper*, encontraram-se em torno de 25°C, confirmando que a liga é austenítica à temperatura ambiente, com características favoráveis ao efeito superelástico sob condições clínicas. Em termos clínicos significa que estes instrumentos sofrem TM quando são tensionados no interior de canais curvos, e a TR acontece com a remoção dos mesmos do interior dos canais, caracterizando a superelasticidade. Este mesmo resultado foi encontrado por Brantley *et al.* (2002a,b) e Alexandrou *et al.*, (2006a,b) analisando instrumentos de NiTi, e Bahia *et al.* (2005) analisando fios de NiTi empregados na fabricação de instrumentos. Miyai *et al.* (2006), por outro lado, analisando diferentes instrumentos de NiTi acionados a motor indicaram que os instrumentos *Hero* (9,3°C), *K3* (5,4°) se encontram na fase austenítica enquanto os instrumentos *EndoWave* (36,6°C), *ProFile* (29,6°C), e *ProTaper* (32,1°C) em uma combinação de fases austenita e martensita.

De um modo geral, resultados de DSC em instrumentos de NiTi são muito contraditórios. Variações nos valores das temperaturas de transformação são observadas entre instrumentos de diferentes marcas, bem como, entre instrumentos de mesma marca. Estas diferenças podem ser atribuídas às diferenças de composição da liga, bem como às diferenças no processamento termo-mecânico ao longo da haste cortante dos instrumentos durante o processo de fabricação. Para os instrumentos *Quantec* utilizados na prática clínica Brantley *et al.* (2002a) encontraram grandes variações nas temperaturas de transformação e atribuíram estas variações às diferenças de processamento dos instrumentos ou ao uso clínico em condições distintas. Já em outro trabalho realizado por estes mesmos autores (Brantley *et al.*, 2002b), o uso clínico simulado de instrumentos de NiTi não gerou diferenças nas temperaturas de transformação em comparação com instrumentos novos. Os autores sugeriram que a deformação a que os instrumentos foram submetidos durante o uso clínico provavelmente foi insuficiente para causar alguma alteração nas temperaturas de transformação.

No presente trabalho, apenas um pico de transformação da austenita para a martensita foi notado no resfriamento, o mesmo ocorrendo na transformação reversa no aquecimento. O fato de ter sido detectado apenas um pico de transformação no

aquecimento e no resfriamento reforça os achados da difração de raios-X onde a presença de precipitados de Ti_3Ni_4 , que favorece a formação da fase R, não foi detectada provavelmente em função da sua pequena quantidade nestes instrumentos. Kuhn e Jordan (2002) analisando instrumentos de NiTi em temperatura ambiente e recozidos a acima da temperatura de recristalização ($600^\circ C$), encontraram resultado semelhantes. Entretanto, quando avaliaram instrumentos recozidos a $400^\circ C$ encontraram dois picos de transformação no resfriamento e no aquecimento. De acordo com os autores, o recozimento da liga a $400^\circ C$ propicia uma diminuição na densidade de deslocamentos e precipitados a uma taxa adequada para nucleação de fase R, melhorando a recuperação de deformação da liga e sua vida em fadiga.

5.4 Propriedades mecânicas

5.4.1 Resistência em torção

Os resultados dos valores médios de torque máximo até a fratura (T_m) e desvio padrão obtidos nos ensaios de torção para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 1, estão apresentados na Figura 5.15, Tabela V.5 e Anexo 3. O torque máximo até a fratura aumentou com o aumento do diâmetro dos instrumentos. Os testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* comprovaram estas observações, onde os instrumentos *ProTaper*, de formatação e finalização, diferiram entre si de maneira estatisticamente significativa quando os valores de torque máximo até a fratura foram considerados ($p \leq 0,05$) (Tabela V.5). Estes resultados estão de acordo com vários relatos na literatura (Svec e Powers, 1999; Yared e Kulkarni, 2003; Yared, 2004; Guilford *et al.*, 2005; Ullmann e Peters, 2005; Bahia *et al.*, 2006b,c; Melo *et al.*, 2008). Ullmann e Peters (2005), entretanto, encontraram valores de T_m em torno de 70% mais altos para os instrumentos S1 e S2, e em torno de 45% e 35% mais altos, respectivamente, para os instrumentos F1 e F2. Apenas os resultados para os instrumentos F3 não diferiram do presente estudo.

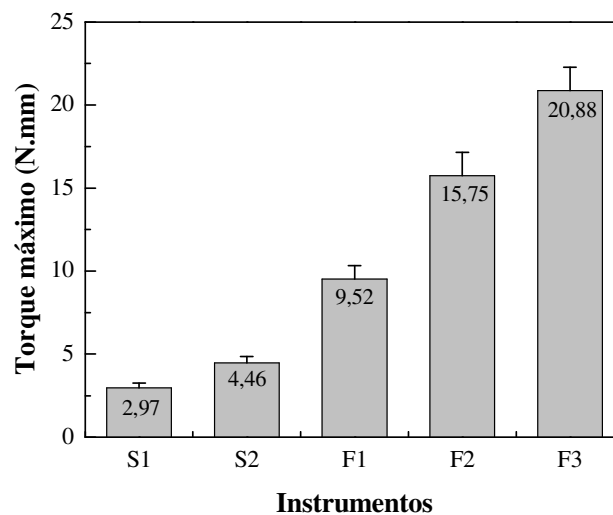


Figura 5.15 – Valores médios de torque máximo até a fratura e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

Tabela V.5

Análise estatística dos valores médios de torque máximo até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

| Instrumento | Diferença Torque máximo (N.mm) (DMS* = 0,81) | Valor de p |
|-------------|--|------------|
| S1 x S2 | 1,49 | p = 0,00 |
| S1 x F1 | 6,55 | p = 0,00 |
| S1 x F2 | 12,78 | p = 0,00 |
| S1 x F3 | 17,91 | p = 0,00 |
| S2 x F1 | 5,06 | p = 0,00 |
| S2 x F2 | 11,29 | p = 0,00 |
| S2 x F3 | 16,42 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 6,23 | p = 0,00 |
| F1 x F3 | 11,36 | p = 0,00 |
| F2 x F3 | 5,13 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

Os resultados dos valores médios de deflexão angular máxima até a fratura e desvio padrão obtidos nos ensaios de torção para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 1 são apresentados na Figura 5.16, Tabela V.6 e Anexo 4. A relação de aumento de deflexão angular máxima com aumento do diâmetro dos instrumentos não foi observada, assim como em outros estudos (Svec e Powers, 1999; Gambarini, 2000; Ullmann e Peters, 2005). As análises estatísticas através dos testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* confirmaram estas observações. As diferenças estatísticas foram encontradas entre os instrumentos S1 x S2; S1 x F3; S2 x F1; S2 x F3; F1 x F3; e F2 x F3 ($p \leq 0,05$). Já Bahia *et al.* (2006a,b) avaliando instrumentos *ProFile .04 e .06* observaram uma tendência de aumento da deflexão angular máxima com o aumento do diâmetro apenas dos instrumentos *.04*, enquanto Melo *et al.* (2008), analisando instrumentos K3 *.04 e .06*, observaram esta tendência apenas para os instrumentos *.06*. De uma forma geral, os valores de deflexão angular encontrados neste estudo foram bem próximos aos obtidos por Ullmann e Peters (2005), com exceção dos valores de S2 e F2. Entretanto, mesmo para os instrumentos S2 e F2 a tendência foi a mesma.

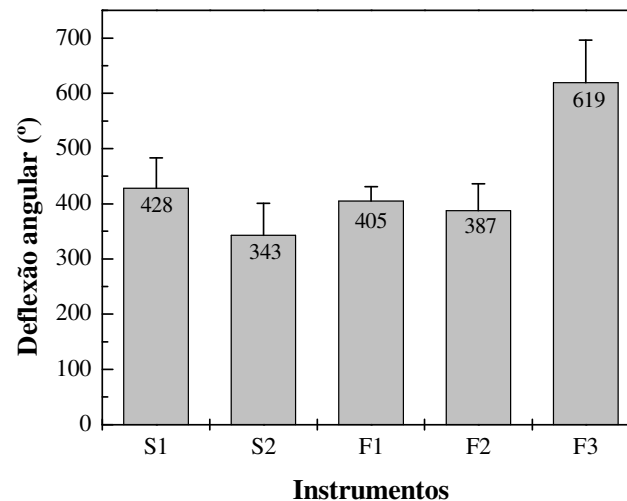


Figura 5.16 – Valores médios de deflexão angular máxima até a fratura e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

Tabela V.6
Análise estatística dos valores médios de deflexão angular máxima dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

| Instrumento | Diferença Deflexão Angular (°) (*DMS = 46) | Valor de p |
|--------------------|--|-------------------|
| S1 x S2 | 85 | p = 0,00 |
| S1 x F1 | 23 | p = 0,22 |
| S1 x F2 | 41 | p = 0,07 |
| S1 x F3 | 191 | p = 0,00 |
| S2 x F1 | 62 | p = 0,00 |
| S2 x F2 | 44 | p = 0,06 |
| S2 x F3 | 276 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 18 | p = 0,26 |
| F1 x F3 | 214 | p = 0,00 |
| F2 x F3 | 232 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste *t* de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

A Figura 5.17 mostra as curvas médias de torque-deflexão angular para os instrumentos do Grupo 1. É possível observar a relação mencionada anteriormente, e comprovada estatisticamente, de aumento nos valores de T_m com o aumento de D_3 dos instrumentos.

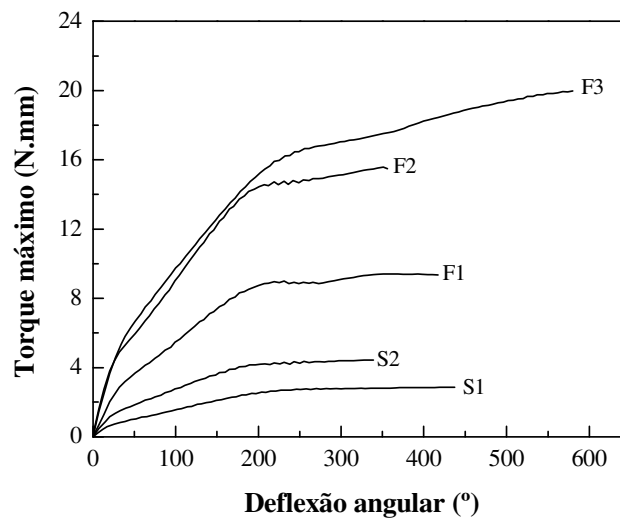


Figura 5.17 – Curvas médias de torque-deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

Considerando que T_m até a fratura aumentou com o aumento de D_3 dos instrumentos do Grupo 1, quando se analisa a relação entre estas duas variáveis através de uma regressão linear, obtém-se um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,967$; $p = 0,002$) (Figura 5.18).

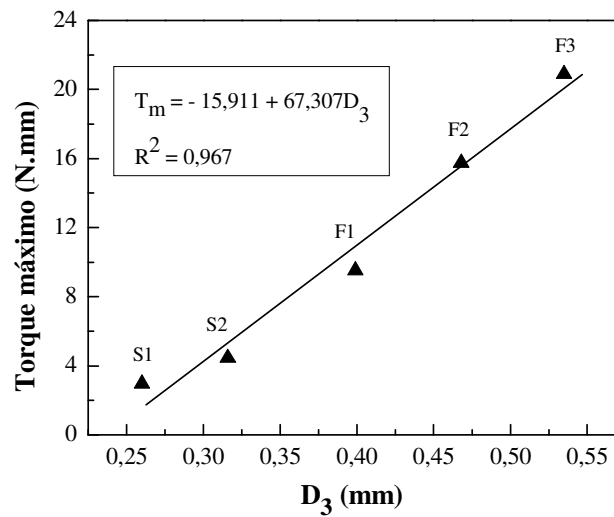


Figura 5.18 – Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

Avaliação da relação entre T_m e A_3 através de uma regressão linear, também obtém um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,967$; $p = 0,003$) (Figura 5.19), mostrando que apenas 3,3% da variância da regressão não pode ser explicada por ambos os parâmetros geométricos avaliados para se prever o torque máximo até a fratura. Assim como para D_3 , e como era de se esperar, o aumento de A_3 levou a um aumento no torque máximo até a fratura para os instrumentos do Grupo 1.

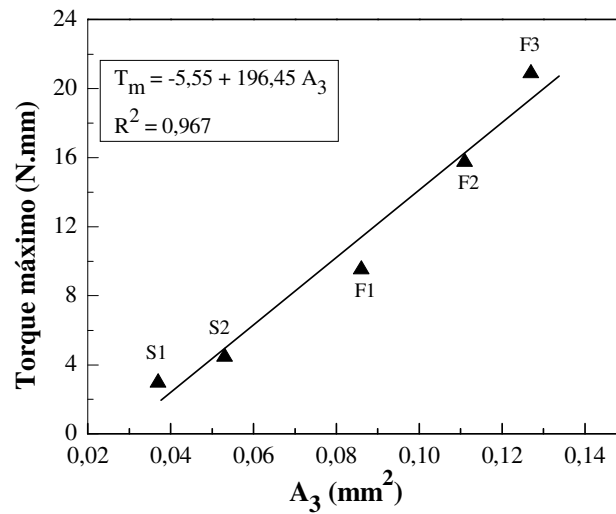


Figura 5.19 – Regressão linear entre torque máximo até a fratura e A_3 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

De acordo com a engenharia mecânica, a tensão de cisalhamento τ na superfície de uma barra cilíndrica de diâmetro D , sujeita a um momento torcional (M_T), é dada pela equação:

$$\tau = \frac{M_T}{2I_p} D \quad (5.2)$$

onde I_p é o momento polar de inércia da barra, que neste caso é igual a $\pi D^4/32$ (Timoshenko, 1983). Para cada instrumento, o torque máximo medido nos testes de torção correspondeu à tensão de cisalhamento máxima (τ_u) do material, causando a ruptura do instrumento. No caso de uma barra cilíndrica, T_m deveria então variar com o diâmetro à terceira potência, ou seja:

$$T_m = \frac{\pi D^3}{16} \tau_u \quad (5.3)$$

Por causa da forma complexa da seção transversal dos instrumentos *ProTaper*, a avaliação de seus momentos polares de inércia não é simples. Por outro lado, considerando que a variação nos valores de D_3 para os instrumentos *ProTaper*

analisados não foi muito grande e que T_m para uma barra cilíndrica varia proporcionalmente com D^3 , o torque máximo até a fratura destes instrumentos pode ser previsto usando a relação torque máximo até a fratura e D_3^3 . Desta forma, quando se analisa esta relação através de regressão linear obtém-se um coeficiente de determinação mais alto ($R^2 = 0,992$; $p = 0,000$) (Figura 5.20) que quando a relação T_m e D_3 é considerada (Figura 5.18).

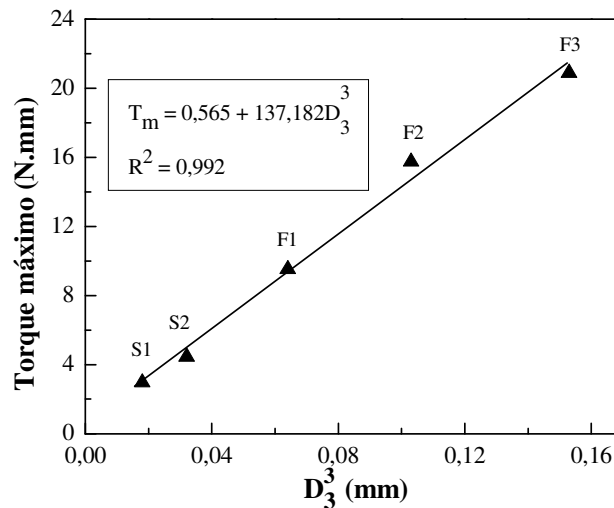


Figura 5.20 – Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3^3 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

Embora a relação entre torque máximo nos testes de torção e a área da seção transversal dos instrumentos provavelmente não seja linear, do ponto de vista da engenharia mecânica, uma abordagem semelhante pode ser usada para avaliar se os valores médios de A_3 podem ser usados para prever o torque máximo dos instrumentos. Como já foi demonstrado na seção 5.1, a área de uma seção circular varia proporcionalmente com D^2 . Desta forma, D é proporcional a $A^{1/2}$, e D^3 , por sua vez, é proporcional a $A^{3/2}$. Seguindo este raciocínio, quando se avalia a relação entre T_m e $A_3^{3/2}$, observa-se que há um aumento no coeficiente de determinação ($R^2 = 0,988$; $p = 0,001$) (Figura 5.21), comparado quando se considera apenas A_3 (Figura 5.19). Baseado nestes resultados pode-se observar que tanto o D_3 quanto A_3 são bons parâmetros para se fazer previsões a respeito do torque máximo até a fratura, entretanto, o T_m dos instrumentos *ProTaper*

apresenta uma relação mais forte com o D_3^3 que com $A_3^{3/2}$. Ullmann e Peters (2005) e Melo *et al.* (2008) também encontraram esta mesma relação para instrumentos K3 e *ProTaper*, respectivamente.

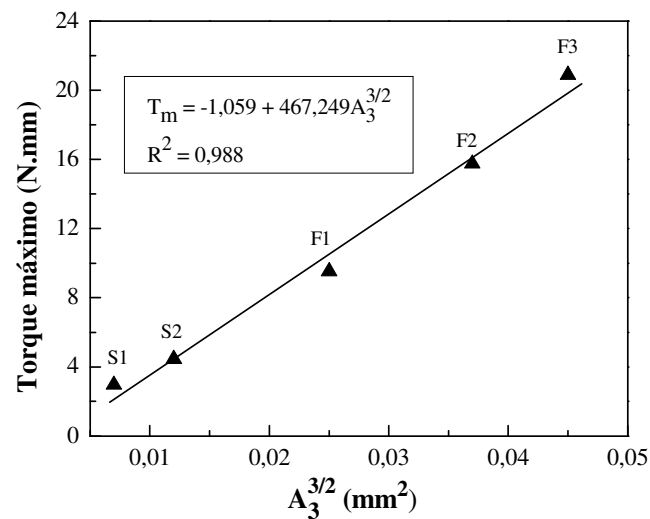
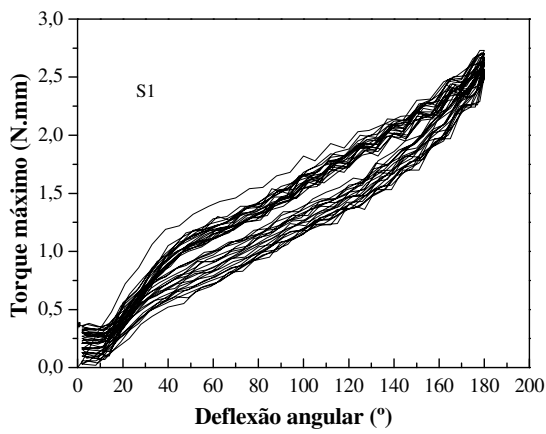
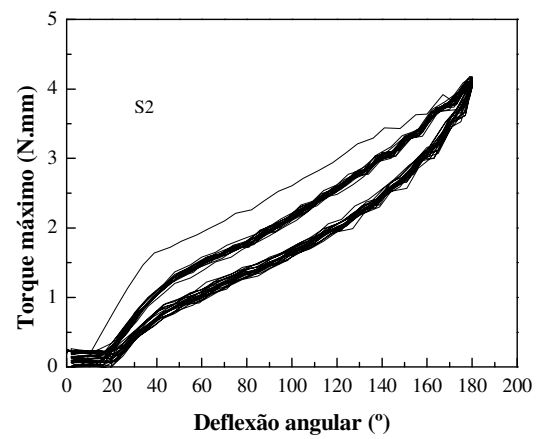


Figura 5.21 – Regressão linear entre torque máximo e $A_3^{3/2}$ até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

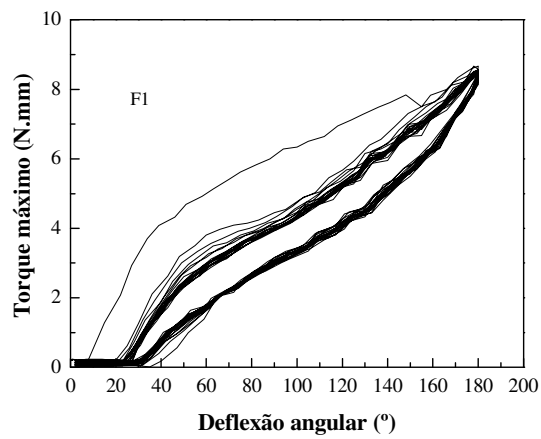
Curvas típicas de ciclagem torque-deflexão angular de instrumentos do Grupo 2 são mostradas nas Figuras 5.22 (a-e). Mais uma vez os instrumentos de menor diâmetro, como os de formação (S1 e S2), apresentaram os menores valores de torque, enquanto os instrumentos de maior diâmetro, como os de finalização (F1, F2 e F3), apresentaram os maiores valores de torque. Durante a ciclagem em torção os instrumentos F3 apresentaram valores de torque máximo bem semelhante aos dos instrumentos F2.



