

ESTUDO DO MECANISMO DE FRATURA POR FADIGA SOB CORROSÃO DE
LIMAS ENDODÔNTICAS ROTATÓRIAS K3 DE NiTi – INFLUÊNCIA DO NaClO

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

Prof. José Antônio da Cunha Ponciano Gomes, D. Sc.

Prof. Marcos Cesar Pimenta de Araújo, D. Sc.

Prof. Lucio Sathler, D. Sc.

Prof. Luiz Henrique de Almeida, D. Sc.

Prof. José Tarcísio Lima Ferreira, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
AGOSTO DE 2006

BARBOSA, FABIOLA ORMIGA GALVÃO

Estudo do Mecanismo de Fratura por Fadiga sob Corrosão de Limas Endodônticas Rotatórias K3 de NiTi – Influência do NaClO [Rio de Janeiro] 2006

XV, 133 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2006)

Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Níquel-titânio
2. Corrosão
3. Endodontia
4. Fratura

I. COPPE/UFRJ II. Título (Série)

Dedico este trabalho

Aos meus pais
Conrado e Denise

Aos meus avós
Pedro Barbosa (in memorian) e Neusa Barbosa (in memorian)
Gregório Ormiga (in memorian) e Dirce Ormiga

Agradecimentos

Aos meus pais, que dedicaram a vida pela formação dos filhos, por todo amor, pelo incentivo e pela constante presença a cada etapa vencida.

Ao meu companheiro Eduardo por estar sempre ao meu lado, pelo amor, amizade, apoio e estímulo.

Aos meus irmãos: Patrícia, pela amizade e apoio; e Alexandre, pela inestimável ajuda na elaboração da apresentação deste trabalho, além do carinho, apoio e incentivo.

Ao meu orientador, Professor José Antônio da Cunha Ponciano Gomes, por seus ensinamentos, pelo estímulo, compreensão, e toda dedicação aos seus alunos.

Ao Professor Marcos Cesar Pimenta de Araújo, por meus passos mais importantes na Endodontia, pela amizade, incentivo e constante apoio.

Ao amigo Márcio Corrêa pela inestimável ajuda na realização deste trabalho, e por estar sempre pronto a dividir seus conhecimentos e experiência.

Ao Professor Lucio Sathler pela ajuda no Laboratório de Corrosão e por seus ensinamentos.

Ao Professor Ronald Seaman Penido por toda orientação durante minha vida acadêmica e profissional, pela amizade e estímulo.

Ao Professor Luiz Henrique de Almeida por seus ensinamentos e estímulo.

Aos alunos do Laboratório de Corrosão, em especial, Alysson e Jefferson, pela paciência e ajuda nos equipamentos e programas de computador, e Jéssica, pela ajuda na obtenção das soluções utilizadas.

Aos técnicos do Laboratório de Corrosão, Flávio e Alecir, pela confecção dos dispositivos utilizados, e por estarem sempre prontos a ajudar os alunos.

Aos meus amigos pelos bons momentos que me proporcionaram durante esta etapa da minha vida.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ESTUDO DO MECANISMO DE FRATURA POR FADIGA SOB CORROSÃO DE LIMAS
ENDODÔNTICAS ROTATÓRIAS K3 DE NiTi – INFLUÊNCIA DO NaClO

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

Agosto/2006

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

No presente trabalho avaliou-se a resistência mecânica de limas endodônticas rotatórias de NiTi. A exposição destas limas ao hipoclorito de sódio foi estudada, considerando-se a possibilidade de redução na resistência destes instrumentos devido à corrosão por pite em meio a esta solução. A adoção de um tratamento superficial por processo eletroquímico foi avaliada como recurso para se obter uma melhora na resistência à torção e à fadiga das limas de níquel-titânio. Concluiu-se que as limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi não sofrem corrosão quando expostas à solução de hipoclorito de sódio 5,25%. O polimento eletroquímico não afetou a resistência mecânica destas limas. Os valores de torque e deformação angular registrados durante os ensaios de carregamento em torção não foram afetados pelos ensaios interrompidos prévios de fadiga sob flexão. O número de ciclos registrados durante os ensaios de fadiga sob flexão foi afetado pelos ensaios prévios interrompidos de carregamento em torção.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

STUDY OF THE FRACTURE BY FATIGUE MECHANISM OF K3 NiTi ENDODONTIC
ROTARY FILES – THE INFLUENCE OF NaClO

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

August/2006

Advisor: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Department: Metallurgic and Materials Engineering

Mechanical resistance of NiTi rotary endodontic files was evaluated in the present study. The exposition of these files to the sodium hypochlorite was studied, considering the possibility of reduction in the resistance of these instruments caused by localized corrosion in this solution. The adoption of a superficial treatment by an electrochemical polishing was evaluated as a device to obtain an improvement in the torsional and fatigue resistance of NiTi files. K3 NiTi endodontic rotary files didn't present corrosion if exposed to sodium hypochlorite 5,25% solution. The electrochemical polishing didn't affect the mechanical resistance of these files. Torque and angular deformation registered during torsional resistance tests were not affected by previous tests of interrupted flexural fatigue. The number of cycles registered during flexural fatigue tests was affected by previous and interrupted tests of torsional resistance.

ÍNDICE

Capítulo 1 – Introdução	1
Capítulo 2 – Revisão da literatura	2
2.1. Estruturas dentárias	2
2.2. Canais radiculares	3
2.3. Tratamento endodôntico	6
2.4. Instrumentos endodônticos	7
2.5. Ligas níquel-titânio	10
2.5.1. Processo de fabricação	20
2.6. Limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio	21
2.6.1. Caracterização das condições de trabalho das limas	21
2.6.2. Caracterização das limas	24
2.6.3. Fratura e vida em fadiga das limas	27
2.6.4. Influência da velocidade de rotação sobre a fratura	44
2.6.5. Influência da corrosão sobre a fratura	46
2.6.6. Influência do acabamento superficial sobre a vida em fadiga	48
Capítulo 3 – Materiais e métodos	51
3.1. Materiais utilizados	51
3.1.1. Fios ortodônticos	51
3.1.2. Limas endodônticas	51
3.1.3. Soluções	51
3.2. Caracterização das limas como recebidas	52
3.3. Ensaio eletroquímico	52
3.3.1. Curva redox da solução de NaClO	52
3.3.2. Avaliação da resistência à corrosão da liga de NiTi	53

3.3.3. Avaliação do comportamento das limas de NiTi em solução de NaClO	54
3.3.4. Polimento eletrolítico	55
3.4. Ensaaios mecânicos	55
3.4.1. Ensaio de carregamento em torção	56
3.4.2. Ensaio de fadiga por flexão	57
3.4.3. Ensaio de carregamento em torção de limas previamente submetidas à fadiga por flexão	59
3.4.4. Ensaio de fadiga por flexão de limas previamente submetidas ao carregamento em torção	60
Capítulo 4 – Resultados	61
4.1. Caracterização das limas como recebidas	61
4.2. Ensaaios eletroquímicos	63
4.2.1. Curva redox da solução de NaClO	63
4.2.2. Avaliação da resistência à corrosão da liga de NiTi	64
4.2.3. Avaliação do comportamento das limas de NiTi em solução de NaClO	67
4.2.4. Polimento eletrolítico	70
4.3. Ensaaios mecânicos	73
4.3.1. Ensaaios de carregamento em torção	73
4.3.2. Ensaio de fadiga sob flexão	84
4.3.3. Ensaio de carregamento em torção de limas previamente submetidas à fadiga por flexão	86
4.3.4. Ensaio de fadiga sob flexão de limas previamente submetidas ao carregamento em torção	90
Capítulo 5 – Discussão	97
Capítulo 6 – Conclusões	127
Capítulo 7 – Bibliografia	129

ÍNDICE DE FIGURAS

1. Dente (estruturas)	2
2. Determinação da angulação do canal pelo método de Schneider	4
3. Determinação do raio de curvatura do canal	5
4. Lima endodôntica manual	7
5. Seção transversal das limas	8
6. Transformação de austenita em martensita em função da temperatura	11
7. Curvas Tensão x Deformação das ligas de NiTi em três diferentes estruturas	13
8. Análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de um corpo de prova tubular submetido ao ensaio de fadiga	14
9. Curvas Tensão x Deformação de fios de NiTi obtidas a partir de ensaios de carregamento cíclico	16
10. Curvas Tensão x Deformação obtidas a partir de ensaios de tração de fios de NiTi como recebidos e previamente submetidos ao carregamento cíclico	17
11. Análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de fios ensaiados em tração	18
12. Diferentes regiões das superfícies de fratura de fios ensaiados	18
13. Curvas de carregamento em flexão de limas de NiTi e aço inoxidável	20
14. Esquema da seqüência de limas utilizadas na Técnica do Preparo Segmentado	23
15. Seção transversal de duas limas endodônticas	24
16. Seção transversal da lima K3	25
17. Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando a presença de marcas circulares de abrasão e a ausência de estrias de fadiga	30
18. Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando a iniciação da trinca na região periférica do instrumento, a presença de dimples e uma parte da região de propagação da trinca	30

19.	Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando trincas na porção central que não se estendem até a superfície lateral do instrumento, e estrias de fadiga	30
20.	Distribuição percentual de limas ProTaper descartadas após o uso clínico	31
21.	Fratografia de uma lima ProTaper	32
22.	Fratografia de uma lima ProTaper	32
23.	Curvas de carregamento em torção e flexão de limas de NiTi e de aço inoxidável	34
24.	Dispositivo de teste utilizado nos testes de fadiga sob flexão realizados por PRUETT et al. (1997)	35
25.	Microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de uma lima ensaiada em fadiga	36
26.	Fratografia por microscopia eletrônica de varredura de uma lima ProFile submetida ao ensaio de fadiga	38
27.	Valores de torque gerados durante a instrumentação com diversas limas do tipo ProFile	40
28.	Padrão de curva de polarização potenciodinâmica cíclica encontrado para o NiTi em solução de NaClO	48
29.	Curva de polarização anódica de corpos de prova de níquel-titânio em solução de 2 ml HF + 5 ml HNO ₃ + 30 ml ac. acético, pH = 1,1	49
30.	Gráfico referente ao polimento eletrolítico em solução de (2 ml HF + 5 ml HNO ₃ + 30 ml ac. acético + 963 ml H ₂ O), pH = 1,1 mostrando o comportamento de cada uma das limas do primeiro grupo	50
31.	Gráfico referente ao polimento eletrolítico em solução de (2 ml HF + 5 ml HNO ₃ + 30 ml ac. acético + 963 ml H ₂ O), pH = 1,1, mostrando o comportamento de cada uma das limas do segundo grupo	50
32.	Ensaio de carregamento em torção	56
33.	Ensaio de fadiga por flexão	58
34.	Lima K3 25.06 observada por microscopia eletrônica de varredura	61
35.	Lima K3 20.04 observada por microscopia eletrônica de varredura	62

36.	Análise dos elementos presentes na liga utilizando o EDS	62
37.	Curva Redox da solução de NaClO	63
38.	Curvas de Polarização Anódica dos fios de NiTi na solução de NaClO	65
39.	Fio de NiTi submetido à polarização anódica observado por microscopia eletrônica de varredura	66
40.	Curva Potencial x Tempo referente à exposição do fio de NiTi superelástico à solução de NaClO 5,25%, pH = 11,5	66
41.	Fio de NiTi exposto à solução de NaClO observado por microscopia eletrônica de varredura	67
42.	Curvas Potencial x Tempo referentes à exposição de duas limas 25.06, uma lima 20.04, e uma platina à solução de NaClO 5,25%, pH = 11,5	68
43.	Curvas Potencial x Tempo referentes aos dez últimos minutos de exposição à solução de NaClO, com os valores finais de potencial de cada uma das limas	69
44.	Microscopia Eletrônica de Varredura de uma lima 25.06 como recebida, e uma lima 25.06 que foi exposta à solução de NaClO	70
45.	Microscopia Eletrônica de Varredura de uma lima 20.04 como recebida e uma lima 20.04 que foi exposta à solução de NaClO	70
46.	Curvas Corrente x Tempo referentes ao polimento eletrolítico de cada uma das limas 25.06	71
47.	Curvas Corrente x Tempo referentes ao polimento eletrolítico de cada uma das limas 20.04	71
48.	Microscopia Eletrônica de Varredura de uma lima 25.06 como recebida e uma lima 25.06 que recebeu o polimento eletrolítico	72
49.	Microscopia Eletrônica de Varredura de uma lima 25.06 como recebida e uma lima 25.06 que recebeu o polimento eletrolítico, evidenciando o fio de corte	72
50.	Microscopia Eletrônica de Varredura de uma lima 20.04 como recebida e uma lima 20.04 que recebeu o polimento eletrolítico	73
51.	Microscopia Eletrônica de Varredura de uma lima 20.04 como recebida e uma lima 20.04 que recebeu o polimento eletrolítico, evidenciando o fio de corte	73

52.	Curvas referentes a dois ensaios de carregamento em torção de limas 25.06 como recebidas, em velocidade de rotação de 0,3 rpm	74
53.	Vista lateral de uma lima 25.06 como recebida fraturada no ensaio de carregamento em torção em velocidade de rotação de 0,3 rpm	75
54.	Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 25.06 como recebida, em velocidade de rotação de 0,3 rpm	75
55.	Curvas referentes aos ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta das limas 25.06 e 20.04 como recebidas, após o polimento eletrolítico, e após a exposição à solução de NaClO, em velocidade de rotação de 1 rpm	76
56.	Vista lateral de uma lima 25.06 como recebida fraturada no ensaio de carregamento em torção em velocidade de rotação de 1 rpm	78
57.	Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 25.06 como recebida, em velocidade de rotação de 1 rpm	78
58.	Vista lateral de uma lima 20.04 como recebida fraturada no ensaio de carregamento em torção em velocidade de rotação de 1 rpm	80
59.	Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 20.04 como recebida, em velocidade de rotação de 1 rpm	80
60.	Curvas referentes aos ensaios de carregamento em torção de limas 25.06 como recebidas, em velocidade de rotação de 1 rpm	81
61.	Vista lateral de uma lima 25.06 fraturada no ensaio de carregamento em torção a 5 mm da ponta em velocidade de rotação de 1 rpm	83
62.	Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção a 5 mm da ponta de uma lima 25.06, em velocidade de rotação de 1 rpm	83
63.	Histograma de Frequência do número de ciclos até o momento da fratura nos ensaios de fadiga por flexão de 30 limas 25.06	85
64.	Vista lateral de uma lima 25.06 como recebida fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	85
65.	Fratografia referente ao ensaio de fadiga sob flexão de uma lima 25.06 como recebida	86

66.	Histograma de Frequência do ângulo de ruptura nos ensaios de carregamento em torção a 5 mm da ponta de 16 limas 25.06	87
67.	Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de fadiga sob flexão interrompido em 6000 ciclos	88
68.	Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de fadiga sob flexão fraturada no ensaio de carregamento em torção	89
69.	Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de fadiga sob flexão	89
70.	Dados obtidos a partir dos Ensaios de Flexão de limas 25.06 como recebidas e limas 25.06 previamente torcidas até 90°, 180° e 420°	91
71.	Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de carregamento em torção interrompido em 90°	92
72.	Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de carregamento em torção interrompido em 180°	92
73.	Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de carregamento em torção interrompido em 420°	93
74.	Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 90°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	94
75.	Fratografia de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 90°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	94
76.	Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 180°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	95
77.	Fratografia de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 180°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	95
78.	Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 420°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	96
79.	Fratografia de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 420°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão	96