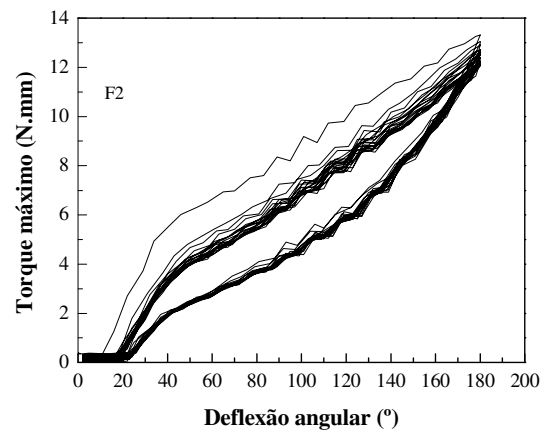
(a)



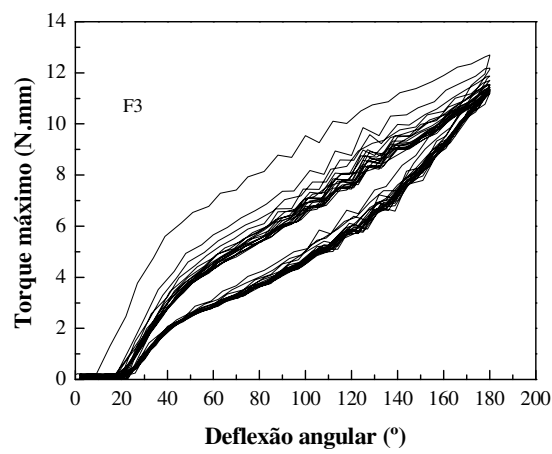
(b)



(c)



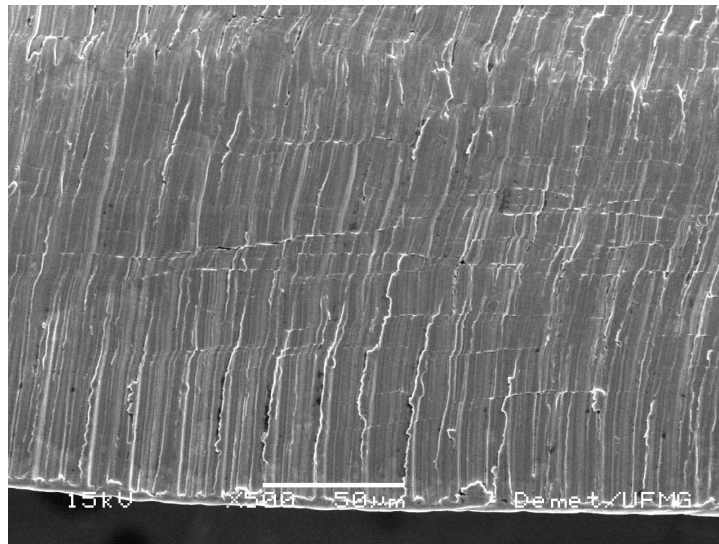
(d)



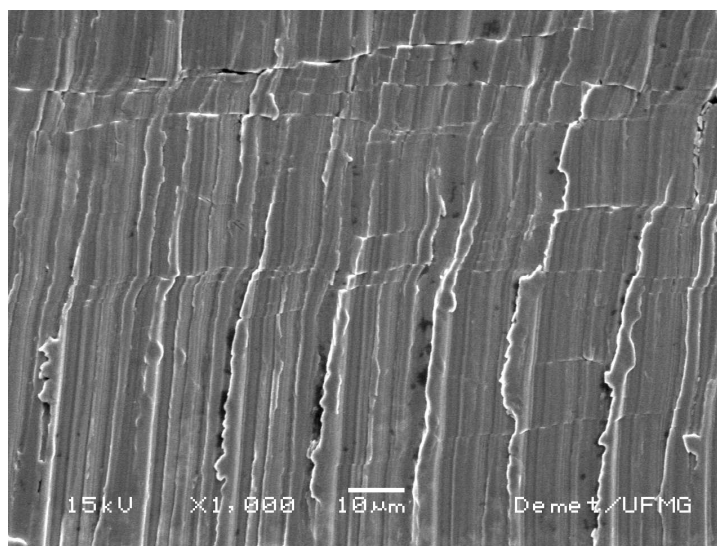
(e)

Figura 5.22 – Curvas típicas de ciclagem em torção dos instrumentos *ProTaper* S1 (a), S2 (b), F1 (c), F2 (d) e F3 (e) do Grupo 2

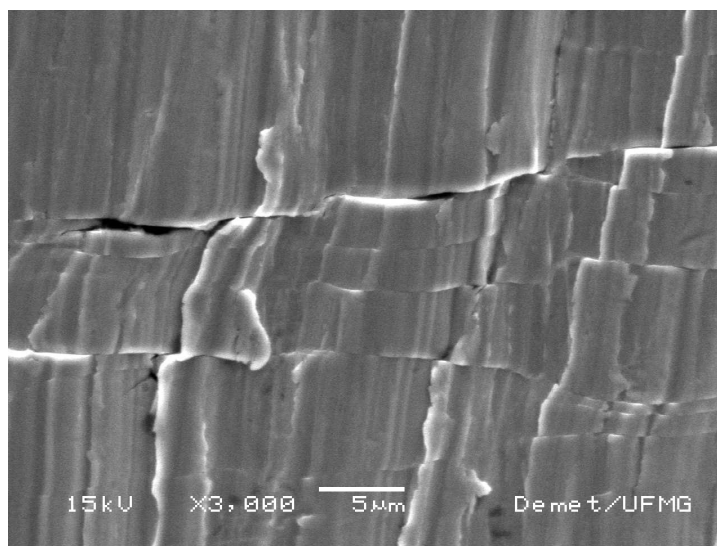
As Figuras 5.23 (a-c) mostram a presença de trincas longitudinais em um instrumento *ProTaper S2*, do Grupo 2, próximo à região onde estes instrumentos foram presos para serem ciclados em torção, ou seja em torno de 3mm da ponta. Barbosa *et al.* (2007a) encontram deformação plástica em instrumentos K3 submetidos a ciclagem por torção com ângulos de 180° e 420°. No presente estudo os instrumentos *ProTaper* foram submetidos a 20 ciclos consecutivos de carregamento em torção até 180° e descarregamento até carga zero e não foi observada deformação plástica em nenhum instrumento, entretanto, inúmeras trincas longitudinais foram observadas no MEV após a ciclagem. Deve ser realçado que os ensaios de Barbosa *et al.* (2007a) foram realizados a 5mm da ponta e não a 3mm como determina a Especificação da ISO 3630-1. Este padrão de trincas longitudinais também foi observado por Alapati *et al.* (2005), Cheung *et al.* (2007a) e Vieira *et al.* (2008) em instrumentos de NiTi usados clinicamente, sugerindo que estes instrumentos foram submetidos a grandes tensões torcionais durante a formatação de canais curvos.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.23 – Trincas longitudinais em um instrumento *ProTaper S2* do Grupo 2 a 3mm da ponta com 500x (a), 1000x (b) e 3000x (c)

Os valores médios de torque máximo até a fratura e desvio padrão obtidos nos ensaios de torção para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 2 são apresentados na Figura 5.24, Tabela V.7 e Anexo 5. Assim como os instrumentos do Grupo 1, o T_m aumentou com o aumento do diâmetro dos instrumentos, e todos os instrumentos diferiram entre si de maneira estatisticamente significativa quando os valores de torque máximo até a fratura

foram analisados através dos testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* ($p \leq 0,05$).

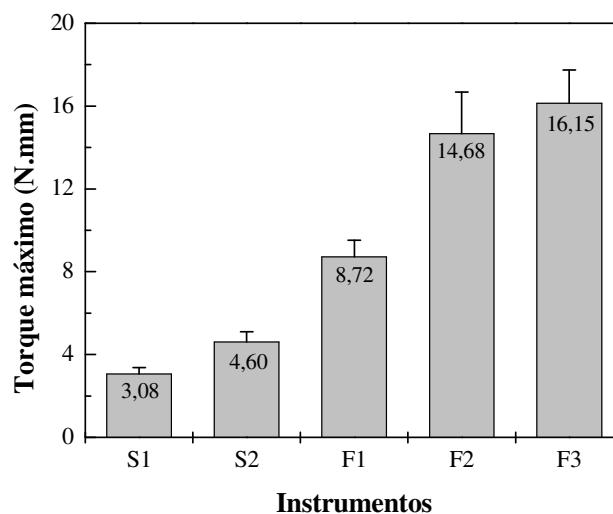


Figura 5.24 – Valores médios de torque máximo até a fratura e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

Tabela V.7

Análise estatística dos valores médios de torque máximo até a fratura entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

| Instrumento | Diferença Torque máximo (N.mm) (DMS* = 1) | Valor de p |
|-------------|---|------------|
| S1 x S2 | 1,52 | p = 0,00 |
| S1 x F1 | 5,64 | p = 0,00 |
| S1 x F2 | 11,60 | p = 0,00 |
| S1 x F3 | 13,07 | p = 0,00 |
| S2 x F1 | 4,12 | p = 0,00 |
| S2 x F2 | 10,08 | p = 0,00 |
| S2 x F3 | 11,55 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 5,96 | p = 0,00 |
| F1 x F3 | 7,43 | p = 0,00 |
| F2 x F3 | 1,47 | p = 0,05 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste *t* de *Student*. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

Os resultados dos valores médios de deflexão angular máxima até a fratura e desvio padrão obtidos nos ensaios de torção para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 2 são apresentados na Figura 5.25, Tabela V.8 e Anexo 6. Os testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student*, para todas as comparações, exceto para as comparações entre os instrumentos S1 x F2 e S2 x F1, encontraram diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$), entretanto, assim como no Grupo 1 estas diferenças não estabeleceram uma relação entre deflexão angular máxima e diâmetro dos instrumentos.

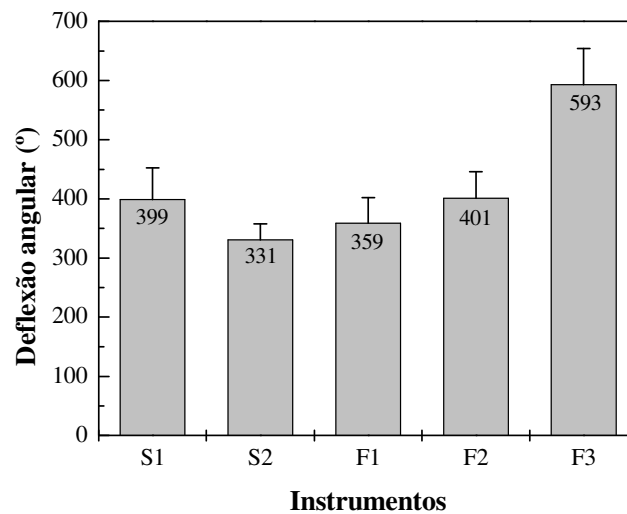


Figura 5.25 – Valores médios de deflexão angular máxima até a fratura e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

Tabela V.8

Análise estatística dos valores médios de deflexão angular máxima entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

| Instrumento | Diferença Deflexão Angular (°) (DMS* = 39) | Valor de p |
|--------------------|---|-------------------|
| S1 x S2 | 68 | p = 0,00 |
| S1 x F1 | 40 | p = 0,05 |
| S1 x F2 | 2 | p = 0,92 |
| S1 x F3 | 194 | p = 0,00 |
| S2 x F1 | 28 | p = 0,08 |
| S2 x F2 | 70 | p = 0,00 |
| S2 x F3 | 262 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 42 | p = 0,03 |
| F1 x F3 | 234 | p = 0,00 |
| F2 x F3 | 192 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

A Figura 5.26 mostra o padrão das curvas médias de torque-deflexão angular dos instrumentos do Grupo 2, que seguiu a mesma tendência do Grupo 1. É possível observar, mais uma vez, que os instrumentos F3 apresentaram um torque máximo após a ciclagem bem próximo dos instrumentos F2.

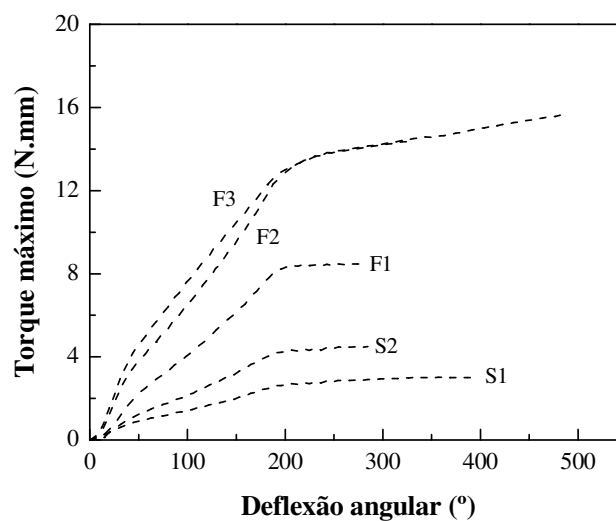


Figura 5.26 – Curvas médias de torque-deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

Considerando que T_m aumentou com o aumento de D_3 também para os instrumentos do Grupo 2, quando se analisa a relação entre estas duas variáveis através de uma regressão linear, obtém-se um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,969$; $p = 0,002$) (Figura 5.27).

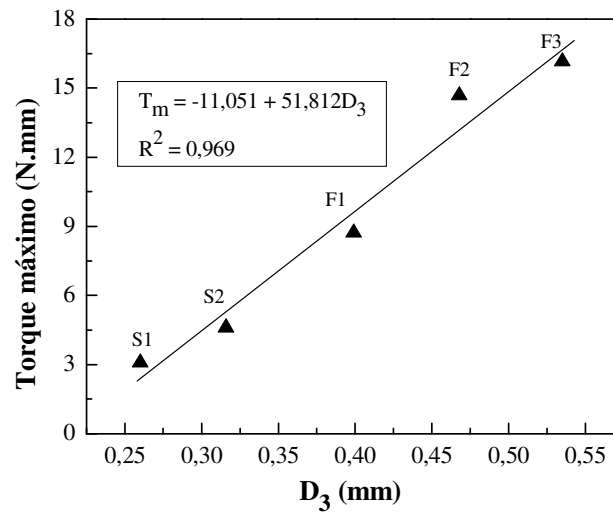


Figura 5.27 – Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D_3 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

Quando se avalia a relação entre T_m e A_3 através de uma regressão linear, obtém-se também um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,979$; $p = 0,001$) (Figura 5.28). Seguindo a mesma tendência encontrada para o Grupo 1, o aumento de A_3 levou a um aumento no torque máximo até a fratura também para os instrumentos do Grupo 2.

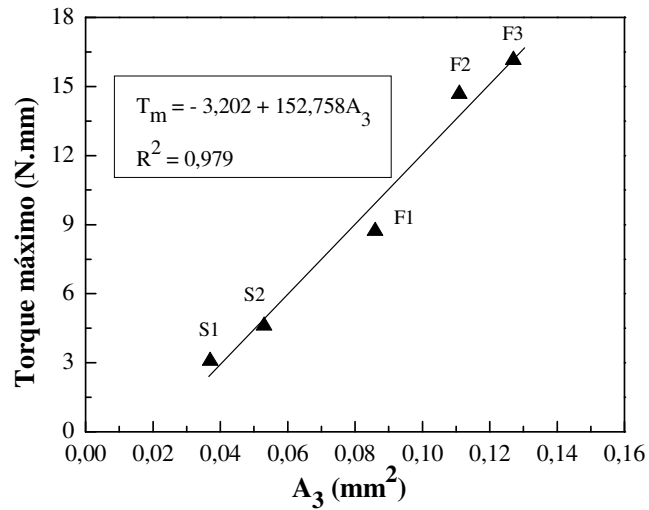


Figura 5.28 – Regressão linear entre torque máximo até a fratura e A₃ dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

Quando se analisa a relação D₃³ através de regressão linear obtém-se um coeficiente de determinação ligeiramente menor ($R^2 = 0,943$; $p = 0,006$) (Figura 5.29) que quando se avalia a relação linear entre torque máximo até a fratura e D₃ (Figura 5.27).

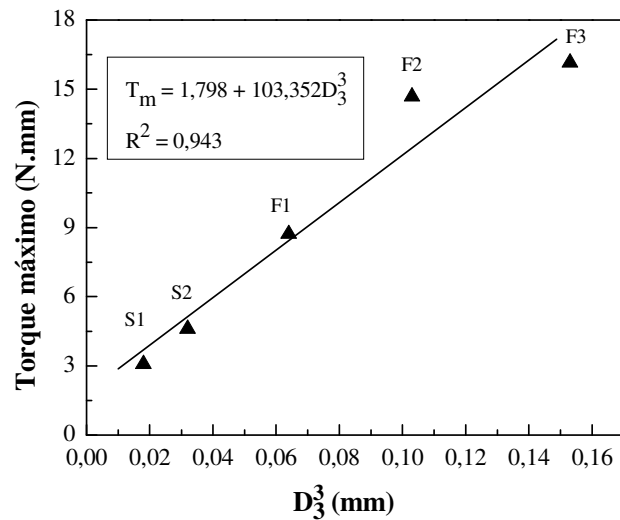


Figura 5.29 – Regressão linear entre torque máximo até a fratura e D₃³ dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

A relação entre T_m e $A_3^{3/2}$ mostra que há um aumento no coeficiente de determinação ($R^2 = 0,988$; $p = 0,001$) (Figura 5.30), em relação a quando se considera apenas A_3 (Figura 5.28). Os valores de coeficiente de determinação encontrados mostram que os valores médios de T_m dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2 apresentaram uma relação ligeiramente melhor com $A_3^{3/2}$ que com D_3^3 , diferentemente do que ocorreu com o Grupo 1.

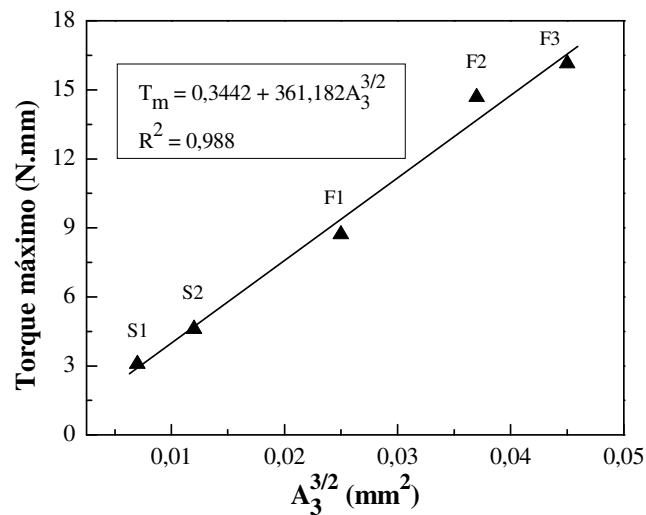


Figura 5.30 – Regressão linear entre torque máximo e $A_3^{3/2}$ até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2

Essas observações sobre a relação dos valores médios de torque máximo e os parâmetros geométricos dos instrumentos previamente ciclados podem ser interpretadas como uma indicação de que fatores adicionais estejam influenciando o comportamento em torção dos instrumentos. Com base nas imagens mostradas na Figura 5.23, pode-se supor que danos microestruturais e subestruturais introduzidos durante a ciclagem estão alterando a influência dos parâmetros geométricos sobre o torque máximo.

Quando as curvas dos Grupos 1 e 2 são sobrepostas pode-se observar que para os instrumentos de formatação S1 e S2, praticamente não houve variação no torque máximo até a fratura após a ciclagem dos instrumentos. Já para os instrumentos de finalização F1, F2 e F3 ocorreu uma diminuição do torque máximo após a ciclagem dos instrumentos, como era de se esperar (Figura 5.31).

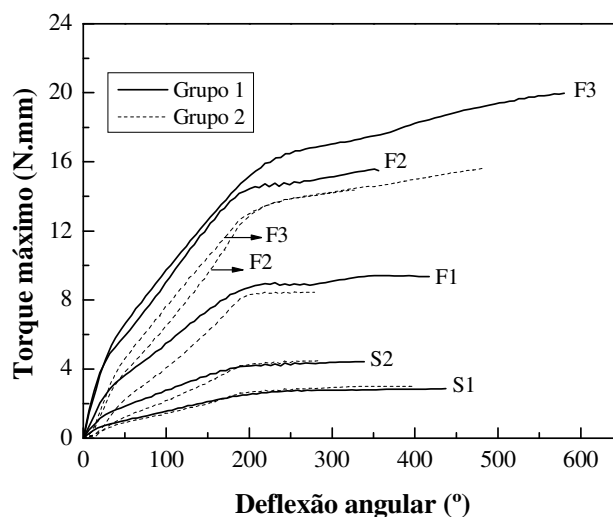


Figura 5.31 – Comparação entre as curvas médias de torque-deflexão angular máxima dos instrumentos *ProTaper* dos Grupos 1 e 2

As análises estatísticas destes dados através dos testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student*, mostraram que a variação no torque máximo até a fratura para os instrumentos S1 e S2 não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$), ou seja, a ciclagem (Grupo 2) não alterou o torque máximo até a fratura em relação aos instrumentos não ciclados (Grupo 1). O mesmo ocorreu para os instrumentos F2. Apesar destes instrumentos apresentarem uma diminuição no torque máximo até a fratura após a ciclagem, esta diferença não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Os instrumentos F1 e F3 foram os únicos que apresentaram uma diminuição estatisticamente significativa no torque máximo até a fratura após a ciclagem em torção ($p \leq 0,05$) (Figura 5.32, Tabela V.9). De uma forma geral, com exceção dos resultados obtidos para os instrumentos S1 e S2, houve uma tendência de diminuição do torque máximo até a fratura após a ciclagem dos instrumentos *ProTaper*. Resultados semelhantes foram encontrados em outros estudos com diferentes instrumentos de NiTi (Yared e Kulkarni, 2003; Yared, 2004; Bahia *et al.*, 2006b,c), entretanto, Svec e Powers (1999) não observaram esta relação. Os resultados do presente estudo também estão de acordo com Ullmann e Peters (2005), onde a ciclagem prévia em bancada de fadiga reduziu significativamente a resistência à

torção dos instrumentos de acabamento (F1, F2, F3), enquanto os instrumentos de formatação (S1 e S2) não foram afetados.

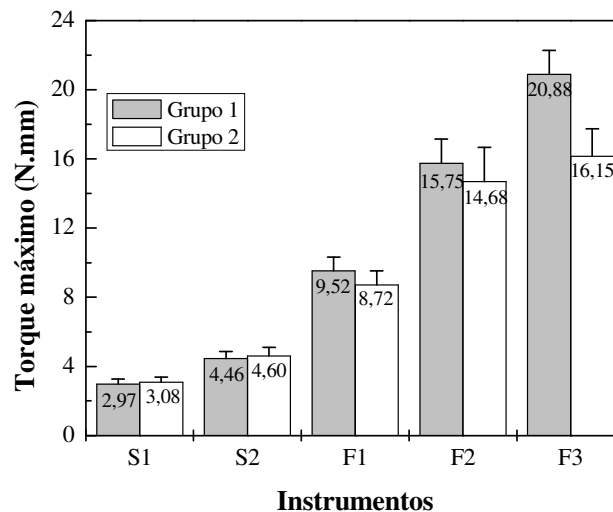


Figura 5.32 – Comparação entre os valores médios de torque máximo até a fratura entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 1 e 2

Tabela V.9

Análise estatística de torque máximo até a fratura entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 1 e 2

| Instrumento | DMS* Torque (N.mm) Grupo 1 x Grupo 2 | Diferença Torque (N.mm) Grupo 1 x Grupo 2 | Valor de p |
|-------------|--|---|-----------------|
| S1 | 0,3 | 0,11 | p = 0,42 |
| S2 | 0,4 | 0,14 | p = 0,44 |
| F1 | 0,7 | 0,80 | p = 0,02 |
| F2 | 1,5 | 1,07 | p = 0,15 |
| F3 | 1,3 | 4,73 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

De uma forma geral, os resultados apontaram para uma tendência de diminuição da deflexão angular máxima após a ciclagem dos instrumentos *ProTaper*. Entretanto, as análises estatísticas entre os Grupos 1 e 2, através dos testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student*, mostraram que apenas os instrumentos F1 apresentaram uma diminuição estatisticamente significativa na deflexão angular máxima após a ciclagem ($p \leq 0,05$). Os instrumentos F2 apresentaram um aumento na deflexão angular após a ciclagem, enquanto os instrumentos S1, S2 e F3 apresentaram uma diminuição. Entretanto, nenhum destes resultados apresentou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) (Figura 5.33, Tabela V.10). Yared (2004) e Bahia *et al.* (2006a,b) observaram uma redução significativa na deflexão angular de instrumentos de NiTi após a deformação cíclica, ao contrário de Yared e Kulkarni (2003). Ullmann e Peters (2005), por sua vez, encontraram uma redução significativa na deflexão angular máxima após a ciclagem em bancada de fadiga de instrumentos *ProTaper* apenas para os instrumentos F3.

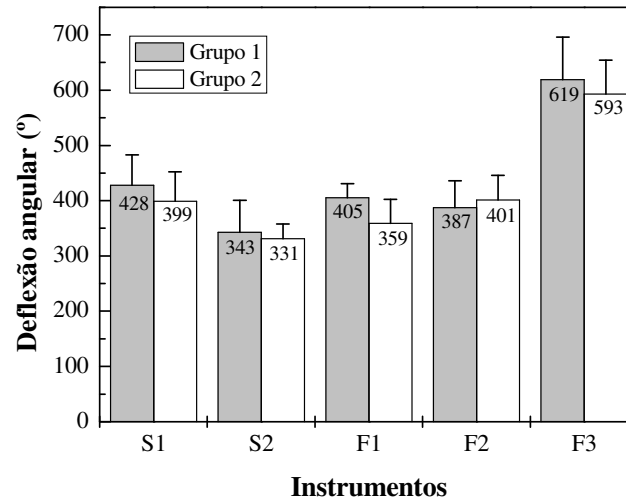


Figura 5.33 – Comparação entre os valores médios de deflexão angular máxima até a fratura entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 1 e 2

Tabela V.10

Análise estatística de deflexão angular máxima até a fratura entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 1 e 2

| Instrumento | DMS* Deflexão angular (°) Grupo 1 x Grupo 2 | Diferença Deflexão angular (°) Grupo 1 x Grupo 2 | Valor de p |
|--------------------|--|---|-------------------|
| S1 | 46 | 29 | p = 0,20 |
| S2 | 38 | 12 | p = 0,50 |
| F1 | 30 | 46 | p = 0,00 |
| F2 | 40 | 14 | p = 0,48 |
| F3 | 59 | 26 | p = 0,37 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

Durante o preparo do SCR diferentes regiões ao longo dos instrumentos de NiTi, acionados a motor, são submetidas a diferentes valores de torque. Se o nível de torque na superfície do instrumento é igual ou maior que o torque máximo para a fratura, a fratura por torção acontece. Desta forma, um dos fatores mais importantes é o tamanho da área de contato entre a dentina do canal radicular e instrumento (Blum *et al.*, 1999; Peters *et al.*, 2003; Schared e Peters, 2004). Esta relação é influenciada pela seqüência de instrumentação e pelo uso de instrumentos com conicidades variadas (Blum *et al.*, 1999; Schared e Peters, 2004).

Os instrumentos *ProTaper* foram idealizados para formatar diferentes regiões dos canais, apresentando conicidades variadas ao longo da haste cortante. Desta forma, como eles não apresentam um aumento linear de diâmetro ao longo de toda a haste cortante, o comportamento mecânico destes instrumentos se diferencia dos demais instrumentos de NiTi com aumentos de conicidade lineares. Sendo assim, os instrumentos de formatação (S1, S2) exercem maior trabalho nos terços coronário e médio, como verificado pelos resultados nos canais de acrílico, e estão sujeitos a maiores tensões torcionais nestas regiões. Como o intuito de tornar estes instrumentos mais resistentes os diâmetros nestas regiões sofrem grandes aumentos, assim como o espaçamento entre os *pitchs*, dados também confirmados na análise geométrica e dimensional destes instrumentos. Próximo à ponta, estes instrumentos apresentam menores aumentos de diâmetros e são mais flexíveis. Apesar de todos os instrumentos

apresentarem trincas longitudinais após a ciclagem em torção, o torque máximo até a fratura e a deflexão angular para estes instrumentos não sofreram diferenças significativas, fato também observado por Ullmann e Peters (2005). Estes resultados sugerem que em função da geometria peculiar estes instrumentos sejam mais resistentes a cargas torcionais, comparados aos instrumentos de finalização.

Os instrumentos de finalização, por sua vez, apresentam grande aumento de diâmetros nos 3mm próximos à ponta, o que os torna menos flexíveis quando comparados a instrumentos com mesmos diâmetros de ponta. Eles são os responsáveis pela formatação da maior parte do terço apical, sendo submetidos a tensões flexurais e torcionais na região apical. Estes dados foram confirmados pelas medidas geométricas e dimensionais realizadas nestes instrumentos e nos canais de acrílico. Em função do grande aumento de diâmetro nos 3mm próximo à ponta, estes instrumentos, principalmente F2 e F3, têm sido frequentemente relacionados com maior índice de erros operatórios como alteração da anatomia apical de canais curvos e maior incidência de deformação e fraturas (Calberson *et al.*, 2004; Schäfer e Vlassis, 2004a; Yoshimine *et al.*, 2005; Yang *et al.*, 2006; Schirmermeister *et al.*, 2006; Yang *et al.*, 2007; Javaheri e Javaheri, 2007; Loizides *et al.*, 2007). Todos estes instrumentos apresentaram uma redução no torque máximo até a fratura após a ciclagem em torção, sendo que este fato foi mais evidente com instrumentos F3 (diferença de torque entre Grupo 1 e Grupo 2 = 4,73N.mm ou 22,7%).

A geometria da seção transversal é um importante fator na resistência torcional e ao dobramento dos instrumentos de NiTi. (Berutti *et al.*, 2003; Xu e Zheng, 2006; Hayashi *et al.*, 2007). Os instrumentos F3 apresentam uma seção transversal distinta dos demais instrumentos *ProTaper*, relacionada com maiores concentrações de tensão ao longo dos mesmos e menores resistências torcionais (Berutti *et al.*, 2003). Este fato justifica uma maior redução no torque máximo até a fratura em relação aos outros instrumentos, e alerta para o uso cuidadoso dos mesmos durante a formatação dos canais radiculares, devendo ser evitados em canais curvos.

Apesar de todos os outros instrumentos *ProTaper* apresentarem uma área de seção transversal triangular convexa, as análises entre $T_m \times D_3$ e $T_m \times A_3$ sugerem que a geometria da seção transversal varie ligeiramente de um instrumento para o outro, o que pode explicar as diferenças de comportamento destes instrumentos e o fato de não terem sido encontradas diferenças para os instrumentos S1 e S2 no torque máximo até a fratura após a ciclagem em torção.

O conhecimento da geometria e dimensão dos instrumentos de NiTi e sua relação com as propriedades mecânicas dos mesmos é essencial no uso seguro destes instrumentos. Além do mais, o pré-alargamento dos terços coronário e médio e a exploração prévia de todo o comprimento do canal antes da utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, bem como, o treinamento clínico adequado e a não utilização de uma pressão apical excessiva, são cuidados que devem ser tomados a fim de se evitar a fratura por torção destes instrumentos

5.4.2 Flexibilidade

Os resultados dos valores médios de momento de dobramento (M_D) e desvios padrão obtidos nos ensaios de flexão para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 3 são apresentados na Figura 5.34, Tabela V.11 e Anexo 7. Todos os instrumentos diferiram significativamente entre si ($p \leq 0,05$) em relação ao momento de dobramento, quando os testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* foram aplicados. 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 de formatação S1 e S2, e os maiores pelos instrumentos de finalização F2 e F3, comumente associados a erros de procedimentos em função de sua menor flexibilidade próximo à ponta. Este comportamento é semelhante ao observado para o torque máximo até a fratura, sugerindo que a relação entre flexibilidade e diâmetro do instrumento também possa existir.

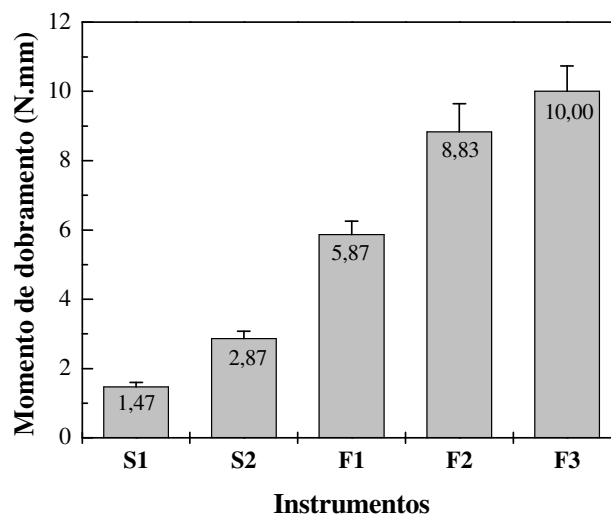


Figura 5.34 – Valores médios de momento de dobramento e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 3

Tabela V.11

Análise estatística dos valores médios de momento de dobramento entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 3

| Instrumento | Momento de dobramento (N.mm) DMS* = 0,44 | Valor de p |
|-------------|---|------------|
| S1 x S2 | 1,40 | p = 0,00 |
| S1 x F1 | 4,40 | p = 0,00 |
| S1 x F2 | 7,36 | p = 0,00 |
| S1 x F3 | 8,53 | p = 0,00 |
| S2 x F1 | 3,00 | p = 0,00 |
| S2 x F2 | 5,96 | p = 0,00 |
| S2 x F3 | 7,13 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 2,96 | p = 0,00 |
| F1 x F3 | 4,13 | p = 0,00 |
| F2 x F3 | 1,17 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

A análise da relação entre M_D e D_3 através de um modelo de regressão linear resultou em um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,987$; $p = 0,001$), mostrando que o momento de dobramento aumentou com o aumento do diâmetro dos instrumentos (Figura 5.35).

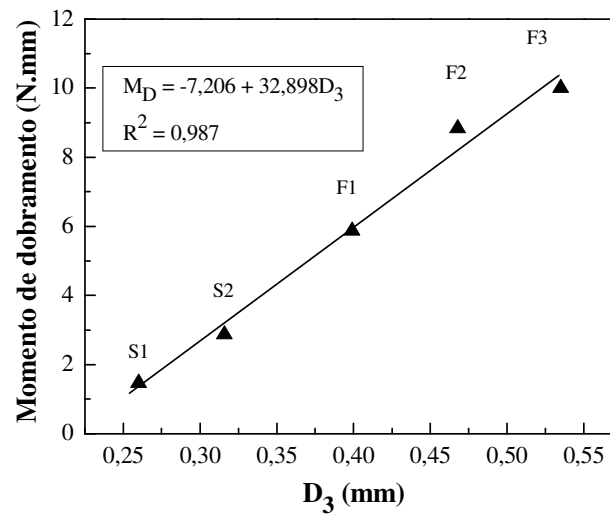


Figura 5.35 – Regressão linear entre momento de dobramento e D_3 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 3

Quando se avaliou a relação entre M_D e A_3 obteve-se também um alto coeficiente de determinação ($R^2 = 0,997$; $p = 0,000$), mostrando que o aumento do momento de dobramento aumentou com o aumento de A_3 (Figura 5.36). Neste caso, os coeficientes de relação encontrados para D_3 e A_3 foram altos, significativos e com valores semelhantes. Estes resultados sugerem que ambos os parâmetros geométricos possuem uma forte relação com a flexibilidade. Resultados semelhantes foram encontrados por Melo *et al.* (2008), quando avaliaram instrumentos K3 novos.