80. Fratografias referentes a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de carregamento em torção no presente trabalho, e a uma lima ProTaper S1 fraturada durante a prática clínica no trabalho de CHEUNG et al. (2005)	120
81. Fratografias referentes a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão no presente estudo, a um corpo de prova tubular submetido ao ensaio de fadiga no trabalho de TABANLI et al. (1999), e a uma lima ProFile fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão no estudo de YAO et al. (2006)	122
82. Fratografias realizadas no presente estudo referentes a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão, e a limas fraturadas durante os ensaios de fadiga por flexão subsequentes aos ensaios de carregamento em torção interrompidos em 90°, 180° e 420°	123
83. Fratografias referentes a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão no presente trabalho, e a uma lima ProTaper S1 fraturada durante a prática clínica (CHEUNG et al., 2005)	124

ÍNDICE DE TABELAS

1.	Médias das angulações dos canais radiculares	3
2.	Composição de diferentes limas endodônticas de NiTi existentes no mercado	10
3.	Número de ciclos necessários para a fratura e tensão média encontrada de acordo com a deformação média	14
4.	Valores referentes à temperatura Ms (°C) e à tensão no patamar superelástico (MPa) das amostras ensaiadas em tração a 25°C e 37°C	15
5.	Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de fios de NiTi e limas ProFile obtidas através do método DSC	16
6.	Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de limas de NiTi obtidas através do método DSC	19
7.	Média e desvio padrão dos valores de torque registrados no momento da fratura	43
8.	Potenciais de eletrodo a circuito aberto de cinco fios de NiTi	64
9.	Valores de potencial registrados ao final da exposição à solução de NaClO	69
10.	Dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta de limas 25.06	77
11.	Dados obtidos a partir dos ensaios de Carregamento em Torção a 7 mm da ponta de limas 20.04	79
12.	Dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a 5 e a 7 mm da ponta de limas 25.06	82
13.	Dados obtidos a partir dos ensaios de flexão de limas 25.06	84
14.	Dados obtidos a partir dos ensaios de torção a 5 mm da ponta de limas 25.06 como recebidas e previamente submetidas ao ensaio de fadiga por flexão até 6000 ciclos	87
15.	Dados obtidos a partir dos Ensaio de Flexão de oito limas 25.06 previamente torcidas até 90°, oito limas 25.06 previamente torcidas até 180°, e oito limas 25.06 previamente torcidas até 420°	90

1. INTRODUÇÃO

O preparo químico-mecânico do sistema de canais radiculares consiste em uma etapa muito importante do tratamento endodôntico. Com a introdução de ligas superelásticas de níquel-titânio, criou-se a possibilidade de fabricação de instrumentos com conicidades maiores e com pontas modificadas. Estes fatores geraram uma reformulação nos conceitos de preparo, contribuindo para o avanço da instrumentação rotatória, particularmente em termos de redução da ocorrência de bloqueio e de desvio do canal.

No entanto, a ocorrência de fraturas de limas rotatórias de NiTi pode impedir que a instrumentação seja concluída, dificultando muito a evolução do tratamento. Tal fato gera insegurança por parte dos profissionais que adotam instrumentos rotatórios, fazendo com que alguns cheguem a desistir da utilização de tal recurso.

Aqueles profissionais que optam por usá-lo adotam medidas adicionais de segurança como a utilização das limas em uma quantidade reduzida de canais, o que gera um outro problema associado ao custo ainda elevado desses materiais.

Faz-se necessário então, para o incremento da segurança do profissional e redução do custo do tratamento, o conhecimento do mecanismo de fratura dos instrumentos, a fim de que se possa estimar a possibilidade de falha e também que se alcance um aumento da vida útil destes.

A exposição das limas ao hipoclorito de sódio, substância utilizada como solução irrigadora no preparo químico-mecânico, foi avaliada nesse trabalho. A possibilidade de redução na resistência destes instrumentos devido à corrosão por pite em meio a esta solução foi considerada.

A adoção de um tratamento superficial por processo eletroquímico foi também avaliada como recurso para se obter uma melhora na resistência à torção e à fadiga das limas de níquel-titânio.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Estruturas Dentárias

O dente humano é normalmente composto por uma coroa e uma ou mais raízes. A coroa consiste na parte do dente que fica exposta à cavidade oral, e as raízes são as responsáveis pela inserção óssea do dente. A coroa dentária apresenta três estruturas básicas: esmalte, dentina e polpa. A estrutura radicular conta com a presença de cemento para o revestimento dentinário, no lugar do esmalte (CANTISANO *et al.*, 1987). A polpa radicular apresenta-se na forma de canais ou condutos radiculares (Figura 1).

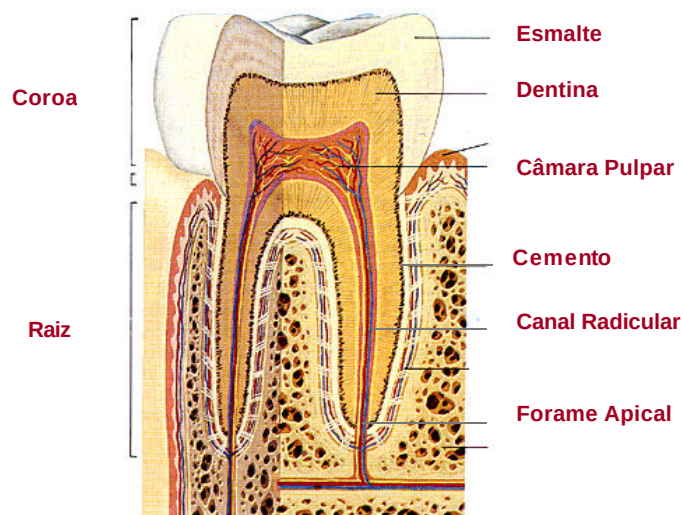


Figura 1 - Dente (estruturas) (www.giovannichetta.it/img/dente.jpg)

Os canais radiculares nunca apresentam um trajeto retilíneo. Eles têm forma ligeiramente cônica e o seu diâmetro na altura do ápice é de 0,17 mm em média.

2.2. Canais Radiculares

É de fundamental importância dispor de informações indicativas sobre o formato interno dos canais radiculares. ROYAL & DONNELLY (1995) apresentam resultados obtidos por diferentes autores que em seus trabalhos buscaram medir a angulação da curvatura descrita pelos canais (Tabela 1).

Tabela 1 – Médias das angulações dos canais radiculares (ROYAL & DONNELLY, 1995).

Autor	Tamanho da amostra	Média de curvatura	Artigo
SAUNDERS et al.	17	25,43°	Journal of Endodontics 18 (1): 32, 1992
SEPIC et al.	40	45,64°	Journal of Endodontics 15 (6): 240, 1969
SOUTHARD et al.	25	27°	Journal of Endodontics 13 (10):479, 1987
HUDSON et al.	10	31°	Journal of Endodontics 18 (9): 448, 1992
BECKMAN et al.	25	26,6°	Journal of Endodontics 18 (1): 19, 1992
ZMENER et al.	30	27,5°	Endodontics & Dental Traumatology 8: 99, 1992
ZUOLO et al.	11	21°	Endodontics & Dental Traumatology 8: 125, 1992
SWINDLE et al.	33	34,3°	Journal of Endodontics 17 (4): 147, 1991
CALHOUN et al.	12	32,5°	Journal of Endodontics 14 (6): 293, 1988
BOU DAGHER et al.	96	36,8°	Journal of Endodontics 21 (5): 264, 1995
ROYAL et al.	44	32,49°	Journal of Endodontics 21 (6): 300, 1995
Total	343	30.93°	

Na maioria dos casos essa angulação foi medida pelo método de SCHNEIDER (1971). Segundo esse método o dente é radiografado, no sentido vestibulo-lingual, sendo seu eixo longitudinal identificado na imagem radiográfica. Uma segunda linha é

traçada do forame apical até o ponto onde o canal radicular começa a se distanciar deste eixo longitudinal. O ângulo considerado é o ângulo agudo formado entre essas duas linhas (Figura 2).

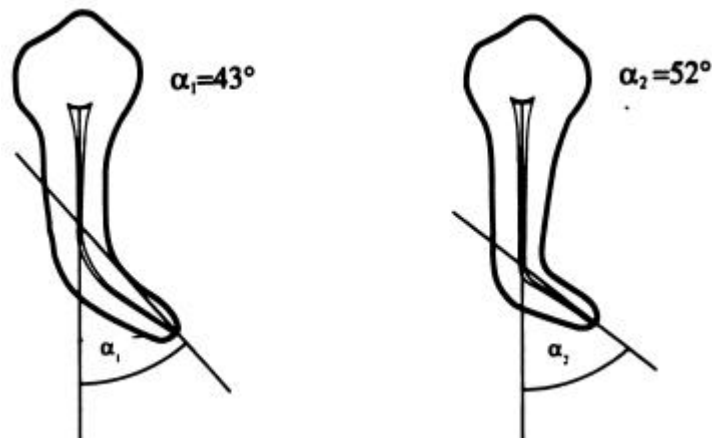


Figura 2 - Determinação da angulação do canal pelo método de Schneider (PRUETT *et al.*, 1997).

Com base nos estudos originais de SCHNEIDER *et al.* (1971) e no diâmetro médio dos canais, denominado calibre, foi criada uma classificação dos canais em três classes, que é a seguinte:

Classe I → É representada por canais de calibre amplo, mediano, ou ligeiramente constricto. Quanto à inclinação, esses canais são retos ou possuem curvatura gradual discreta (menos de 25°). Todos esses canais devem ser acessíveis à região apical com uma lima número 15 (corresponde a 0,15mm de diâmetro na ponta).

Classe II → Canais radiculares de calibre constricto e com curvatura gradual acentuada (26° ou mais, até 40°), de acesso à região apical relativamente mais difícil. A lima número 10 (0,10mm de diâmetro na ponta) penetra com certa dificuldade em toda a extensão do canal.

Classe III → Canais radiculares com calibres mediano ou constricto. Esses canais apresentam angulação acentuada (acima de 41° até 90°) ou dupla curvatura (forma de baioneta). A lima número 08 (0,08mm de diâmetro na ponta) penetra com dificuldade na extensão do canal.

Outro fator que tem muita relevância na classificação dos canais radiculares é o raio de curvatura do canal. Este conceito foi descrito por PRUETT *et al.* (1997), e tem como objetivo uma descrição mais precisa da curvatura dos canais. Sua determinação é feita traçando-se uma reta sobre as partes do canal que seguem um trajeto aproximadamente retilíneo. Através da interseção de retas perpendiculares a essas anteriormente traçadas acha-se o centro da curvatura do canal e conseqüentemente seu raio, como pode ser observado na Figura 3.

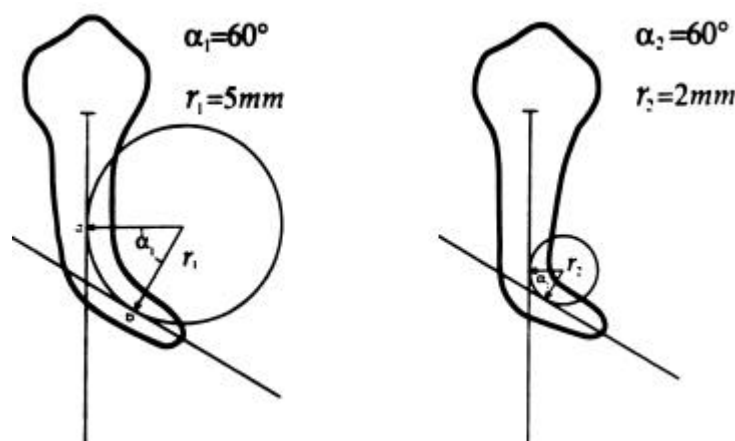


Figura 3 – Determinação do raio de curvatura do canal (PRUETT *et al.*, 1997).

PRUETT *et al.* (1997) ainda salienta em seu estudo a necessidade de serem considerados os dois fatores na determinação da curvatura dos canais: ângulo de curvatura, que consiste na classificação proposta por SCHNEIDER *et al.* (1971); e raio de curvatura, proposto pelo próprio autor.

2.3. Tratamento Endodôntico

Quando a polpa dentária encontra-se comprometida por inflamação irreversível, necrose, ou até mesmo por planejamento protético, faz-se necessária a intervenção do dentista através do tratamento endodôntico. Este tratamento consiste no acesso à câmara pulpar, extirpação da polpa, limpeza e modelagem dos canais radiculares e a posterior obturação desses canais com um polímero termoplástico.

Um fator importante a ser considerado é a complexidade do sistema de canais radiculares. Para que um tratamento eficiente seja realizado, é necessário o conhecimento da anatomia desse sistema, que conta com inúmeras ramificações além dos canais principais.

Assim, o objetivo do tratamento passa a ser o controle da infecção, através da limpeza desse sistema por meio de uma solução irrigadora, a modelagem dos canais principais através de instrumentos endodônticos e, finalmente, o preenchimento tridimensional do sistema com o material obturador. A limpeza e a modelagem ocorrem simultaneamente, de forma que os instrumentos endodônticos executam seu trabalho no interior dos canais em presença da solução irrigadora.

Com a finalidade de promover uma limpeza eficiente do sistema de canais radiculares, as principais propriedades que uma solução irrigadora deve apresentar são: o potencial bactericida e a capacidade de dissolver matéria orgânica. A solução irrigadora que reúne estas propriedades é o hipoclorito de sódio na concentração de 5,25%. Esta concentração é a que melhor equilibra as propriedades de toxicidade e eficiência. Concentrações mais altas podem ser tóxicas aos tecidos periapicais, enquanto concentrações mais baixas são ineficazes na dissolução de tecidos orgânicos durante o procedimento operatório. Todas as concentrações de hipoclorito de sódio, no entanto, possuem potencial bactericida.

2.4. Instrumentos Endodônticos

Os instrumentos utilizados na modelagem dos canais principais recebem o nome de limas endodônticas. Basicamente, podemos dividir estas limas em dois grandes grupos: limas manuais e limas rotatórias. A utilização de cada um destes tipos requer a aplicação de uma técnica apropriada, sendo que existem numerosas técnicas de instrumentação manual, bem como de instrumentação rotatória.

Os instrumentos manuais possuem uma padronização. A conicidade é fixada em um incremento de 0,02mm a cada milímetro em direção ao cabo. Sua parte ativa mede 16 mm, indo da ponta da lima (D1) até o final da parte ativa (D16). O número do instrumento é definido pela medida do diâmetro inicial na ponta da lima (D1) em centésimos de milímetros (Figura 4).

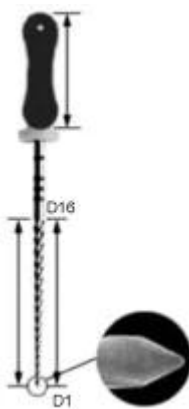


Figura 4 - Lima endodôntica manual.

A grande maioria das limas manuais é constituída de aço inoxidável, podendo apresentar diferentes perfis na seção transversal, como mostrado na Figura 5. As limas com seção transversal quadrangular e triangular são fabricadas por torção e normalmente são utilizadas com movimentos oscilatórios. Estes movimentos consistem na movimentação cíclica nos sentidos horário e anti-horário, com amplitude de 90° ou 120°, de acordo com o desenho da lima.