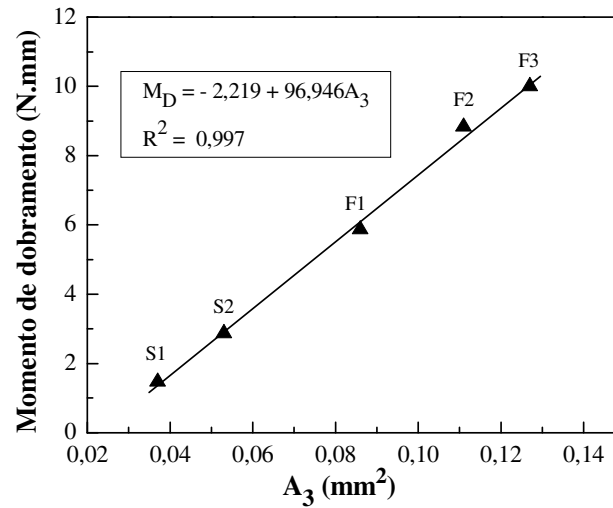


Figura 5.36 – Regressão linear entre momento de dobramento e A_3 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 3

Os textos de Mecânica mostram que o M_D necessário para defletir uma barra cilíndrica de diâmetro D a um dado ângulo é diretamente proporcional à sua rigidez flexural, que é o produto do módulo de elasticidade e do momento de inércia da seção transversal da barra (Timoshenko 1983), ou seja,

$$M_D = \frac{\pi D^4}{64} \quad (5.3)$$

Novamente, levando em consideração que a variação dos valores médios de D_3 para os instrumentos *ProTaper* analisados não foi muito grande, o M_D destes instrumentos pode ser previsto usando os valores médios de D_3^4 . A análise da relação entre M_D e D_3^4 através de regressão linear, resultou em um coeficiente de determinação mais baixo ($R^2 = 0,891$; $p = 0,016$) (Figura 5.37), que o encontrado entre M_D e D_3 (Figura 5.35).

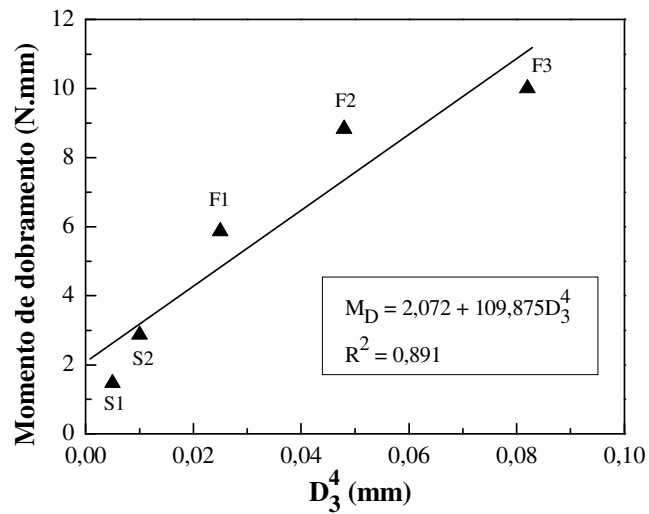


Figura 5.37 – Regressão linear entre momento de dobramento e D_3^4 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 3

Como a área de uma seção circular varia proporcionalmente com D^2 , D_3^4 por sua vez, varia proporcionalmente a A_3^2 . A análise da relação entre M_D e A_3^2 , através de uma regressão linear mostrou que houve uma diminuição no coeficiente de determinação ($R^2 = 0,979$; $p = 0,001$) (Figura 5.38), em relação a M_D e A_3 (Figura 5.36).

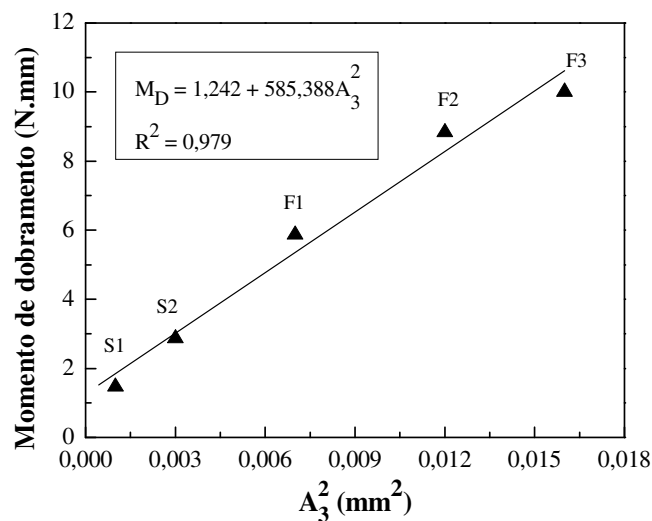


Figura 5.38 – Regressão linear entre momento de dobramento e A_3^2 dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 3

O fato da relação entre A_3 e D_3 ter sido ligeiramente melhor é uma indicação de que o momento de inércia da seção transversal dos instrumentos é complexo e não pode ser expresso pela equação 5.3. O M_D medido corresponde a uma deformação muito pequena e foi menos sensível à diferença de geometria entre os instrumentos.

De uma forma geral, os valores médios de torque máximo e momento de dobramento podem ser previstos usando o diâmetro a e seção transversal a 3mm da ponta dos instrumentos.

De acordo com os princípios da engenharia, a resistência à torção e ao dobramento está relacionada com a geometria da seção transversal do instrumento. Desta forma, o torque máximo e o momento de dobramento são funções diretas do momento de inércia da seção transversal do instrumento. Instrumentos com menores áreas de seção transversal são mais flexíveis, e apresentam menor resistência à torção e ao dobramento (Tripi *et al.*, 2006). Esta observação está de acordo com os resultados encontrados neste estudo. Além da influência mecânica direta do momento de inércia da seção transversal do instrumento, outros fatores também devem ser considerados. Como citado anteriormente, o torque gerado durante a formatação dos canais radiculares depende da área de contato entre as paredes do canal e o instrumento (Blum *et al.*, 1999a). Sendo assim, um meio de se reduzir a fratura por torção seria modificar a seção transversal dos instrumentos. O aumento da profundidade dos *pitchs* e a diminuição da área de seção transversal aumentariam a flexibilidade do instrumento e sua capacidade de corte, e reduziriam a área de contato entre o instrumento e as paredes do canal, diminuindo, assim, a carga torcional e o risco de fratura por torção (Peter *et al.*, 2003; Tripi *et al.*, 2006; Ray *et al.*, 2007).

5.4.3 Resistência à fadiga

Os valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) e desvio padrão obtidos nos ensaios de fadiga para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 4, são apresentados na Figura 5.39, Tabela V.12 e Anexo 8. Nota-se que o NCF aumentou com o calibre dos instrumentos S1, S2 e F1, diminuindo apenas para os instrumentos F2. Os testes

ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* comprovaram estas observações, onde os instrumentos *ProTaper*, de formatação e finalização, diferiram entre si de maneira estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$), exceto quando os instrumentos S1 e F2 foram comparados (Tabela V.12).

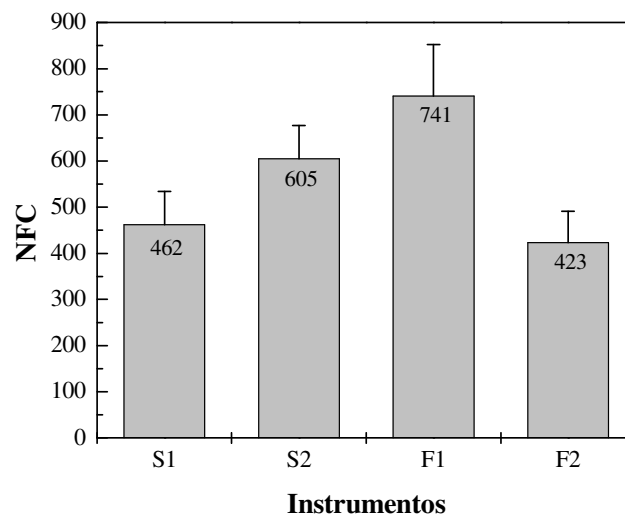


Figura 5.39 – Valores médios de NCF e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 4

Tabela V.12

Análise estatística dos valores médios de NCF entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 4

| Instrumento | NCF DMS* = 68 | Valor de P |
|----------------|------------------|-----------------|
| S1 x S2 | 143 | p = 0,00 |
| S1 x F1 | 279 | p = 0,00 |
| S1 x F2 | 39 | p = 0,18 |
| S2 x F1 | 136 | p = 0,00 |
| S2 x F2 | 182 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 318 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste *t* de *Student*. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

Os resultados encontrados para os instrumentos de formatação (S1 e S2) contrariam vários relatos da literatura, onde a diminuição na resistência à fadiga está associada ao aumento do diâmetro do instrumento, entretanto, estão de acordo com Vieira *et al.* (2008). Já os instrumentos de finalização (F1 e F2) seguiram esta tendência descrita na literatura (Pruett *et al.*, 1997; Haikel *et al.*, 1999; Melo *et al.*, 2002; Gambarini, 2001b; Bahia e Buono 2005; Ullmann e Peters, 2005; Grande *et al.*, 2006; Martins *et al.*, 2006; Plotino *et al.*, 2006; Vieira *et al.*, 2008; Melo *et al.*, 2008).

Os valores de NCF obtidos foram maiores que os encontrados em outros estudos empregando instrumentos *ProTaper* (Fife *et al.*, 2004; Ullmann e Peters, 2005; Grande *et al.*, 2006; Ounsi *et al.*, 2007). Deve ser enfatizado que, no presente estudo, os instrumentos foram ensaiados com a deformação máxima a 3mm da ponta e não a distâncias maiores da ponta. Desta forma, os outros estudos, submeteram os instrumentos à maiores amplitudes de deformação, em função de maiores diâmetros na região de curvatura máxima, resultando em menores NCF.

Ullmann e Peters (2005), encontraram uma diminuição no NCF para todos os instrumentos *ProTaper* novos em função de maiores diâmetros de ponta. Já Fife *et al.* (2004) e Grande *et al.* (2006) encontraram uma diminuição progressiva no NCF para os instrumentos S2, F1, F2 e F3, o que não está de acordo com os achados deste estudo. Entretanto, eles também encontraram que os instrumentos S1 foram os que apresentaram menor NCF em relação aos demais instrumentos.

Como já mencionando anteriormente, os instrumentos *ProTaper*, em função de apresentarem conicidades variadas ao longo de suas hastes cortantes, provavelmente não apresentam um comportamento mecânico semelhante aos instrumentos com conicidades com aumentos lineares.

Como os instrumentos S1 e S2 apresentam diâmetros de ponta muito pequenos, e a conicidade ao longo dos mesmos aumenta rapidamente, isto pode ter prejudicado o ajuste adequado destes instrumentos à curvatura do canal artificial, deformando-os de

forma abrupta próximo de 3mm da ponta, resultando em um menor NCF, em relação aos outros instrumentos.

Os valores médios de local de fratura (LF) e desvio padrão obtidos nos ensaios de fadiga para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 4, estão apresentados na Figura 5.40 e Anexo 9. Com exceção dos instrumentos F2, todos os demais instrumentos fraturaram no ponto de deformação máxima do canal artificial, a 3mm da ponta. Nota-se que o LF praticamente não se alterou nestes instrumentos. Os testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* comprovaram estas observações, onde apenas os instrumentos *ProTaper* F2 diferiram de maneira estatisticamente significativa dos demais instrumentos ($p \leq 0,05$) (Tabela V.13). Fife *et al.* (2004) notaram uma tendência dos instrumentos *ProTaper* com o maior de diâmetro de ponta fraturarem mais próximos da ponta. Já Ullmann e Peters (2005) obtiveram segmentos de fratura de tamanhos variados, apesar da deformação máxima nos testes de fadiga ter se concentrado a 4mm da ponta. Este fato foi atribuído ao aumento de diâmetro não linear nos instrumentos *ProTaper*, levando a efeitos de tensão não lineares.

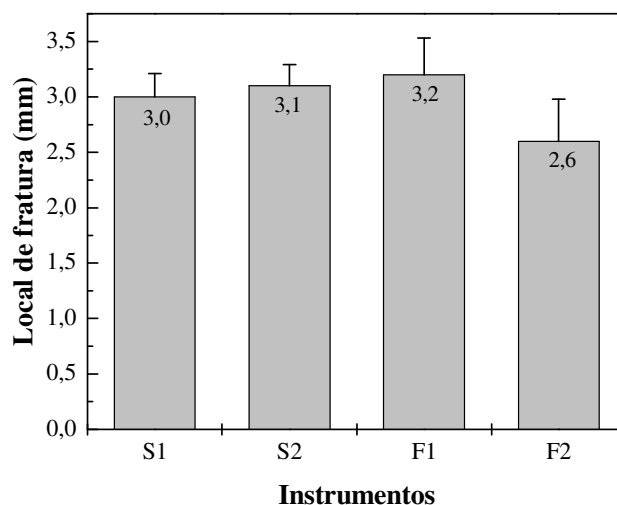


Figura 5.40 – Valores médios de LF e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 4

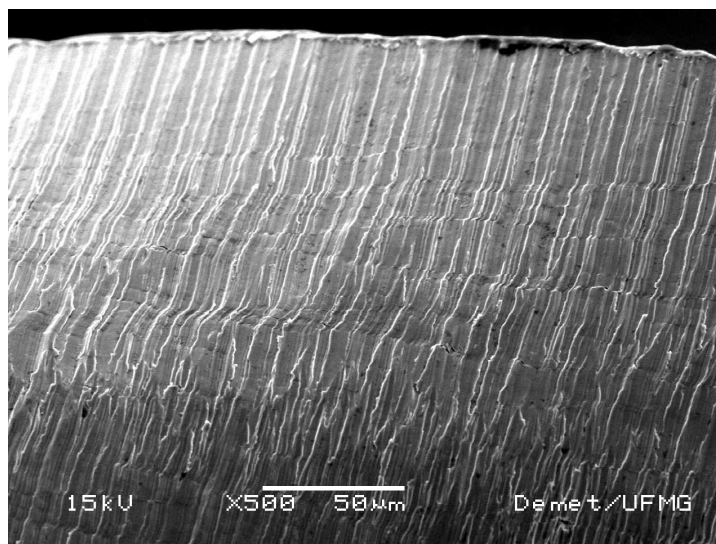
Tabela V.13

Análise estatística dos valores médios de LF entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 4

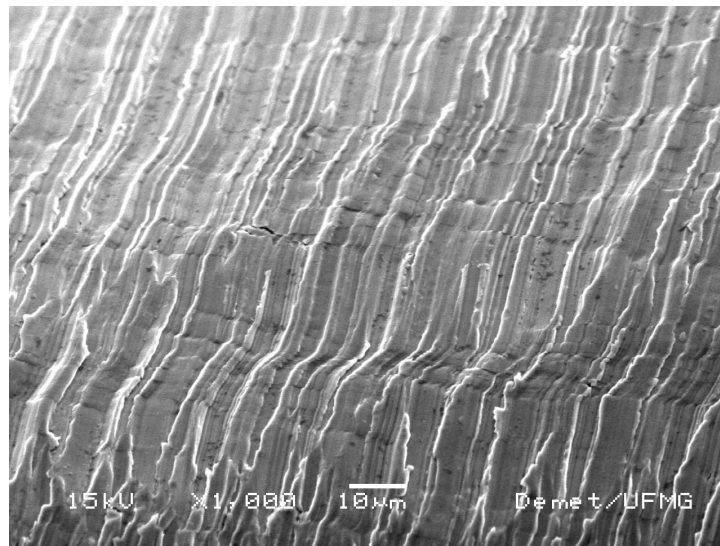
| Instrumento | LF DMS* = 0,24 | Valor de P |
|--------------------|---------------------------|-----------------------|
| S1 x S2 | 0,1 | p = 0,33 |
| S1 x F1 | 0,2 | p = 0,16 |
| S1 x F2 | 0,4 | p = 0,01 |
| S2 x F1 | 0,1 | p = 0,46 |
| S2 x F2 | 0,5 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 0,6 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

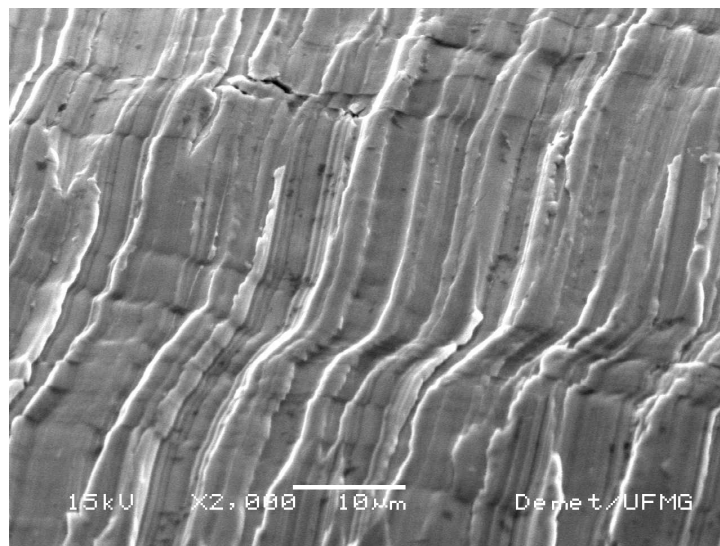
Os instrumentos do Grupo 5 analisados no MEV mostraram as mesmas características dos instrumentos do Grupo 2, também ciclados em torção, (Figura 5.23 a-c). Trincas longitudinais propagadas a partir de 3mm da ponta, região onde estes instrumentos foram presos para serem ciclados em torção, são mostradas em um instrumento *ProTaper* F2, na Figura 5.41 (a-d).



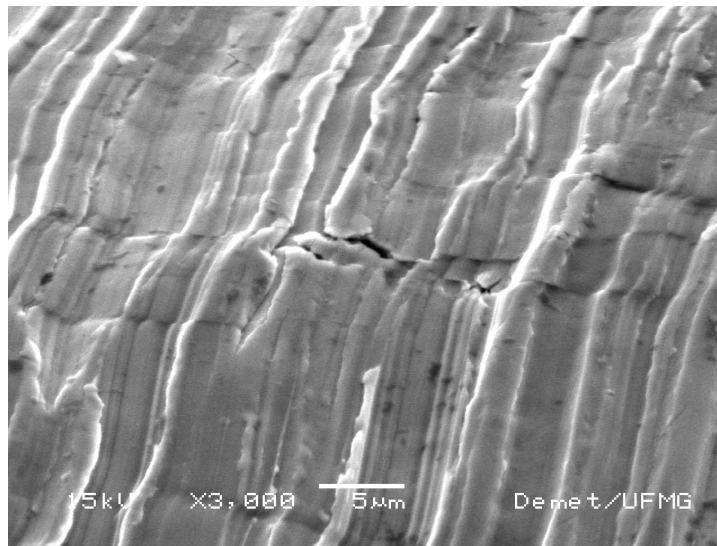
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.41 – Deformações e trincas longitudinais em um instrumento *ProTaper* F1, do Grupo 5, a 3mm da ponta com 500x (a), 1000x (b), 2000x (c) e 3000x (d)

Os valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) e desvio padrão obtidos nos ensaios de fadiga para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 5, são apresentados na Figura 5.42 e Anexo 10. Apesar dos instrumentos S2 apresentarem uma diminuição no NCF em relação aos instrumentos S1 este resultado não foi significativo ($p > 0,05$) quando os testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de *Student* foram aplicados. Seguindo a mesma tendência do Grupo 4, as únicas diferenças com significância estatística foram observadas quando os instrumentos F2 foram comparados os instrumentos S1, S2 e F1 ($p \leq 0,05$) (Tabela V.14).

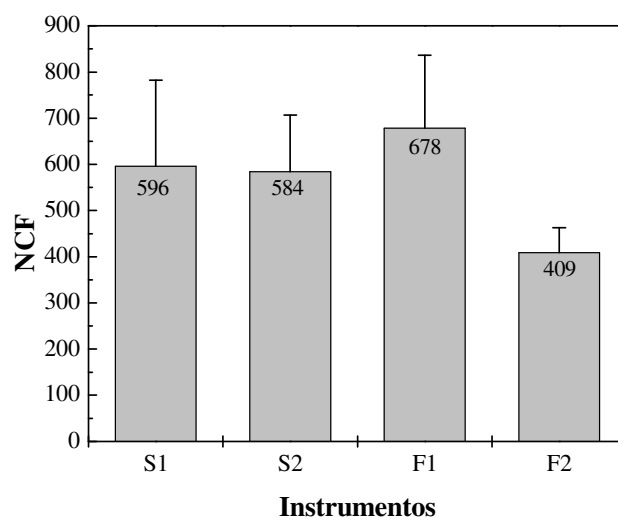


Figura 5.42 – Valores médios de NCF e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 5

Tabela V.14

Análise estatística dos valores médios de NCF entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 5

| Instrumento | NCF DMS* = 115 | Valor de p |
|----------------|-------------------|-----------------|
| S1 x S2 | 12 | p = 0,86 |
| S1 x F1 | 82 | p = 0,26 |
| S1 x F2 | 187 | p = 0,01 |
| S2 x F1 | 94 | p = 0,12 |
| S2 x F2 | 175 | p = 0,00 |
| F1 x F2 | 269 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste *t* de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

Os valores médios de local de fratura (LF) e desvio padrão obtidos nos ensaios de fadiga para os instrumentos *ProTaper* do Grupo 5, são apresentados na Figura 5.43 e Anexo 11. Nota-se que o LF praticamente não se alterou para todos os instrumentos *ProTaper* testados. Os testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de Student comprovaram estas observações, onde os instrumentos

ProTaper do Grupo 5 não diferiram entre si de maneira estatisticamente significativa quando se avaliou o local de fratura ($p > 0,05$) (Tabela V.15).

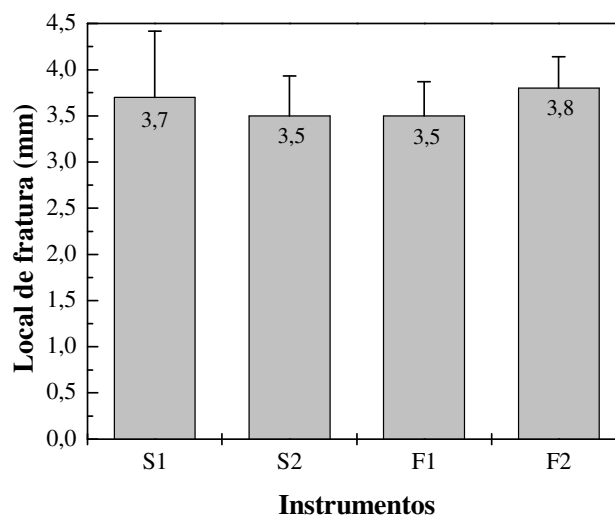


Figura 5.43 – Valores médios de LF e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 5

Tabela V.15

Análise estatística dos valores médios de LF entre os instrumentos *ProTaper* do Grupo 5

| Instrumento | LF DMS* = 0,4 | Valor de P |
|----------------|------------------|---------------|
| S1 x S2 | 0,2 | p = 0,40 |
| S1 x F1 | 0,2 | p = 0,39 |
| S1 x F2 | 0,1 | p = 0,86 |
| S2 x F1 | 0,0 | p = 1,00 |
| S2 x F2 | 0,3 | p = 0,13 |
| F1 x F2 | 0,3 | p = 0,10 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste *t* de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

As análises estatísticas para o NCF entre os Grupos 4 e 5, através dos testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de Student, mostraram que apenas os instrumentos S1 apresentaram uma diferença estatisticamente significativa após a ciclagem ($p \leq 0,05$). Ao contrário do que se esperava, para estes

instrumentos o NCF após a ciclagem em torção (Grupo 5) aumentou significativamente em relação aos instrumentos novos (Grupo 4). Já os instrumentos *ProTaper* S2, F1 e F2 do Grupo 5, apresentaram uma diminuição no NCF após a ciclagem em relação aos instrumentos novos (Grupo 4), mas estes resultados não apresentaram significância estatística ($p > 0,05$) (Figura 5.44, Tabela V.16).

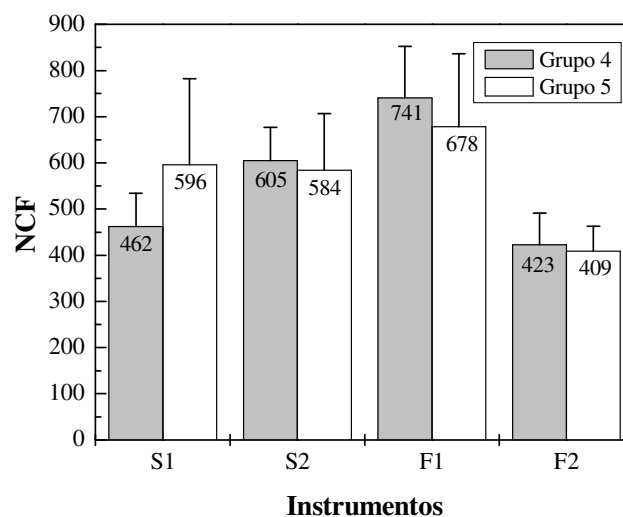


Figura 5.44 – Comparação entre os valores médios de NCF entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 4 e 5

Tabela V.16

Análise estatística de NCF entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 4 e 5

| Instrumento | DMS* NCF Grupo 4 x Grupo 5 | Diferença NCF Grupo 4 x Grupo 5 | Valor de p |
|-------------|----------------------------------|---------------------------------------|-----------------|
| S1 | 119 | 134 | p = 0,04 |
| S2 | 85 | 21 | p = 0,61 |
| F1 | 116 | 63 | p = 0,28 |
| F2 | 52 | 14 | p = 0,60 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste t de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

De uma forma geral, com exceção dos instrumentos S1, os resultados obtidos apontam para uma tendência da diminuição do NCF dos instrumentos *ProTaper* após a ciclagem em torção. Estes resultados estão de acordo com vários relatos na literatura onde a

ciclagem através do uso clínico diminuiu a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi (Gambarini, 2001a,b; Fife *et al.*, 2004; Bahia e Buono, 2005; Plotino *et al.*, 2006; Martins *et al.*, 2006; Vieira *et al.*, 2008). Por outro lado, Yared *et al.* (1999) e Yared *et al.* (2000) não encontraram esta relação entre uso clínico e a diminuição do NCF.

Fife *et al.* (2004) observaram que os instrumentos S1 após a formatação de 2 molares apresentaram um aumento no NCF em relação aos instrumentos novos, e após a formatação de 4 molares o NCF se manteve praticamente igual ao dos instrumentos novos. Para todos os outros instrumentos, os autores detectaram diminuição no NCF após o uso clínico. Já Vieira *et al.* (2008), só evidenciou esta relação para os instrumentos de finalização, assim como o presente estudo.

O fato de Fife *et al.* (2004) não terem encontrado diferença significativa no NCF de instrumentos S1 usados em 2 e 4 molares, pode ser explicado através do mecanismo da fadiga de baixo ciclo que ocorre nas ligas NiTi, controladas por deformação, onde trincas são nucleadas precoce e rapidamente, e o estágio de propagação destas mesmas é lento, ocupando a maior parte da vida útil dos instrumentos (Bahia *et al.*, 2006b,c). Vieira *et al.* (2008) também não encontraram diferença na resistência à fadiga entre instrumentos *ProTaper* usados na formatação de 5 ou 8 molares.

Os instrumentos S1 sofreram tensões torcionais a 3mm da ponta, apresentaram trincas longitudinais e mesmo assim resultaram em um maior NCF após a ciclagem. É razoável supor que dois fatores podem ter agido concomitantemente. Um seria o fato de que as mudanças na subestrutura do material ocorrem principalmente nos ciclos iniciais de deformação, indicando que a fadiga de ligas NiTi no regime superelástico envolve rápida nucleação e lenta propagação das trincas de fadiga, como explicado acima. Outro fator, provavelmente, seria que a deformação por torção promoveu um encruamento do material próximo a esta região, aumentando localmente a resistência mecânica do material, e conseqüentemente a resistência à fadiga. Se levarmos em consideração os resultados obtidos em torção, é possível observar que a ciclagem prévia não levou à diminuição do torque máximo até a fratura para os instrumentos S1 e S2, provavelmente em função de alguma modificação na estrutura do instrumento.

As análises estatísticas para local de fratura entre os Grupos 4 e 5, através dos testes ANOVA *One Way* e da Diferença Mínima Significativa (DMS) para o teste *t* de Student mostraram que todos os instrumentos apresentaram diferença estatisticamente significativa após a ciclagem ($p \leq 0,05$), com aumento do fragmento de fratura nos instrumentos do Grupo 5 (Figura 5.45, Tabela V.17). Estes resultados estão de acordo com Vieira *et al.* (2008). Mais uma vez, o provável encruamento que o material sofreu pode ter promovido um aumento na resistência mecânica e conseqüentemente na resistência à fadiga a 3mm da ponta. Desta forma, os instrumentos fraturaram em outra região de grande amplitude de deformação onde o efeito de encruamento foi menor.

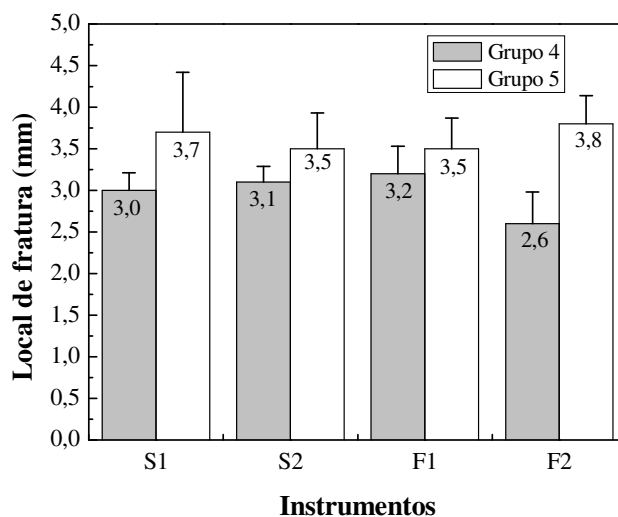


Figura 5.45 – Comparação entre os valores médios de LF entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 4 e 5

Tabela V.17

Análise estatística de LF entre os instrumentos *ProTaper* dos Grupos 4 e 5

| Instrumento | DMS* LF Grupo 4 x Grupo 5 | Diferença LF Grupo 4 x Grupo 5 | Valor de p |
|-------------|---------------------------------|--------------------------------------|-----------------|
| S1 | 0,7 | 0,5 | p = 0,01 |
| S2 | 0,4 | 0,3 | p = 0,01 |
| F1 | 0,3 | 0,3 | p = 0,03 |
| F2 | 1,2 | 0,3 | p = 0,00 |

*DMS = Diferença mínima significativa para o teste *t* de Student. Os resultados foram considerados significativos para $p \leq 0,05$.

Quando se leva em consideração o emprego clínico dos instrumentos rotatórios de NiTi, é importante ressaltar que a geometria do canal radicular é um fator crucial no comportamento em fadiga dos mesmos. A amplitude máxima de deformação na superfície de um instrumento, na região de curvatura máxima do canal, é função dos parâmetros geométricos do canal e do instrumento. As condições mais severas de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi estão associadas a menores raios de curvatura do canal e a instrumentos mais calibrosos (Pruett *et al.*, 1997; Haikel *et al.*, 1999; Gambarini, 2001a,b; Melo *et al.*, 2002; Bahia e Buono, 2005), ou seja, a resistência à fadiga diminui com o aumento da amplitude de deformação máxima.

O período de uso dos instrumentos endodônticos de NiTi pode variar muito dependendo da seção transversal, diâmetro, tipo de tensão sofrida pelo instrumento, experiência do profissional e de fatores relacionados com a anatomia do canal radicular. Desta forma, uma correta análise das condições em que os instrumentos estão trabalhando é necessária. O descarte seletivo dos instrumentos pode ser realizado, a fim de aumentar a segurança durante a prática clínica (Bahia e Buono, 2005).

Cheung e Darvell (2007a) observaram que a fadiga de baixo ciclo dos instrumentos de NiTi segue a relação de Coffin-Manson entre amplitude de deformação e NCF. Para a maioria dos materiais esta relação estabelece que o NCF varie de forma inversamente proporcional com o quadrado da amplitude de deformação, ou seja, o aumento da amplitude de deformação leva a uma diminuição no NCF.

O valor da amplitude de deformação em tração (ϵ_a) na superfície de um instrumento de diâmetro D, inserido em um canal artificial de raio R, pode ser estimado pela seguinte equação:

$$\epsilon_a = \frac{D}{2R - D} \quad (5.4)$$

Desta forma, levando-se em consideração os valores de D_3 para cada instrumento e o raio de curvatura do canal artificial de 5mm, da bancada de teste utilizada nos ensaios

de fadiga, obtêm-se os valores aproximados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento foi submetido (Tabela V.18) (Figura 5.46).

Tabela V.18

Valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento *ProTaper* foi submetido no ponto de flexão máxima no interior do canal artificial.

| Instrumento | ϵ_a (%) |
|-------------|------------------|
| S1 | 0,39 |
| S2 | 0,47 |
| F1 | 0,59 |
| F2 | 0,70 |

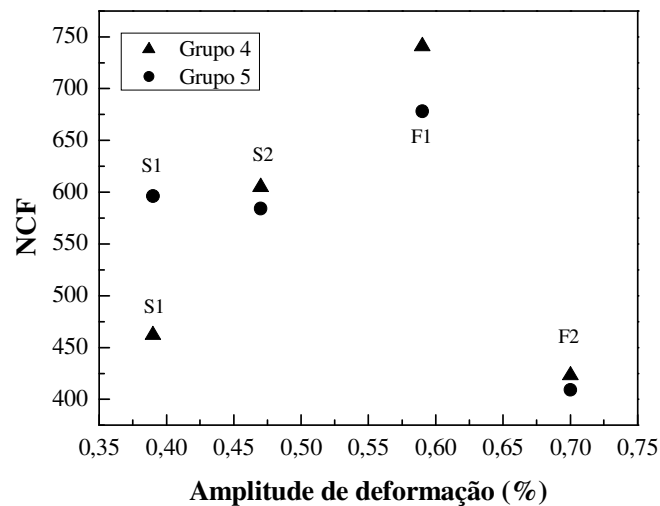


Figura 5.46 – Relação entre NCF e amplitude de deformação para os instrumentos *ProTaper*

Observa-se que os instrumentos *ProTaper* S1 e S2 analisados neste estudo, não seguiram a relação de Coffin-Manson, uma vez que o NCF aumentou com o calibre dos instrumentos e com a deformação sofrida pelos mesmos, contrariando os princípios desta relação. Já os instrumentos F1 e F2 seguiram esta relação, onde o aumento na amplitude de deformação levou a uma redução no NCF.

Teoricamente os instrumentos de formatação (S1 e S2) deveriam apresentar o maior NCF, se eles seguissem a geometria e as dimensões da maioria dos instrumentos endodônticos. Entretanto, a conicidade variada ao longo da haste cortante, torna o comportamento mecânico destes instrumentos peculiar. As distribuições de tensões ao longo das hastes cortantes destes instrumentos ainda não estão bem elucidadas, tornando necessários mais estudos neste sentido. Além do mais, outros fatores como a geometria da seção transversal, ângulo helicoidal, profundidade dos *pitchs* deveriam ser abordados mais a fundo, pois também podem influenciar o comportamento mecânico destes instrumentos.

5.5 Análise das superfícies de fratura

Cheung *et al.* (2005) e Wei *et al.* (2007) examinando a superfície de fratura de instrumentos *ProTaper* por MEV, encontraram que esses instrumentos podem falhar por fadiga flexural, torcional e por uma combinação destes dois fatores. Desta forma, a análise da superfície de fratura é um importante recurso para análise da causa da fratura.

O aspecto longitudinal de um instrumento do Grupo 1 fraturado em torção é mostrado na Figura 5.47. De uma forma geral, todos os instrumentos apresentaram deformação plástica próximo da região de fratura, após a ruptura por torção.

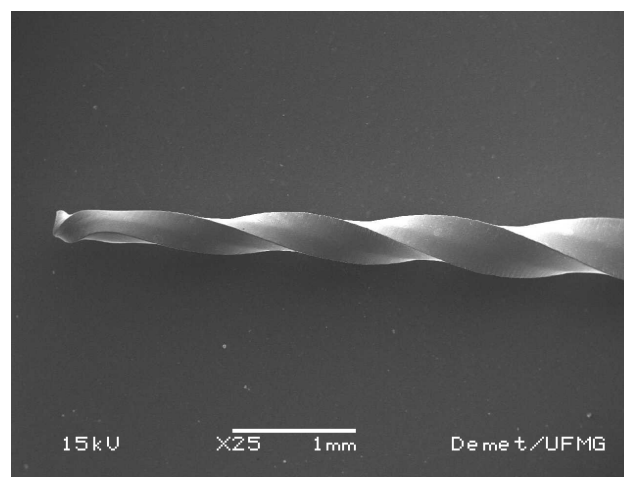


Figura 5.47 – Deformação plástica em um instrumento *ProTaper* S1, do Grupo 1, ensaiado até a ruptura em torção, 25x

Muitas trincas longitudinais, como as apresentadas nas Figuras 5.23 (a-c) e 5.41 (a-d), foram observadas próximo do local de fratura por torção. Trincas transversais também foram encontradas em alguns instrumentos, como mostradas na Figura 5.48.