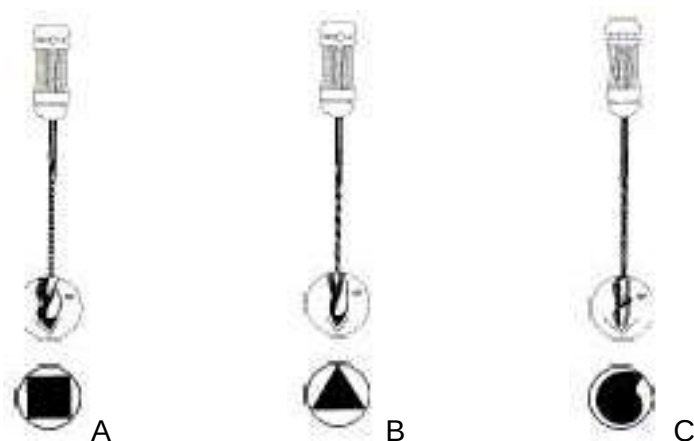


Figura 5 - Seção transversal das limas.

As limas com seção transversal em formato de vírgula são conhecidas como limas Hedstroem e são fabricadas por usinagem. Os movimentos realizados com estas limas são os movimentos de limagem, que são caracterizados por curtos movimentos de “vai e vem” do instrumento.

As limas rotatórias são fabricadas de ligas de NiTi por usinagem. Estas limas são utilizadas com movimentos rotatórios e, ao contrário dos instrumentos manuais, não possuem uma padronização, apresentando diferentes conicidades e seção transversal de desenho variável. A nomenclatura destas limas é composta, em geral, pelo diâmetro na ponta em centésimos de milímetro, seguido por um ponto e pela conicidade da parte ativa. Por exemplo: uma lima 20.04 possui 0,20mm de diâmetro na ponta e conicidade de 0,04mm a cada milímetro de comprimento em direção ao cabo.

Estas modificações em relação aos instrumentos manuais fazem com que seja possível a utilização de um número menor de limas durante a instrumentação, gerando a possibilidade de um preparo mais rápido dos canais radiculares. Atualmente, a velocidade de rotação mais utilizada é a de 350 rpm.

Além de promover uma instrumentação com tempo de duração aproximadamente seis vezes menor do que o tempo de duração da instrumentação manual, estas limas possibilitam uma melhora na qualidade do preparo. Desta forma, há uma menor incidência de transportes interno e externo do forame, de bloqueios e outras irregularidades nos canais, além de centralizar o preparo, gerando uma otimização do procedimento de obturação.

SCHÄFER & KATJA (2000) compararam, por microscopia eletrônica de varredura, a eficiência dos preparos realizados com limas manuais e com limas rotatórias. Os resultados mostram que as limas rotatórias de NiTi apresentaram uma capacidade de realizar os melhores preparos, principalmente em canais curvos. JODWAY & HÜLSMANN (2006) avaliaram e compararam o preparo mecânico de canais radiculares realizado por dois diferentes sistemas de limas rotatórias de NiTi: NiTi-TEE e K3. Ambos os sistemas mantiveram o trajeto original de canais radiculares curvos e a limpeza destes canais foi considerada satisfatória. Os sistemas foram considerados seguros para o uso na prática clínica.

Entretanto, ao comparar as limas de NiTi com as limas de aço inoxidável, quanto ao comportamento em torção e a eficiência de corte, WALIA *et al.* (1989) observaram que a maior capacidade de deformação no regime elástico das primeiras afeta sua eficiência de corte, sendo a profundidade de corte destes instrumentos, cerca de 60% daquela determinada para as limas de aço.

Outras desvantagens da utilização de instrumentos rotatórios quando comparados aos instrumentos manuais são: a baixa sensibilidade tátil, o alto custo e risco elevado de fratura.

2.5. Ligas Níquel-Titânio

As propriedades das ligas de NiTi variam em função da proporção encontrada entre os elementos que as constituem. SHÄFER *et al.* (2003) analisaram a composição da liga de níquel-titânio usada em diferentes instrumentos endodônticos através de difração de raios-X. Os resultados estão presentes na Tabela 2.

Tabela 2 – Composição de diferentes limas endodônticas rotatórias de NiTi existentes no mercado (SHÄFER *et al.*, 2003).

Composição de Limas de NiTi (%)					
<i>Instruments</i>	<i>Ni</i>	<i>Ti</i>	<i>Fe</i>	<i>Al</i>	<i>Co+Cr</i>
FlexMaster	55,28	44,42	0,03	Max. 0,01	0,24
Hero	54,37	45,32	0,04	Max. 0,01	0,26
K3	54,55	45,12	0,04	Max. 0,01	0,27
ProFile	54,26	45,42	0,04	Max. 0,01	0,26
RaCe	55,25	44,49	0,03	Max. 0,01	0,21

Estas ligas metálicas equiatômicas compostas por NiTi fazem parte de um grupo de ligas que apresentam propriedades especiais. Uma dessas propriedades é o efeito memória de forma.

Para que uma liga apresente esta propriedade, é necessário que haja uma transformação, induzida por redução de temperatura, que origina uma estrutura martensítica “auto-acomodada” ou “termoelástica”. Esta estrutura apresenta propriedades mecânicas diferentes da estrutura original, possuindo módulo de elasticidade, tensão de escoamento, e limite de resistência mais baixos. Caso a temperatura seja novamente elevada, o processo é revertido.

Existe uma temperatura específica de início da transformação austenita → martensita (M_s), e outra de final da transição (M_f). O processo inverso também apresenta temperaturas de início (A_s) e término (A_f) da transformação. A transformação martensítica pode ser induzida pela redução da temperatura, originando

uma estrutura “termoelástica”, mas também pode ser induzida por tensionamento, originando uma estrutura martensítica com um comportamento superelástico (AZEVEDO, 2003). A faixa de temperatura na qual a martensita é induzida por tensão é delimitada por M_s e M_d , sendo M_d superior a M_s (Figura 6).



Figura 6 – Transformação de austenita em martensita em função da temperatura. Esta transformação tem início em M_s e término em M_f . A faixa de temperatura na qual se observa o máximo de superelasticidade também está presente, sendo delimitada por M_s e M_d .

De acordo com HUANG (1998), a transformação martensítica ocorre inicialmente pela nucleação de pequenos domínios de martensita. Estes cristais crescem a uma taxa proporcional à taxa de resfriamento ou ao aumento da tensão aplicada, sendo que os primeiros domínios martensíticos formados são os últimos a sofrer a transformação reversa. No caso da transformação induzida por tensão, a distribuição das fases em fração de volume depende do nível de tensão aplicada. Desta forma, a transformação ocorre em diferentes proporções nas diversas porções da liga. Ainda no que se refere à transformação induzida por tensão, o autor observou que o carregamento é acompanhado por um aumento de temperatura, o que indica uma transformação exotérmica. Já a reorientação martensítica é praticamente

isotérmica, sendo o descarregamento acompanhado pela redução brusca de temperatura, de forma a atingir até mesmo temperaturas abaixo da temperatura ambiente, o que indica um processo endotérmico.

A austenita apresenta um comportamento semelhante à curva tensão x deformação clássica, que apresenta uma região correspondente à deformação elástica, e outra, à deformação plástica. No regime elástico, a tensão e a deformação são proporcionais e uma vez retiradas a carga, os átomos retornam à sua posição original, não permanecendo nenhuma deformação no material. Em geral, o regime elástico admite apenas deformações de aproximadamente 0,5%. Já no regime plástico, a tensão e a deformação não são proporcionais e, mesmo depois de removida a carga, os átomos não retornam à sua posição original. Este fenômeno confere ao material uma deformação permanente (CALLISTER, 2002).