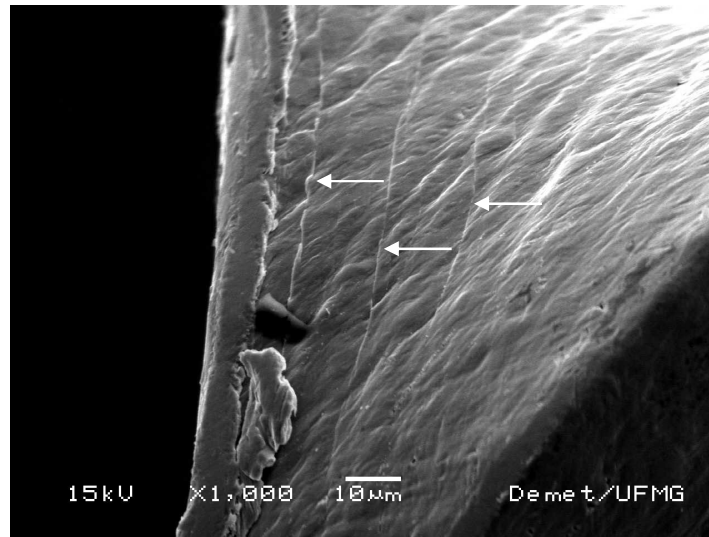
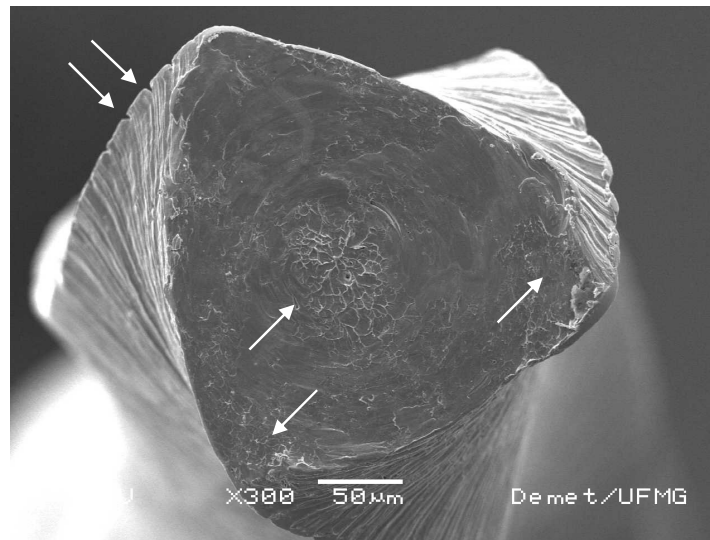
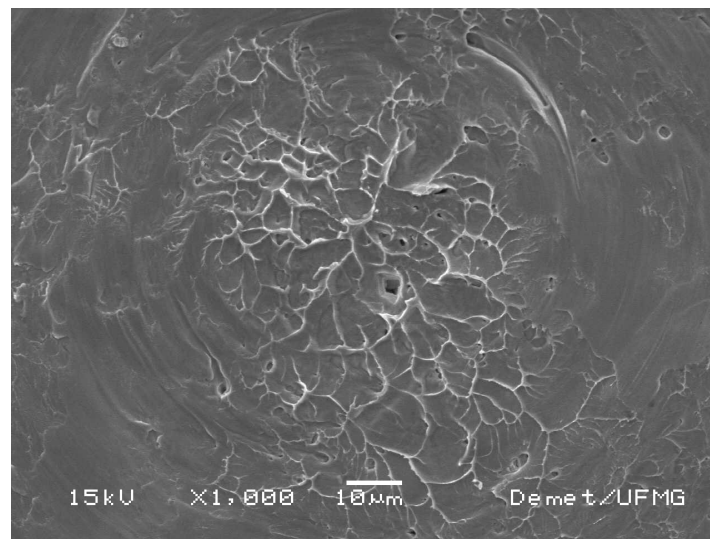


Figura 5.48 – Trincas transversais (setas) em um instrumento *ProTaper* S1, do Grupo 1, ensaiado até a ruptura em torção, 1000x

O aspecto da superfície de fratura dos instrumentos dos Grupos 1 e 2 ensaiados em torção foi o mesmo. A ciclagem prévia não alterou os padrões da superfície de fratura por torção em comparação com instrumentos novos. Estes mesmos resultados foram observados por Ullmann e Peters (2005) avaliando instrumentos *ProTaper*. A superfície de fratura de um instrumento *ProTaper* S2, do Grupo 2, ensaiado em torção até a ruptura é mostrada na Figura 5.49 (a-b). De uma forma geral, foram observadas as presenças de mais de uma região de fratura final e de trincas na superfície dos instrumentos (setas) (Figuras. 5.49a). Imagens semelhantes foram encontradas por Cheung *et al.* (2005), Cheung *et al.* (2007a) e Wei *et al.* (2007) examinando instrumentos *ProTaper* descartados após o uso clínico e fraturados por torção. Marcas de abrasão concêntricas na superfície de fratura rodeando uma região central com a presença de *dimples*, indicando fratura por cisalhamento do material foram comumente observadas (Figuras. 5.49b).



(a)



(b)

Figura 5.49 – Superfície de fratura de um instrumento *ProTaper S2*, do Grupo 2, ensaiado em torção até a ruptura, 300x (a), 1000x (b)

As figuras 5.50 e 5.51 mostram a superfície de fratura de instrumentos novos *ProTaper F2* e *F1*, respectivamente, do Grupo 4, submetido a teste de fadiga. As bordas da superfície de fratura foram amassadas após a ruptura do instrumento, devido ao contato com o canal artificial. Este fato ocorreu porque não foi possível interromper a rotação do instrumento imediatamente após a ruptura do mesmo e, desta forma, o instrumento fraturado realizou alguns ciclos de rotação no canal artificial, provocando o alisamento

das regiões periféricas da superfície de fratura. Entretanto, foi possível observar que a região correspondente à área de nucleação e propagação lenta das trincas (superfície lisa), localizada na borda dos instrumentos, de uma forma geral, foi pequena. A grande área central é correspondente à fratura dúctil final. Nestas duas imagens é possível observar, também, a presença de pequenos pites, associados provavelmente à presença de inclusões ou precipitados de TiC. Matheus (2008) relacionou a maior quantidade de carbono na liga, formando precipitados de TiC, como sendo um dos fatores na diminuição da resistência à fadiga de instrumentos de NiTi. A Figura 5.51 mostra também que a superfície de fratura de alguns instrumentos apresentou diferentes planos. Este mesmo padrão de superfície de fratura foi também observado por Spanaki-Voreadi *et al.* (2006) em instrumentos *ProTaper* fraturados durante o uso clínico. A presença destes planos em níveis diferentes do plano principal é uma evidência de que a nucleação múltipla de trincas no processo de fadiga desses instrumentos está associada com trincas nucleando e propagando em diferentes planos.

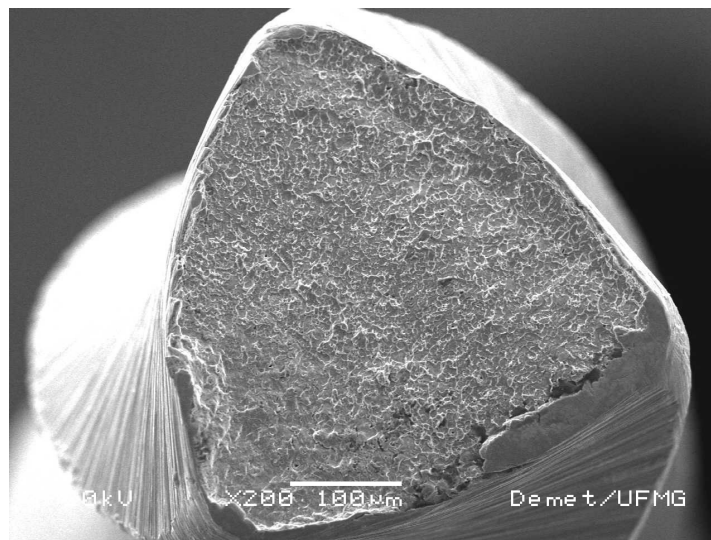


Figura 5.50 – Superfície de fratura de um instrumento *ProTaper* F2, do Grupo 4, ensaiado em fadiga até a ruptura, 200x

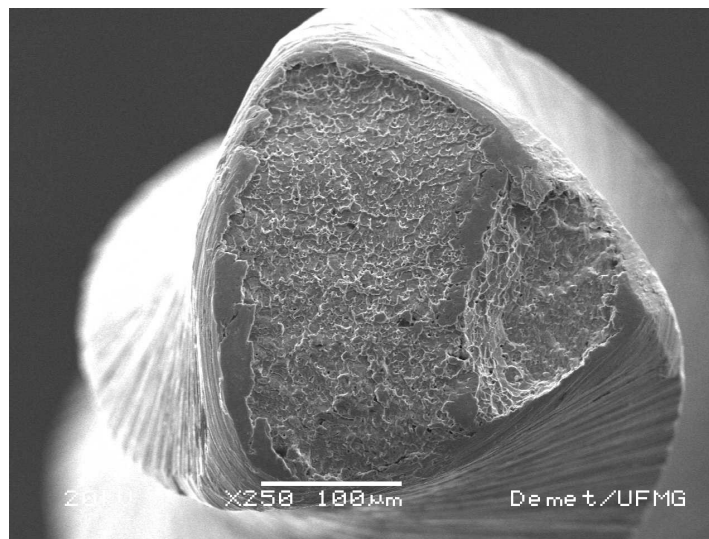


Figura 5.51 – Superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F1*, do Grupo 4, ensaiado em fadiga até a ruptura, 200x

As Figuras 5.52 e 5.53 mostram aspectos das regiões lisa e central da superfície de fratura, respectivamente, do instrumento *ProTaper F2*, mostrado no Figura 5.50. Na Figura 5.52 é possível observar a presença de estrias de fadiga, indicando que a fratura por fadiga se iniciou na periferia do instrumento, onde a concentração de tensões é muito alta. Esta alta concentração de tensões faz com que a extensão da região de propagação das trincas de fadiga seja muito pequena comparada à região de fratura final, como mencionado anteriormente (Reed-Hill, 1992).

A Figura 5.53 mostra detalhes da região fibrosa central da fratura final. São observadas as cavidades conhecidas como *dimples*, característica de fratura dútil. Os *dimples* são iniciados nas interfaces entre a matriz e partículas, precipitados, inclusões e imperfeições como microporosidades e microtrincas. Eles crescem sob as condições de tensão triaxial na frente da ponta da trinca e se expandem até coalescerem por fluxo plástico (Reed-Hill, 1992). Vários trabalhos na literatura têm encontrado resultados semelhantes ao analisar a superfície de fratura de instrumentos endodônticos de NiTi fraturados por fadiga (Ullmann e Peters, 2005; Bahia e Buono, 2005; Bahia *et al.*, 2006 a,c; Grande *et al.*, 2006; Martins *et al.*, 2006; Lopes *et al.*, 2007; Melo *et al.*, 2008; Vieira *et al.*, 2008).

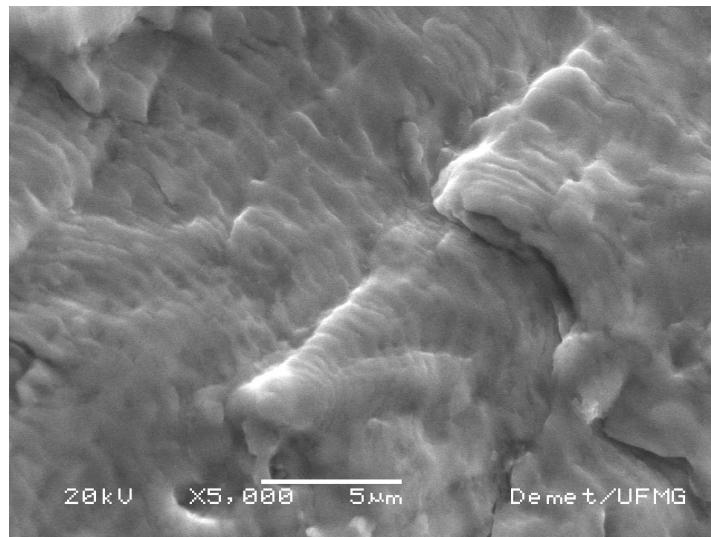


Figura 5.52 – Estrias de fadiga na região lisa da superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 4, mostrado na Figura 5.50, 5000x

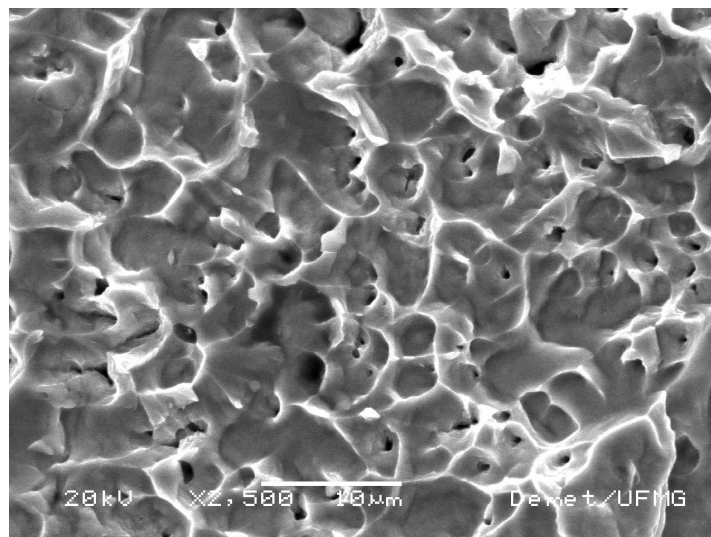


Figura 5.53 – Presença de *dimples* na região central fibrosa da superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 4, mostrado na Figura 5.50, 2500x

A figura 5.54 mostra a superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 5, ciclado previamente em torção e submetido a teste de fadiga. Pode-se observar que as características da superfície de fratura não modificaram com a ciclagem, apresentando uma pequena região lisa, correspondente à área de nucleação e propagação lenta das

trincas, localizada na borda dos instrumentos, e uma grande área central fibrosa correspondente à fratura dúctil final. Planos em diferentes níveis também são observados, assim como a presença de pequenos pites.

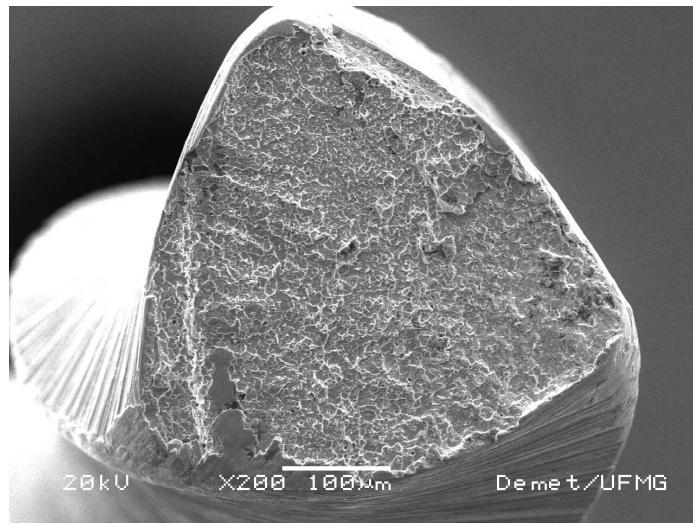


Figura 5.54 – Superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 5, previamente ciclado em torção e ensaiado em fadiga até a ruptura, 200x

As Figuras 5.55 e 5.56 mostram a região lisa e fibrosa central, respectivamente, em maior aumento, do instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 5, apresentado na Figura 5.54.

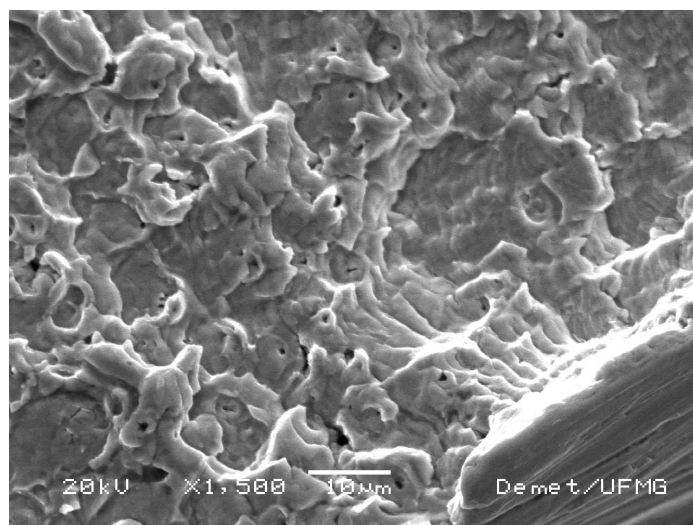


Figura 5.55 – Estrias de fadiga na região lisa da superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 5, mostrado na Figura 5.54, 1500x

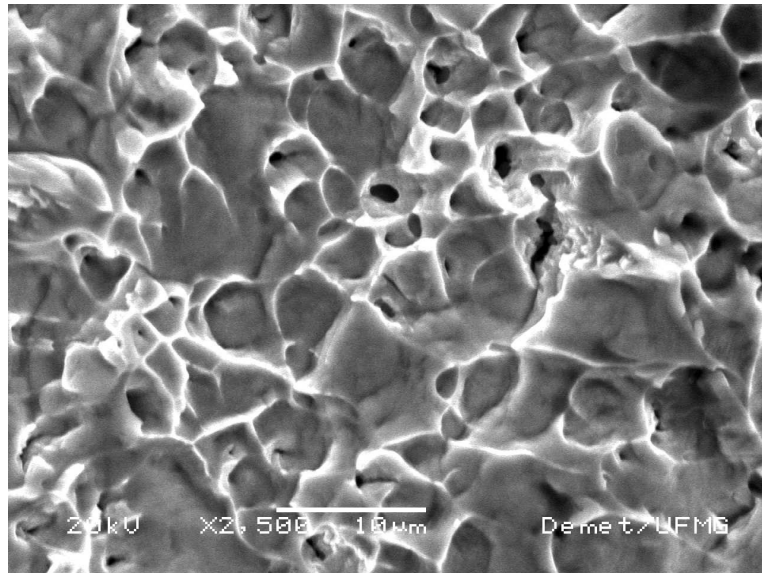


Figura 5.56 – Presença de *dimples* na região central fibrosa da superfície de fratura de um instrumento *ProTaper F2*, do Grupo 5, mostrado na Figura 5.54, 2500x

A Figura 5.57 mostra uma trinca longitudinal se propagando para o interior da superfície de fratura de um instrumento S1, do Grupo 5. Seria plausível supor que estas trincas longitudinais atuem como barreiras para a propagação das trincas transversais, o que pode ter contribuído para os resultados encontrados nos grupos 2 e 5, onde a ciclagem em torção não alterou a resistência de alguns instrumentos à torção e à fadiga, respectivamente, de forma significativa. Por outro lado, existe também a possibilidade das trincas longitudinais estarem contribuindo para a nucleação das trincas radiais na fadiga flexural, portanto diminuindo o NCF dos instrumentos ciclados em torção, conforme observado para outros instrumentos do grupo 5.

Na Figura 5.58 é possível observar trincas secundárias, sendo que cada trinca secundária cria uma nova rede de estrias de fadiga. Como observado por Hornbogen (1990, 2002), a presença de um grande número de contornos de variantes e de maclas na martensita pode dar origem à nucleação múltipla de pequenas trincas nas ligas NiTi. A rápida e múltipla nucleação de trincas secundárias resulta em um crescimento lento das mesmas, devido à dissipação de energia em um sistema de trincas altamente ramificado, e pode ser um dos mecanismos responsáveis pela lenta progressão de trincas de fadiga no sistema NiTi.