A martensita resultante da transformação induzida por redução de temperatura possui uma alta capacidade de deformação reversível, podendo chegar a até 8% de deformação sem que haja deslizamento de discordâncias. Caso a temperatura seja novamente elevada, o processo é revertido e o material retoma sua forma original.

A superelasticidade ou pseudoelasticidade é a capacidade de se deformar reversivelmente quando submetida a até 8% de deformação, retornando a sua forma inicial quando não tensionada (SHAW & KYRIAKIDES, 1995). Caso ocorra uma deformação maior que 8% da estrutura martensítica, passa a não ser possível a acomodação de suas variantes. A partir deste ponto, começa a haver um deslizamento de discordâncias, e qualquer deformação apresenta caráter permanente.

A Figura 7 mostra o comportamento sob deformação da liga nas três diferentes estruturas: austenita, martensita, e pseudoelástica.

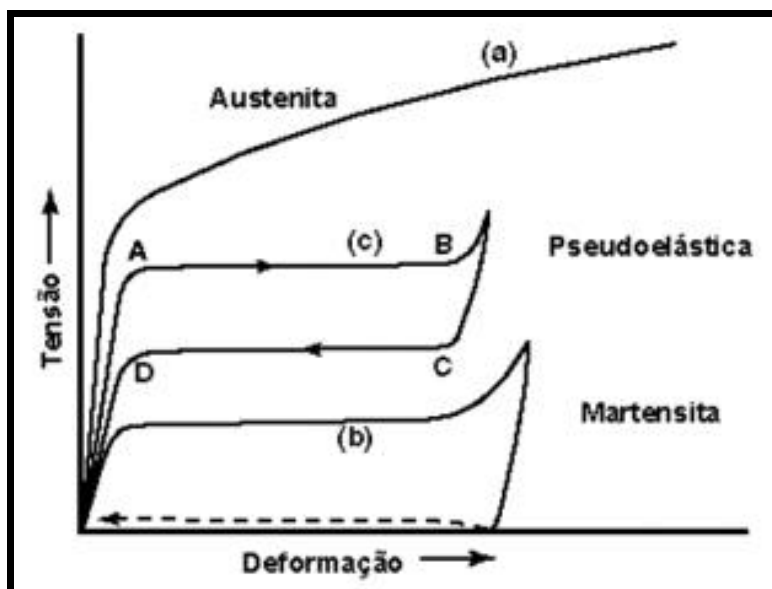


Figura 7 - Curvas tensão X deformação das ligas de NiTi em três diferentes estruturas, mostrando em (a) a deformação no comportamento austenítico, em (b) a deformação abaixo de M_f , no comportamento martensítico, sendo que somente com a elevação da temperatura, a deformação é revertida, e em (c) a deformação abaixo de M_d promovida pela transformação martensítica, de A a B, que reverte quando a carga é retirada, de C a D (DAREL *et al.*, 2006).

TABANLI *et al.* (1999) utilizando ensaios de fadiga com controle de deformação, estudaram a influência da deformação sobre a vida em fadiga das ligas superelásticas de NiTi. Os autores realizaram testes de fadiga em corpos de prova tubulares. A Tabela 3 mostra o número de ciclos necessários para a fratura sob diferentes valores de deformação média, bem como os respectivos valores de amplitude de deformação, tensão média e amplitude de tensão resultantes durante os experimentos. A análise fraturográfica por microscopia eletrônica de varredura de um dos corpos de prova pode ser observada na Figura 8. Os autores concluíram que o número de ciclos para a fratura não apresenta uma relação direta com a deformação média sob uma amplitude de deformação constante. Segundo estes autores, a transformação parcial de fases pode reduzir a vida em fadiga do NiTi.

Tabela 3 – Número de ciclos necessários para a fratura e tensão média encontrada de acordo com a deformação média (TABANLI *et al.*, 1999).

Efeito da tensão e deformação média sobre a vida em fadiga					
Corpos de prova	Deformação média (%)	Amplitude de deformação (%)	Tensão média (MPa)	Amplitude de tensão (MPa)	Número de ciclos
A	0,25	0,21	180	155	185000
B	0,36	0,20	260	135	97300
C	2,12	0,24	435	110	10900
D	2,00	0,22	340	161	24340
E	9,30	0,22	755	140	82650

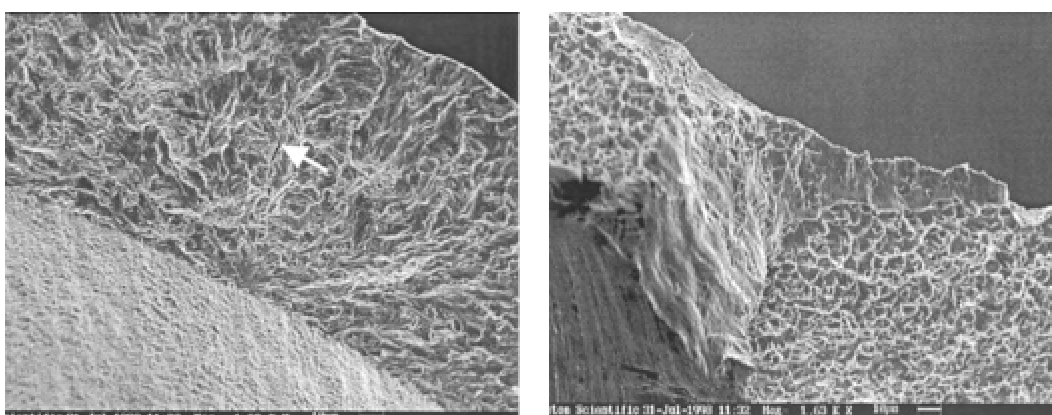


Figura 8 – Análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de um corpo de prova tubular submetido ao ensaio de fadiga. A seta indica uma microtrinca (TABANLI *et al.*, 1999).

CAMPISTA (2005) realizou ensaios de tração nas temperaturas de 25°C e 37°C em ligas de NiTi utilizadas em ortodontia, disponíveis comercialmente, bem como em ligas encruadas a frio que receberam tratamentos térmicos para a adequação das propriedades à designação "termoativadas" e "superelásticas". Além dos ensaios de tração, foram realizados ensaios no calorímetro de varredura diferencial para a determinação das temperaturas M_s , M_f , A_s , A_f . A tabela 4 mostra os valores referentes à temperatura M_s e à tensão no patamar das amostras superelásticas e termoativadas ensaiadas em tração a 25°C e 37°C. A partir dos ensaios de tração das ligas superelásticas a 25°C e a 37°C, o autor observou que a tensão no patamar de deformação com comportamento superelástico diminui quanto mais alto for o valor de

M_s , sendo que na temperatura de 37°C a tensão de escoamento mostrou-se mais alta em relação à registrada em 25°C. As ligas termoativadas mostram esta mesma tendência, destacando que os valores de tensão do patamar são mais baixos, pois os valores de M_s são mais elevados para este tipo de liga.

Tabela 4 – Valores referentes à temperatura M_s (°C) e à tensão no patamar superelástico (MPa) das amostras ensaiadas em tração a 25°C e 37°C. Morelli e 3M = marcas de fios ortodônticos utilizadas; T.T. = tratada termicamente; super = superelástico; termo = termoativado. (CAMPISTA 2005).