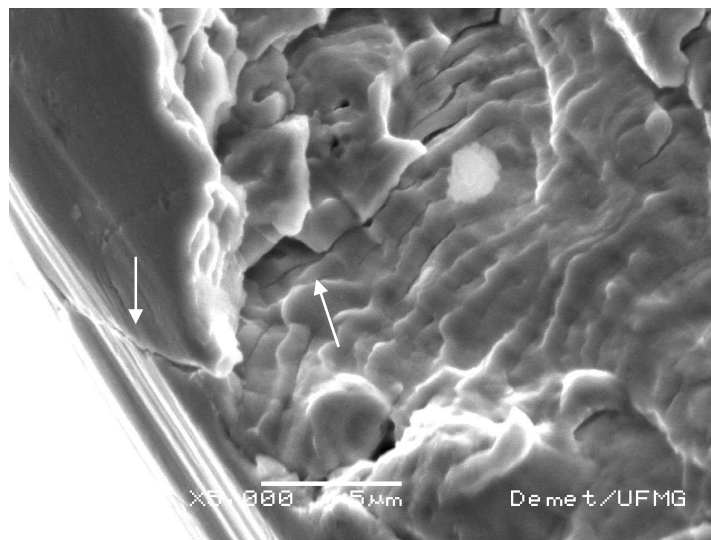


Figura 5.57 – Trinca longitudinal (setas) propagando para o interior da superfície da fratura do instrumento *ProTaper S1*, do Grupo 5, previamente ciclado em torção e ensaiado em fadiga até a ruptura, 5000x

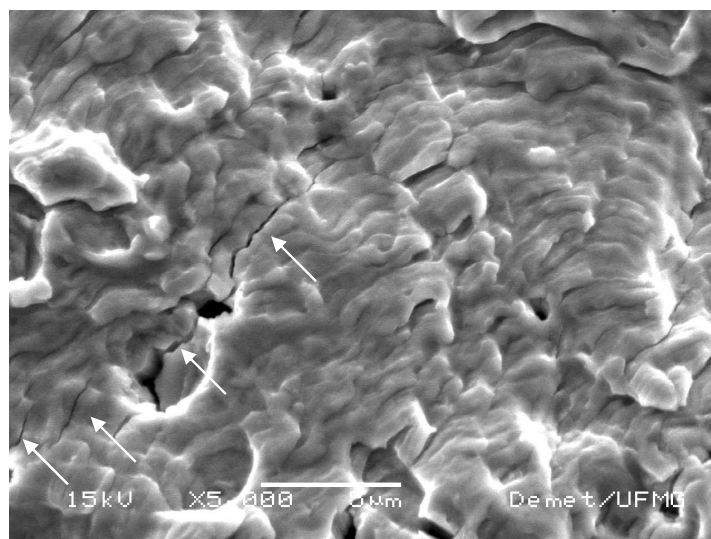


Figura 5.54 – Presença de trincas secundárias (setas) se propagando no interior da superfície da fratura do instrumento *ProTaper S1*, do Grupo 5, mostrado na Figura 5.53

6 CONCLUSÕES

- Os instrumentos *ProTaper* analisados neste estudo apresentaram boa padronização geométrica, características superficiais aceitáveis, adequada razão estequiométrica, predominância de fase β e temperaturas de transformação favoráveis à ocorrência de superelasticidade
- Durante o preparo de canais curvos os instrumentos *ProTaper* de formatação (S1 e S2) podem ser submetidos a tensões torcionais nas regiões coronária e média, em virtude da maior conicidade dos mesmos nestas regiões, além de tensões flexurais na ponta, em função das curvaturas dos canais na região apical, podendo, portanto, falhar por dois mecanismos distintos: fadiga na região apical e torção nos terços coronários dos canais. Já os instrumentos de finalização (F1 e F2) podem ser submetidos a tensões torcionais e flexurais na região apical do canal, em virtude de sua maior conicidade nesta região e das curvaturas dos canais, podendo falhar por torção, fadiga ou por uma somatória destes dois fatores.
- O torque máximo até a fratura dos instrumentos *ProTaper* novos e ciclados em torção aumentou com o diâmetro dos instrumentos. Houve uma tendência deste parâmetro diminuir após a ciclagem dos instrumentos. A deflexão angular não apresentou esta mesma relação com o diâmetro dos instrumentos, entretanto, também foi observada uma tendência da diminuição deste parâmetro após a ciclagem dos instrumentos.
- O momento de dobramento dos instrumentos *ProTaper* aumentou com o diâmetro dos instrumentos. Como era de se esperar, os instrumentos com menor diâmetro de ponta apresentaram maior flexibilidade que os instrumentos com maior diâmetro de ponta.
- Além do diâmetro a 3mm da ponta, a área da seção transversal a 3mm da ponta também demonstrou ser um parâmetro útil para estimar o torque máximo até a fratura e o momento torcional dos instrumentos *ProTaper*.

-
- Com exceção dos instrumentos S1, houve uma tendência de diminuição do NCF dos instrumentos *ProTaper* após a ciclagem em torção. Apenas os instrumentos F1 e F2 seguiram a equação de Coffin-Manson, onde maiores amplitudes de deformações resultaram em menores ciclos até a fratura.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION – ANSI/ADA. *Specification N°101*. Root canal instruments: general requirements, 2001. 15p.

ALAPATI, S.B.; BRANTLEY, W.A.; SVEC, T.A.; POWERS, J.M.; MITCHELL, J.C. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.29, p.667-669, 2003.

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

ALEXANDROU, G.; CHRISAFIS, K.; VASILADIS, L.; PAVLIDOU, E.; POLYCHRONIADIS, E.K. Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.770-778, 2006a.

ALEXANDROU, G.B.; CHRISAFIS, K.; VASILADIS, L.P.; PAVLIDOU, E.; POLYCHRONIADIS, E.K. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.32, p.675-679, 2006b.

ALLAFI, J.K.; REN, X.; EGGELER, G. The mechanism of multistage martensitic transformations in aged Ni-rich NiTi shape memory alloys. *Acta Materialia*, v.50, p.793-803, 2002a.

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

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

ANDREASEN, G.F.; MORROW, R.E. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *American Journal of Orthodontics*, v.73, p.142-151, 1978.

ANKRUM, M.T.; HARTWELL, G.R.; TRUITT, J.E. K3 Endo, ProTaper, and ProFile Systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of Endodontics*, v.30, p.234-237, 2004.

ARENS, C.F.; HOEN, M.M.; STEIMAN, H.R.; DIETZ, G.C. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, v.29, p.664-666, 2003.

BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Decrease in the 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, p.249-255, 2005.

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

BAHIA, M.G.A.; GONZALEZ, B.M.; BUONO, V.T.L. Fatigue behaviour of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. *Fatigue Fract. Engng. Mater. Struct*, v.29, p.518-523, 2006a.

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, p.675-680, 2006b.

BAHIA, M.G.A.; DIAS, R.F.; BUONO, V.T.L. The influence of high amplitude cyclic straining on behaviour of superelastic NiTi. *International Journal of Fatigue*, v.28, p.1087-1091, 2006c.

BARBOSA, F.O.G.; GOMES, J.A.C.P.; 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, 2007a.

BARBOSA, F.O.G.; GOMES, J.A.C.P.; ARAÚJO, M.C.P. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.33, p.982-985, 2007b.

BATAILLARD, L.; BIDAUX, J.E. Gotthardt R. Phil Mag p.78-327, 1998 apud ALLAFI, J. K.; DLOUHY, A.; EGGELER, G. Ni₄Ti₃-precipitation during aging of NiTi shape memory alloys and its influence on martensitic phase transformations. *Acta Materialia*, v.50, p.4255-4274, 2002.

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

BEESON, T.J.; HARTWELL, G.R.; THORNTON, J.D.; GUNSOLLEY, J.C. Comparison of debris extruded apically in straight canals: conventional filling versus Profile .04 taper series 29. *Journal of Endodontics*, v.24, p.18-22, 1998.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; BEULLENS, J.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International Endodontics Journal*, v.36, p.288-295, 2003.

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.

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

BERUTTI, E.; ANGELINI, E.; RIGOLONE, M.; MIGLIARETTI, G.; PASQUALINI, D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.639-699, 2006.

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

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

BRANTLEY, W.A.; SVEC, T.A.; IJIMA, M.; POWERS, J.M.; GRENTZER, T.H. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, p.567-572, 2002a.

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, p.774-778, 2002b.

BUEHLER, W.J.; GILFRICH, J.V.; WILEY, R.C. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, v.34, p.1475-1477, 1963.

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

CALBERSON, F.L.G.; DEROOSE, C.A.J.G.; HOMMEZ, G.M.G.; DE MOOR, R.J.G. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *International Endodontic Journal*, v.37, p.613-623, 2004.

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

CHEUNG, G.S.P.; BIAN, Z.; SHEN, Y.; PENG, B.; DARVELL, B.W. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*, v.40, p.169-178, 2007a.

CHEUNG, G.S.P.; SHEN, Y.; DARVELL, B.W. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behaviour of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of Endodontics*, v.33, p.1217-1221, 2007b.

CHEUNG, G.S.P.; SHEN, Y.; DARVELL, B.W. Effect of environment on low cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *Journal of Endodontics*, v.33, p.1433-1437, 2007c.

CHEUNG, G.S.P.; DARVELL, B.W. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *International Endodontic Journal*, v.40, p.612-618, 2007a.

CHEUNG, G.S.P.; DARVELL, B.W. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*, v.40, p.619-625, 2007b.

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

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

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

CUNNINGHAM, C.J.; SENIA, E.S. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, v.18, p.294-300, 1992.

DARABARA, M.; BOURITHIS, L.; ZINELIS, S.; PAPADIMITRIOU, G.D. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *International Endodontic Journal*, v.37, p.705-710, 2004.

DAUGHERTY, D.W.; GOUND, T.G.; COMER, T.L. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *Journal of Endodontics*, v.27, p.93-95, 2001.

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

DEDERICH, D.N.; ZAKARIASEN, K.L. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.61, p.192-196, 1986.

DIEMER, F.; CALAS, P. Effect of pitch length on behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*, v.30, p.716-718, 2004.

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

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

DI FIORE, P.M.; GENOV, K.A.; KOMAROFF, E.; LI, Y.; LIN, L. Nickel-titanium rotary instruments fracture: a clinical practice assessment. *International Endodontic Journal*, v.39, p.700-708, 2006.

DUERIG, T.; ZADNO, G.R. An engineers perspective of pseudoelasticity. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, eds. T. W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann p.369-393, 1990.

DUERIG, T.; PELTON, A.; STÖCKEL, D. An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering A273-275*, p.149-160, 1999.

EGGERT, C.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics*, v.25, p.494-497, 1999.

ESPOSITO, P.T.; CUNNINGHAM, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *Journal of Endodontics*, v.21, p.173-176, 1995.

FIFE, D.; GAMBARINI, G.; BRITTO, L.R. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.97, p.251-256, 2004.

FIGUEIREDO, A.M.G. *Caracterização da fadiga mecânica de baixo ciclo em ligas superelásticas de NiTi*. Belo Horizonte: Escola de Engenharia da UFMG, 2006. 210p. (Tese, Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas).

FOSCHI, F.; NUCCI, C.; MONTEBUGNOLI, L.; MARCHIONNI, S.; BRESCHI, L.; MALAGNINO, V.A.; PRATI, C. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.37, p.832-839, 2004.

GABEL, W.P.; HOEN, M.; STEIMAN, H.R.; PINK, F.E.; DIETZ, R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *Journal of Endodontics*, v.25, p.752-754, 1999.

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

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

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

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

GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of ProFile rotatory instruments after prolonged clinical use. *International Endodontics Journal*, v.34, p.386-389, 2001b.

GAMBARINI, G.; GEROSA, R.; DE LUCA, M.; GARALA, M.; TESTARELLI, L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloys for endodontic use: an evaluation of the flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008 (in press).

GLOSSON, C.R.; HALLER, R.H.; DOVE, S.B.; DEL RIO, C. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.21, p.146-151, 1995.

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

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

GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A.M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *International Endodontic Journal*, v.38, p.743-752, 2005.

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

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

HECKMANN, A.; HORNBOGEN, E. Effects of thermo-mechanical pre-treatments on pseudo-elastic fatigue of a NiTi alloy. ICOMAT, 2002, (personal communication).

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

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

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

HUANG, X.; LIU, Y. Effect of annealing on the transformation behaviour and superelasticity of NiTi shape memory alloy. *Scripta Materialia*, v.45, p.153-160, 2001.

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

INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION. *ISO 3630-1*. Dental root canal instruments – part 1: files, reamers, barbed broaches, rasps, paste, carriers, explorers and cotton broaches. 1992. 19p.

JARDINE, S.J.; GULABIVALA, K. An in vitro comparison of canal preparation using two automated rotary nickel-titanium instrumentation techniques. *International Endodontic Journal*, v.33, p.381-391, 2000.

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

KIM, J.W.; GRIGGS, J.A.; REGAN, J.D.; ELLIS, R.A.; CAI, Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, p.364-371, 2005.

KRISHNAN, R.V.; DELAY, L.; TAS, H.; WARLIMONT, H. Thermoelasticity, pseudoelasticity and the memory effects associated with martensitic transformations. Part 2 – The macroscopic mechanical behaviour. *Journal of Materials Science*, v.9, p.1536-1544, 1974.

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

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

LASK, J.T.; WALKER, M.P.; KULILD, J.C.; CUNNINGHAM, K.P.; SHULL, P.A. Variability of the diameter and taper of size 30/.04 nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.32, p.1171-1173, 2006.

LASZKIEWICZ, J.; GAMBARINI, G. The effect of rotational speed on cyclic failure of ProFile .04 taper, nickel-titanium rotatory instruments. *Smile Journal of Evolutionary Dentistry*, v.1, p.52-58, 1998.

LEE, D.H.; PARK, B.; SAXENA, A.; SERENE, T.P. Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. *Journal of Endodontics*, v.22, p.543-546, 1996.

LI, U.M.; LEE, B.S.; SHIH, C.T.; LAN, W.H.; LIN, C.P. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, v.28, p.448-451, 2002.

LIU, Y.; XIE, Z.L.; VAN HUMBEECK, J.; DELAY, L. Effect of texture orientation on the martensite deformation of niti shape memory alloy sheet. *Acta Materialia*, v.47, p.645-660, 1999.

LIU, Y.; XIE, Z.L.; VAN HUMBEECK, J. Cyclic deformation of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, A273-275, p.673-678, 1999.

LIU, Y.; XIE, Z.L.; VAN HUMBEECK, J.; DELAY, L. Deformation of shape memory alloys associated with twinned domain re-configurations. *Materials Science and Engineering*, A273-275, p.679-684, 1999.

LUITEN, D.J.; MORGAN, L.A.; BAUMGARTNER, J.C. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *Journal of Endodontics*, v.21, p.26-32, 1995.

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

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

MACHTOU, P.; RUDDLE, C.J. Canal body shaping using the balanced force motion. In: Castelluci A. Ed. *Endodontics*. Prato, Il Tridente Edizioni Odontoiatriche. 1998.

MARENDING, M.; BARBAKOW, F.; LUTZ, F. SEM appearances of clinically used lightspeed instruments. A pilot study. *International Endodontic Journal*, v.31, p.57-62, 1998.

MARSICOVETERE, E.S.; CLEMENT, D.J.; DEL RIO, C.E. Torsional testing of the lightspeed instrument system. *Journal of Endodontics*, v.22, p.681-694, 1996.

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

MARTINS, R.C., BARROS, L.R., BAHIA, M.G.A., FONSECA, A.M.A. Apical transport of root canals prepared with hand and rotatory files. *Journal of Dental Research*, v.79, p.1125, 2000. Divisional Abstracts: Brazilian Division.

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

MARTINS, R.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Evaluation of the root canal geometry of inferior molars. *Journal of Dental Research*, v.82, Special Issue C, o.C228, Dez. 2003. Divisional Abstracts: Brazilian Division.

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

MATHEUS, T.C.U. *Efeito do teor de carbono e da qualidade superficial na vida em fadiga de fios de NiTi visando aplicações endodônticas*. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2008. 139p. (Tese, Doutorado em Ciências dos Materiais).

MCKELVEY, A.L.; RITCHIE, R.O. Fatigue-crack propagation in nitinol, a shape-memory and superelastic endovascular stent material. *J Biomed Mater Res*, v.47, p.301-308, 1999.

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

McKENDRY, D.J.; KRELL, K.V. Instrumental Endodôntico. In: WALTON, R.E.; TORABINEJAD, M. *Princípios e Prática em Endodontia*. 2.ed. São Paulo: Santos, 1997. Cap.10, p.153-165.

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, p.765-769, 2002.

MELO, M.C.C.; PEREIRA, E.S.J., VIANA, A.C.D., FONSECA, A.M.A., BUONO, V.T.L., BAHIA, M.G.A. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.41, p.329-38, 2008.

MELTON, K.N.; MERCIER, O. Fatigue of NiTi thermoelastic martensites. *Acta Metallurgica*, v.27, p.137-144, 1979.

MELTON, K.N. Ni-Ti based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, eds. T. W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann p.21-35, 1990.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *American Journal Of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.90, p.1-10, 1986.

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. *International Endodontic Journal*, v.39, p.119-126, 2006.

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

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

MIYAZAKI, S.; OTSUKA, K. Deformation and transition behaviour associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. *Metallurgical Transactions A*, v.17A, p.53-63, 1986.

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

MIYAZAKI, S.; OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Acta Metallurgica*, v.37, p.1873, 1989.

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

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

MOREIRA, E.J.L. *Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi*. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2006. 149p. (Tese, Doutorado em Ciências dos Materiais).

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

NISHIDA, M.; WAYMAN, C.M.; HONMA, T. *Metallurgical Transactions*, v.17A, p.1505, 1986.

ORGÉAS, L.; FAVIER, D. Non-symmetric tension-compression behaviour of NiTi alloy. *Journal de Physique IV*, v.5, p.C8-605-610, 1995.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*. United Kingdom: Cambridge University Press, p.284, 1998.

OTSUKA, K.; REN, X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, A273-275, p.89-105, 1999.

OUNSI, H.F.; SALAMEH, Z.; AL-SHALAN, T.; FERRARI, M.; GRANDINI, S.; PASHLEY, D.H.; TAY, F.R. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.33, p.737-741, 2007.

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

PARASHOS, P.; GORDON, I.; MESSER, H.H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.30, p.722-725, 2004.

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

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

PETERS, O.A.; ROEHLIKE, J.O.; BAUMANN, M.A. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, v.33, p.589-593, 2007.

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, 2002.

PETERS, O.A.; PETERS, C.I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *International Endodontic Journal*, v.36, p.93-99, 2003a.

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, 2003b.

PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, v.30, p.559-567, 2004.

PLOTINO, G.; GRANDE, N.M.; FALANGA, A., DI GIUSEPPE, I.L.; LAMORGESE, V.; SOMMA, F. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *International Endodontic Journal*, v.40, p.852-858, 2007.

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

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

RAPISARDA, E.; BONACCORSO, A.; TRIPI, T.R.; CONDORELLI, G.G. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.88, p.343-347, 1999.

RAPISARDA, E.; BONACCORSO, A.; TRIPI, T.R.; CONDORELLI, G.G.; TORRISI, L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *Journal of Endodontics*, v.27, p.588-592, 2001.

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, p.1469-1472, 2007.