Relação da Tensão no Patamar com a Temperatura M_s			
Amostras	M_s (°C)	Tensão patamar (Mpa)	
		25° C	37°C
Morelli super T.T. fábrica	9,73	417	533
Morelli super T.T. laboratório / COPPE	9,84	420	520
Morelli super como comercializada	10,33	360	453
3M super como comercializada	54,87	386	480
Morelli termo T.T. laboratório / COPPE	18,36	287	357
Morelli termo como comercializada	24,41	240	294
3M termo como comercializada	32,00	228	331

BAHIA *et al.* (2005) trabalharam com limas endodônticas rotatórias ProFile 30.06 de NiTi e com os fios de NiTi utilizados na linha de produção destas limas. A análise por espectroscopia de energia dispersiva de raios-X foi realizada para determinação semi-quantitativa do Ni e do Ti presentes na amostra e para identificar as fases presentes nas limas e nos fios. Os autores também realizaram análise por calorimetria (DSC) para determinação das temperaturas características de transformação de fase da liga. Os resultados encontrados por estes autores mostram que os fios de NiTi e as limas ProFile apresentam a mesma composição de 51 at.% Ni – 49 at.% Ti. A análise por difração de raios-X evidenciou a presença de uma fase β , com uma estrutura cúbica de corpo centrado, como principal constituinte de ambas as amostras à temperatura ambiente. As médias das temperaturas de transição (M_s , M_f , A_s , A_f) encontradas estão presentes na Tabela 5. Os autores concluíram que a

composição química dos fios de NiTi como recebidos, suas fases presentes, e suas temperaturas de transição são compatíveis com sua aplicação final.

Tabela 5 – Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de fios de NiTi e limas PoFile obtidas através do método DSC (BAHIA *et al.*, 2005).

Temperaturas de Transformação de Fase (média $\pm$ SD)				
Material	Resfriamento		Aquecimento	
	M _s	M _f	A _s	A _f
ProfFile 30.06	18,2 $\pm$ 0,4	-2,3 $\pm$ 3,6	3,4 $\pm$ 4,7	22,9 $\pm$ 1,0
NiTi wires	17,5 $\pm$ 1,3	-5,0 $\pm$ 1,2	1,1 $\pm$ 1,1	21,8 $\pm$ 3,6

Estes mesmos autores (BAHIA *et al.*, 2005) realizaram ensaios de carregamento cíclico com os fios de NiTi. As amostras sofreram carregamento até 4% de deformação, permanecendo no regime de superelasticidade, e em seguida foi feito o descarregamento, sendo realizados 100 ciclos com cada amostra. As curvas Tensão x Deformação obtidas a partir dos ensaios de carregamento cíclico estão presentes na Figura 9.

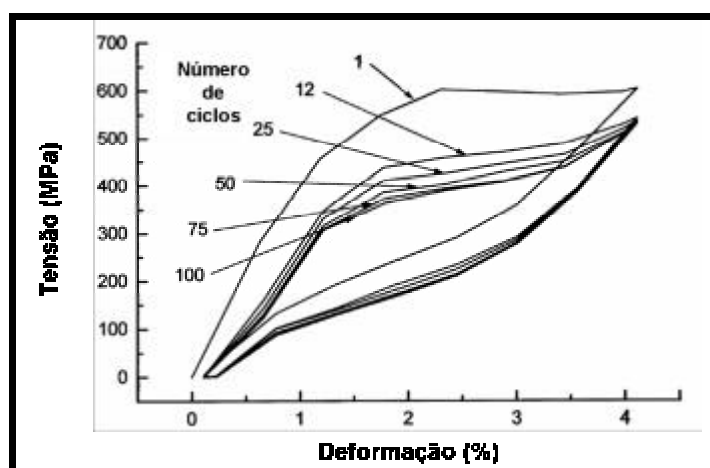


Figura 9 – Curvas Tensão x Deformação de fios de NiTi obtidas a partir de ensaios de carregamento cíclico (BAHIA *et al.*, 2005).

Após estes ensaios, fios de NiTi como recebidos e fios previamente ensaiados em carregamento cíclico foram testados mecanicamente em tração até a ruptura. A

análise da superfície de fratura foi realizada por microscopia eletrônica de varredura. A Figura 10 apresenta os padrões das curvas Tensão x Deformação obtidas (BAHIA *et al.*, 2005).

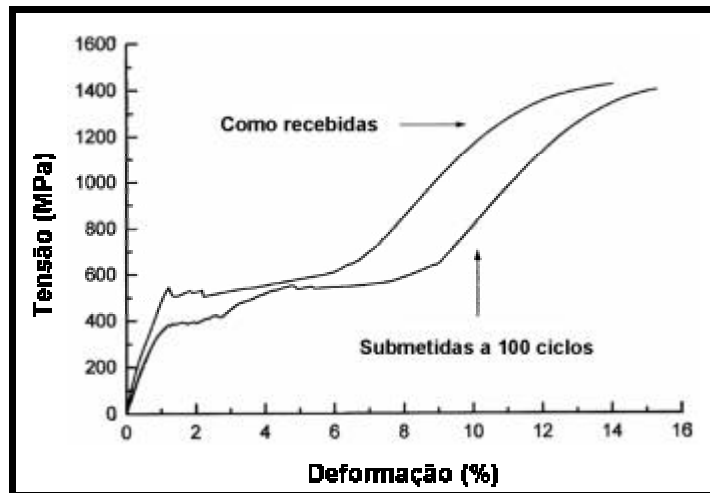


Figura 10 – Curvas Tensão x Deformação obtidas a partir de ensaios de tração de fios de NiTi como recebidos e previamente submetidos ao carregamento cíclico (BAHIA *et al.*, 2005).

A Figura 11 mostra a análise fratógrfica dos fios ensaiados pelos autores (BAHIA *et al.*, 2005). As superfícies de fratura dos fios como recebidos e dos fios previamente submetidos ao carregamento cíclico apresentam um padrão de fratura dúctil em taça e cone, com uma área periférica de cisalhamento ao redor de uma região fibrosa central. A Figura 12 apresenta os detalhes da região fibrosa central, revelando a presença de dimples. A área periférica de cisalhamento de uma superfície de fratura de um fio previamente submetido ao carregamento cíclico também pode ser observada nesta figura, evidenciando, segundo o autor, estrias de fadiga e numerosas trincas secundárias. Características semelhantes não foram detectadas na área periférica de cisalhamento de fios ensaiados como recebidos, indicando que estas amostras fraturaram por um mecanismo diferente.

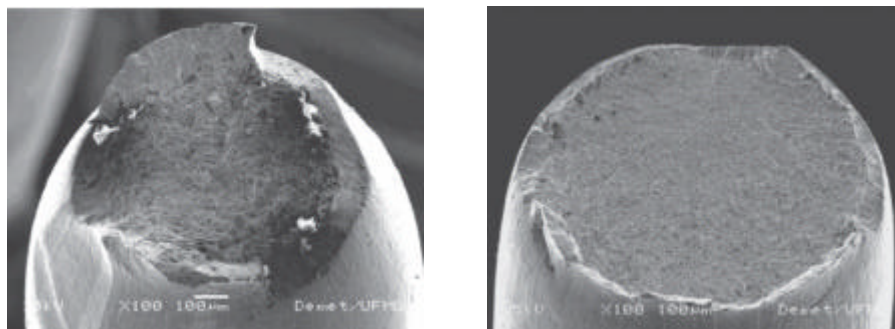


Figura 11 – Análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de fios ensaiados em tração, à esquerda, como recebido, e à direita, previamente submetido ao carregamento cíclico (BAHIA *et al.*, 2005).