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

ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, v.11, p.203-211, 1985.

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

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

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

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

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

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

SCHÄFER, E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v.28, p.800-802, 2002.

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, 2004a.

SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus Race. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v.37, p.229-238, 2004b.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinic of North America*, v.18, p.5-14, 1974.

SCHIRRMEISTER, J.F.; STROHL, C.; ALTENBURGER, M.J.; WRBAS, K.T.; HELLWIG, E. Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instrumentation in simulated curved canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.100, p.807-813, 2006.

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

SHAW, J.A.; KYRIAKIDES, S. Thermomechanical aspects of NiTi. *J. Mech. Phys. Solid.*, v.43, p.1243-1281, 1995.

SHEN, Y.; CHEUNG, G.S.P.; BIAN, Z.; PENG, B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.32, p.61-65, 2006.

SOMSSEN, C.; ZÄHRES, H.; KÄSTNER, J.; WASSERMANN, E.F.; KAKESHITA, T.; SABURI, T. Influence os thermal annealing on the martensitic transitions in Ni-Ti shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A273-275*, p.310-314, 1999.

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

SOUZA, S.A , *Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos*, 5^a edição, Editora Edgard Blücher Ltda., São Paulo-SP, 1995.

SPANAKI-VOREADI, A.P.; KEREZOUDIS, N.P.; ZINELIS, S. Failure mechanism of ProTaper NiTi rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*, v.39, p.171-178, 2006.

SPILI, P.; PARASHOS, P.; MESSER, H. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, v.31, p.845-850, 2005.

STRNADEL, B.; OHASHI, S.; OHTSUKA, H.; ISHIHARA, T.; MIYAZAKI, S. Cyclic stress-strain characteristics of TiNi and Ti-Ni-Cu shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, A202, p.148-156, 1995.

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

SVEC, T.A.; POWERS, J.M. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of Endodontics*, v.28, p.105-107, 2002.

TIMOSHENKO, S. *Strength of Materials*, 3ed. United States (Malabar, FL): Robert E. Krieger Publishing Company, 1983.

TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; RAPISARDA, E.; TRIPI, V.; CONDORELLI, G.G.; MARINO, R.; FRAGALÀ, I. Deposition of nitrogen on NiTi instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, p.497-500, 2002.

TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G.G. Cyclic fatigue nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.102, e.106-114, 2006.

THOMA, P.E.; ANGST, D.R.; SCHACHNER, K.D. The effect of cold work, heat treatment, and composition on the austenite to R-phase transformation temperature of Ni-Ti shape memory alloys. *Journal de Physique IV*, v.5, p.C8-557-562, 1995.

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

TOBUSHI, H.; IWANAGA, H.; TANAKA, K.; HORI, T.; SAWADA, T. Stress-strain-temperature relationship of TiNi shape memory alloy suitable for thermomechanical cycling. *JSME International Journal Series I*, v.35, p.271-277, 1992.

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.

TUCKER, D.; WENCKUS, C.S.; BENTKOVER, S.K. Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless steel hand instrumentation. *Journal of Endodontics*, v.23, p.170-173, 1997.

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

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

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

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, 2008.

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

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

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

WAYMAN, C.M. The shape memory effect. *Metals Forum*, v.4, p.135-141, 1981.

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

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

WEINE, F.S.; KELLY, R.F.; LIO, P.J. The effect of preparation procedures on original shape and on apical foramen shape. *Journal of Endodontics*, v.1, p.255-262, 1975.

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

WILKES, K.E.; LIAW, P.K. The fatigue behaviour of shape-memory alloys. *JOM*, v.52, p.45-51, 2000.

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

XIE, Z.; LIU, Y.; VAN HUMBEECK, J. Microstructure of NiTi shape memory alloy due to tension-compression cyclic deformation. *Acta Metallurgica*, v.46, p.1989-2000, 1998.

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, p.372-375, 2006.

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

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

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

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

YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*, v.33, p.204-207, 2000.

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

YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator`s proficiency on ProFile failures. *International Endodontics Journal*, v.34, p.47-53, 2001b.

YARED, G.; BOU DAGHER, F.; KULKARNI, K. Influence of torque control motors and the operator`s proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.96, p.299-233, 2003.

YARED, G.M.; KULKARNI, G.K. Failure of ProFile NiTi instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International Endodontics Journal*, v.35, p.536-541, 2002.

YARED, G.; KULKARNI, G.K. An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.96, p.466-471, 2003.

YARED, G.; SLEIMAN, P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.93, p.92-96, 2002.

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, p.373-375, 2005.

YUN, H.H.; KIM, S.K. A comparison of shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.95, p.228-233, 2003.

ZELADA, G.; VARELA, P.; MARTÍN, B.; BAHÍLLO, J.G.; MAGÁN, F.; AHN, S. The effect of rotational speed and curvature of root canals on breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, p.540-542, 2002.

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*, v.103, p.843-847, 2007.

8 ANEXOS

Anexo 1

Comprimento médio de ponta e *pitchs* e desvio padrão dos instrumentos *ProTaper* analisados

| Comprimento de ponta e <i>pitchs</i> (mm) | Média | | | | |
|---|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 | F3 |
| Ponta | 0,068 (0,00) | 0,078 (0,01) | 0,095 (0,01) | 0,106 (0,01) | 0,137 (0,02) |
| 1 | 0,576 (0,06) | 0,618 (0,07) | 0,547 (0,06) | 0,619 (0,09) | 0,874 (0,18) |
| 2 | 0,834 (0,03) | 0,832 (0,04) | 0,676 (0,07) | 0,918 (0,03) | 1,247 (0,07) |
| 3 | 0,910 (0,02) | 0,931 (0,03) | 0,801 (0,02) | 1,038 (0,02) | 1,342 (0,05) |
| 4 | 0,992 (0,03) | 1,050 (0,01) | 0,884 (0,01) | 1,164 (0,03) | 1,445 (0,03) |
| 5 | 1,091 (0,03) | 1,143 (0,03) | 0,925 (0,02) | 1,292 (0,02) | 1,601 (0,03) |
| 6 | 1,163 (0,03) | 1,291 (0,03) | 1,057 (0,04) | 1,434 (0,03) | 1,802 (0,04) |
| 7 | 1,267 (0,03) | 1,504 (0,03) | 1,237 (0,04) | 1,663 (0,05) | 1,948 (0,09) |
| 8 | 1,365 (0,03) | 1,669 (0,03) | 1,403 (0,03) | 1,858 (0,03) | 2,205 (0,05) |
| 9 | 1,665 (0,06) | 2,025 (0,05) | 1,582 (0,05) | 2,114 (0,05) | 2,472 (0,38) |
| 10 | 2,125 (0,05) | 2,216 (0,04) | 1,732 (0,04) | 2,339 (0,04) | |
| 11 | 3,025 (0,23) | 1,662 (0,21) | 1,914 (0,05) | 1,506 (0,25) | |
| 12 | | | 2,083 (0,04) | | |
| 13 | | | 2,135 (0,20) | | |
| Total | 15,080 (0,02) | 15,019 (0,05) | 17,073 (0,07) | 16,050 (0,06) | 15,073 (0,07) |

(DP = desvio padrão)

Anexo 2

Valor médio de A_3 para cada instrumento *ProTaper*, determinado a partir dos valores médios em torno de 3mm da ponta

| Instrumento | Distância da ponta(mm) | Área (mm) | DP* | Equação da reta | A_3 (mm) |
|-------------|------------------------|-----------|--------|-----------------|------------|
| S1 | 2,7 | 0,028955 | 0,0001 | $y = 0,0124x$ | 0,0372 |
| | 4,7 | 0,060824 | 0,0002 | | |
| S2 | 2,7 | 0,045868 | 0,0002 | $y = 0,0178x$ | 0,0534 |
| | 4,0 | 0,072492 | 0,0002 | | |
| F1 | 2,7 | 0,077817 | 0,0002 | $y = 0,0286x$ | 0,0858 |
| | 3,4 | 0,096637 | 0,0001 | | |
| F2 | 2,6 | 0,099860 | 0,0001 | $y = 0,0369x$ | 0,110 |
| | 3,4 | 0,122704 | 0,0001 | | |
| F3 | 2,7 | 0,124676 | 0,0001 | $y = 0,0424x$ | 0,1272 |
| | 3,9 | 0,158207 | 0,0002 | | |

*DP = desvio padrão

Anexo 3

Valores médios e desvio padrão de Torque máximo até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

| Repetição | Instrumento – Torque máximo (N.mm) | | | | |
|----------------------|------------------------------------|-------------|-------------|--------------|--------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 | F3 |
| 1 | 2,85 | 4,79 | 10 | 15,91 | 19,6 |
| 2 | 2,58 | 4,73 | 8,72 | 19,12 | 22,82 |
| 3 | 3,44 | 4,44 | 10,77 | 16,19 | 22,72 |
| 4 | 2,83 | 4 | 8,57 | 16,19 | 21,46 |
| 5 | 3,02 | 4,43 | 10,33 | 15,61 | 19,74 |
| 6 | 3,29 | 4,45 | 10,16 | 14,82 | 22,58 |
| 7 | 2,64 | 3,75 | 8,81 | 15,71 | 21,58 |
| 8 | 3,05 | 4,19 | 9,18 | 15,73 | 19,92 |
| 9 | 2,68 | 4,35 | 10,35 | 13,45 | 19,05 |
| 10 | 3,42 | 4,81 | 8,65 | 16,97 | 19,17 |
| 11 | 3,12 | 5,04 | 9 | 15,27 | 21,08 |
| 12 | 2,74 | 4,55 | 9,71 | 14 | 20,86 |
| Média | 2,97 | 4,46 | 9,52 | 15,75 | 20,88 |
| Desvio Padrão | 0,3 | 0,4 | 0,8 | 1,44 | 1,38 |

Anexo 4

Valores médios e desvio padrão de Deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 1

| Repetição | Instrumento – Deflexão angular (°) | | | | |
|----------------------|------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 | F3 |
| 1 | 449 | 339 | 417 | 356 | 580 |
| 2 | 360 | 333 | 398 | 464 | 681 |
| 3 | 378 | 320 | 424 | 417 | 734 |
| 4 | 339 | 284 | 358 | 471 | 669 |
| 5 | 455 | 309 | 400 | 358 | 650 |
| 6 | 504 | 290 | 441 | 351 | 723 |
| 7 | 462 | 286 | 405 | 357 | 489 |
| 8 | 451 | 328 | 429 | 345 | 536 |
| 9 | 502 | 333 | 378 | 314 | 597 |
| 10 | 390 | 411 | 405 | 387 | 530 |
| 11 | 459 | 448 | 436 | 400 | 633 |
| 12 | 387 | 440 | 373 | 422 | 608 |
| Média | 428 | 343 | 405 | 387 | 619 |
| Desvio Padrão | 54,97 | 57,78 | 25,89 | 48,96 | 77,09 |

Anexo 5

Valores médios e desvio padrão de Torque máximo até a fratura dos instrumentos
ProTaper do Grupo 2

| Repetição | Instrumento – Torque máximo (N.mm) | | | | |
|----------------------|------------------------------------|------------|-------------|--------------|--------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 | F3 |
| 1 | 3,13 | 4,38 | 9,02 | 16,18 | 17,03 |
| 2 | 3,32 | 4,84 | 9,24 | 16,57 | 16,62 |
| 3 | 2,77 | 5,08 | 10,2 | 15,65 | 15,44 |
| 4 | 2,94 | 4,78 | 8,85 | 11,63 | 15,79 |
| 5 | 2,92 | 4,26 | 8,67 | 18,57 | 15,48 |
| 6 | 3,09 | 3,61 | 8,38 | 12,89 | 17,8 |
| 7 | 3,28 | 4,57 | 9,3 | 15,17 | 14,56 |
| 8 | 2,59 | 5,19 | 8,06 | 12,65 | 19,19 |
| 9 | 3,6 | 4,69 | 6,98 | 13,38 | 16,57 |
| 10 | 3,06 | 4,32 | 8,19 | 14,53 | 14,61 |
| 11 | 3,51 | 5,39 | 8,47 | 15,51 | 17,09 |
| 12 | 2,7 | 4,1 | 9,22 | 13,48 | 13,56 |
| Média | 3,08 | 4,6 | 8,72 | 14,68 | 16,15 |
| Desvio Padrão | 0,31 | 0,5 | 0,8 | 1,97 | 1,56 |

Anexo 6**Valores médios e desvio padrão de Deflexão angular máxima até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 2**

| Repetição | Instrumento – Deflexão angular (°) | | | | |
|----------------------|---|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 | F3 |
| 1 | 398 | 315 | 328 | 417 | 572 |
| 2 | 441 | 339 | 375 | 393 | 705 |
| 3 | 351 | 291 | 339 | 422 | 627 |
| 4 | 326 | 297 | 279 | 487 | 585 |
| 5 | 357 | 327 | 429 | 441 | 483 |
| 6 | 483 | 309 | 375 | 417 | 543 |
| 7 | 399 | 363 | 327 | 387 | 544 |
| 8 | 488 | 334 | 332 | 327 | 644 |
| 9 | 369 | 322 | 429 | 333 | 669 |
| 10 | 441 | 339 | 363 | 363 | 608 |
| 11 | 363 | 382 | 345 | 405 | 573 |
| 12 | 368 | 352 | 382 | 417 | 561 |
| Média | 399 | 331 | 359 | 401 | 593 |
| Desvio Padrão | 53,14 | 26,62 | 43,24 | 44,75 | 61,22 |

Anexo 7**Valores médios e desvio padrão de Momento de dobramento dos instrumentos
ProTaper do Grupo 3**

| Repetição | Momento de dobramento (N.mm) | | | | |
|----------------------|-------------------------------------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 | F3 |
| 1 | 1,53 | 3 | 6,24 | 9,51 | 9,69 |
| 2 | 1,54 | 2,87 | 6,37 | 9,29 | 10,47 |
| 3 | 1,45 | 3,08 | 6,71 | 9,78 | 9,07 |
| 4 | 1,62 | 2,83 | 5,45 | 9,77 | 9,97 |
| 5 | 1,3 | 2,86 | 5,8 | 9,37 | 9,33 |
| 6 | 1,41 | 3,21 | 5,95 | 9,43 | 11,48 |
| 7 | 1,7 | 3,08 | 5,66 | 7,53 | 10,53 |
| 8 | 1,48 | 2,89 | 5,87 | 7,85 | 10,74 |
| 9 | 1,25 | 2,49 | 5,53 | 8,84 | 10,36 |
| 10 | 1,49 | 2,79 | 5,76 | 8,63 | 9,85 |
| 11 | 1,32 | 2,73 | 5,45 | 7,98 | 9,23 |
| 12 | 1,49 | 2,56 | 5,64 | 7,93 | 9,3 |
| Média | 1,47 | 2,87 | 5,87 | 8,83 | 10,00 |
| Desvio Padrão | 0,13 | 0,21 | 0,39 | 0,82 | 0,73 |

Anexo 8

Valores médios e desvio padrão de Número de ciclos até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 4

| Amostra | Número de ciclos até a fratura (NCF) | | | |
|--------------|--------------------------------------|--------------|--------------|--------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 |
| 1 | 550 | 625 | 900 | 315 |
| 2 | 445 | 575 | 675 | 390 |
| 3 | 405 | 515 | 565 | 385 |
| 4 | 385 | 535 | 570 | 485 |
| 5 | 460 | 610 | 825 | 370 |
| 6 | 410 | 640 | 840 | 345 |
| 7 | 440 | 655 | 685 | 475 |
| 8 | 400 | 770 | 760 | 380 |
| 9 | 510 | 510 | 715 | 490 |
| 10 | 415 | 575 | 715 | 465 |
| 11 | 625 | 610 | 900 | 430 |
| 12 | 500 | 645 | 740 | 540 |
| Média | 462 | 605 | 741 | 423 |
| DP* | 71,84 | 71,87 | 111,5 | 68,41 |

*DP = desvio padrão

Anexo 9

Valores médios e desvio padrão de Local de fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 4

| Amostra | Local de fratura (mm) | | | |
|--------------|-----------------------|-------------|-------------|-------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 |
| 1 | 3 | 3 | 3 | 2 |
| 2 | 3 | 3 | 3 | 2,5 |
| 3 | 3 | 3 | 3 | 2 |
| 4 | 3 | 3 | 3 | 2,5 |
| 5 | 2,5 | 3 | 2,5 | 2,5 |
| 6 | 3 | 3 | 3 | 2,5 |
| 7 | 3 | 3 | 3,5 | 3 |
| 8 | 3,5 | 3 | 3,5 | 3 |
| 9 | 3 | 3 | 3,5 | 3 |
| 10 | 3 | 3,5 | 3,5 | 3 |
| 11 | 3 | 3,5 | 3 | 2,5 |
| 12 | 3 | 3 | 3,5 | 3 |
| Média | 3 | 3,08 | 3,17 | 2,63 |
| DP* | 0,21 | 0,19 | 0,33 | 0,38 |

*DP = desvio padrão

Anexo 10**Valores médios e desvio padrão de Número de ciclos até a fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 5**

| Amostra | Número de ciclos até a fratura (NCF) | | | |
|--------------|--------------------------------------|---------------|--------------|-------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 |
| 1 | 520 | 680 | 785 | 415 |
| 2 | 540 | 790 | 850 | 340 |
| 3 | 415 | 780 | 825 | 375 |
| 4 | 565 | 695 | 700 | 425 |
| 5 | 565 | 455 | 615 | 300 |
| 6 | 365 | 505 | 915 | 400 |
| 7 | 500 | 580 | 655 | 380 |
| 8 | 765 | 465 | 720 | 475 |
| 9 | 1045 | 525 | 635 | 455 |
| 10 | 775 | 535 | 590 | 475 |
| 11 | 610 | 555 | 345 | 455 |
| 12 | 485 | 445 | 505 | 415 |
| Média | 596 | 584 | 678 | 409 |
| DP* | 186,1 | 122,70 | 158,4 | 53,9 |

*DP = desvio padrão

Anexo 11

Valores médios e desvio padrão de Local de fratura dos instrumentos *ProTaper* do Grupo 5

| Amostra | Local de fratura (mm) | | | |
|--------------|-----------------------|-------------|-------------|-------------|
| | S1 | S2 | F1 | F2 |
| 1 | 3,5 | 3 | 3,5 | 3,5 |
| 2 | 2,5 | 3 | 3,5 | 4 |
| 3 | 4 | 3,5 | 3,5 | 4 |
| 4 | 3 | 3,5 | 3,5 | 3 |
| 5 | 4 | 4 | 3,5 | 4 |
| 6 | 4,5 | 3 | 2,5 | 4 |
| 7 | 3,5 | 4 | 4 | 4 |
| 8 | 4 | 3,5 | 3,5 | 3,5 |
| 9 | 4 | 4 | 4 | 3,5 |
| 10 | 4,5 | 3,5 | 3,5 | 4 |
| 11 | 4,5 | 3 | 3,5 | 4 |
| 12 | 2,5 | 4 | 3,5 | 3,5 |
| Média | 3,7 | 3,5 | 3,5 | 3,8 |
| DP* | 0,72 | 0,43 | 0,37 | 0,34 |

*DP = desvio padrão