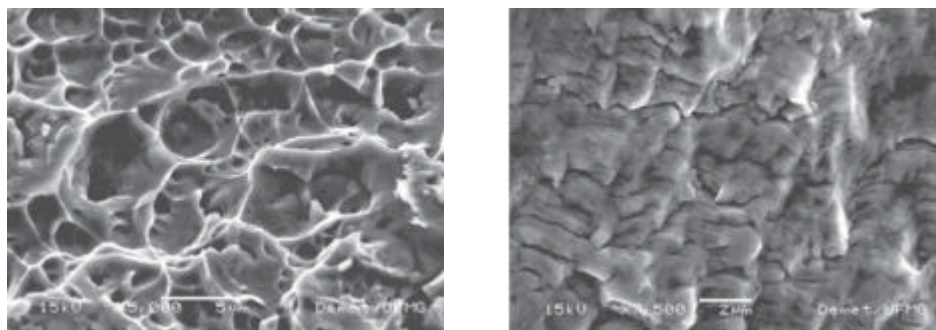


Figura 12 – Diferentes regiões das superfícies de fratura de fios ensaiados. À esquerda, detalhe da região fibrosa central, e à direita, da área periférica de cisalhamento de uma superfície de fratura de um fio previamente submetido ao carregamento cíclico (BAHIA *et al.*, 2005).

Os resultados sugerem que o comportamento mecânico dos fios de NiTi utilizados na fabricação de limas ProFile sofre uma leve modificação no regime superelástico, devido ao carregamento cíclico prévio. Os autores concluíram que as limas ProFile mantêm suas principais características superelásticas após o uso na instrumentação de canais radiculares curvos. O acúmulo de defeitos internos associado à deformação cíclica indica, porém, que as limas usadas na prática clínica podem apresentar falhas devido à fadiga ou sobrecargas em torção (BAHIA *et al.*, 2005).

MIYAI *et al.* (2006) fizeram análise por calorimetria (DSC) de cinco tipos de limas de NiTi para estudo da transformação de fase. Os autores também realizaram testes de resistência à torção destas limas. A Tabela 6 mostra as temperaturas de início e final da transformação martensítica (M_s e M_f) e as temperaturas correspondentes à transformação inversa (A_s e A_f). Os resultados mostram que as temperaturas A_f das limas Hero e K3 foram significativamente mais baixas em relação às limas EndoWave, ProFile e ProTaper. Todas as temperaturas estão abaixo da temperatura corporal de 37°C. Os instrumentos com temperaturas de transição mais baixas apresentaram valores mais altos de torque. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos podem estar fortemente relacionadas ao comportamento da transformação da liga.

Tabela 6 – Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de limas de NiTi obtidas através do método DSC (MIYAI *et al.*, 2006).

Temperaturas de Transformação de Fase de limas de NiTi (média $\pm$ SD, n = 5)				
Instrumentos	Resfriamento		Aquecimento	
	M_s	M_f	A_s	A_f
EndoWave	28,5 $\pm$ 1,2	-3,2 $\pm$ 2,0	-21,2 $\pm$ 7,4	36,0 $\pm$ 1,7
Hero 642	5,5 $\pm$ 2,6	-41,0 $\pm$ 1,9	-38,1 $\pm$ 6,9	9,3 $\pm$ 1,5
K3	9,2 $\pm$ 9,3	-43,7 $\pm$ 2,3	-41,0 $\pm$ 3,3	5,4 $\pm$ 6,8
ProFile.06	22,5 $\pm$ 1,9	-14,6 $\pm$ 6,1	-20,5 $\pm$ 3,0	29,6 $\pm$ 2,4
ProTaper	19,1 $\pm$ 1,6	-10,4 $\pm$ 1,9	-17,0 $\pm$ 8,1	32,1 $\pm$ 5,9

Estes mesmos autores (MIYAI *et al.*, 2006) realizaram um teste de flexão interrompida a 37°C de limas de NiTi e de limas de aço inoxidável. As limas eram submetidas a uma deformação de 4 mm e então era feito o descarregamento, sendo que a tensão era medida durante todo o ensaio. Os resultados mostram que as limas de NiTi apresentaram um comportamento bastante característico das ligas superelásticas (Figura 13).

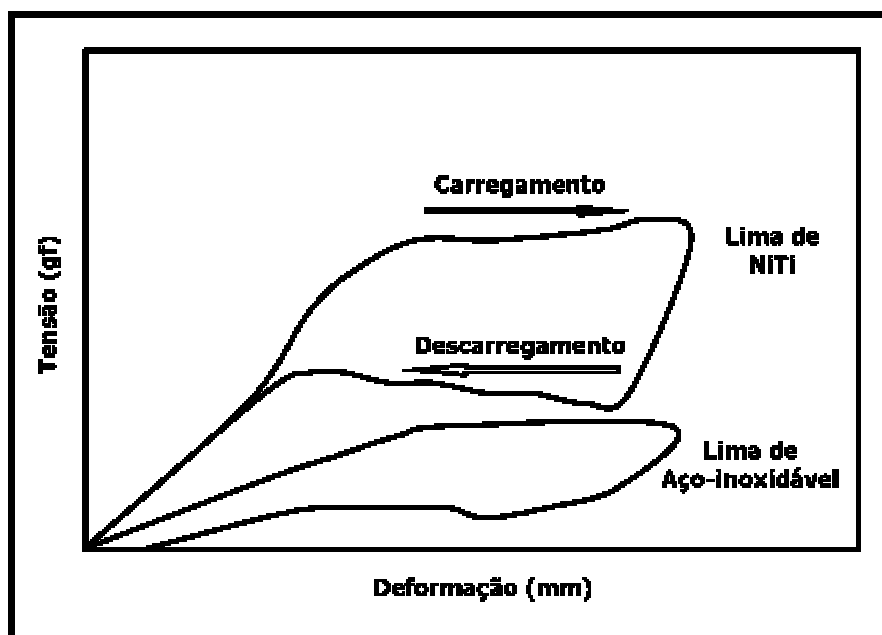


Figura 13 – Curvas de carregamento em flexão de limas de NiTi e aço inoxidável (MIYAI *et al.*, 2006).

2.5.1. Processo de Fabricação

A observação em microscopia eletrônica de varredura mostra que as limas rotatórias de NiTi, produzidas por meio de usinagem, possuem uma grande quantidade de irregularidades superficiais decorrentes desse processo de fabricação (LIN *et al.*, 2000), como micro trincas, rebarbas, farpas e irregularidades de superfície.

Esses defeitos agem como concentradores de tensão reduzindo assim a resistência desses instrumentos à fadiga e à torção, fazendo com que haja um risco de fratura dos mesmos, inerente ao próprio uso. Outra característica gerada por tais defeitos é a irregularidade das propriedades mecânicas dos instrumentos.

LIN *et al.* (2000) mostram em seu trabalho que a usinagem das ligas de NiTi é um processo complexo, em função das propriedades físicas do material. Algumas técnicas têm sido empregadas para contornar esse problema. Usinagem a laser e descarga elétrica são duas delas. Todavia mesmo essas apresentam limitações.

WALIA *et al.* (1988) avaliaram a possibilidade de fabricação das limas endodônticas a partir da liga de NiTi. Observaram, através de imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura, que o acabamento superficial das limas de aço inoxidável é melhor em relação às limas de NiTi. Eles atribuíram essa observação ao polimento eletrolítico que as limas de aço inoxidável recebem durante a fabricação. As limas de NiTi não recebem este polimento. Os autores salientaram a importância do polimento eletrolítico na remoção de irregularidades no metal existentes ao longo do fio de corte. Sugeriram que este procedimento fosse aplicado no procedimento de fabricação de limas de NiTi a fim de se obter uma melhora no resultado final.

2.6. Limas Endodônticas Rotatórias de Níquel-Titânio

2.6.1. Caracterização das condições de trabalho das limas

Para determinar as condições de trabalho de um instrumento endodôntico, é necessária a caracterização dos canais radiculares. A observação de sua morfologia permitirá estabelecer as condições de solicitação mecânica mais representativas a que são submetidas as limas de NiTi durante um procedimento endodôntico mecanizado.

Quanto maior for a angulação do conduto, e menor o seu raio de curvatura, maior será a solicitação sobre o instrumento que trabalha no interior do canal sob regime de rotação. Da mesma forma, canais mais estreitos exigem mais dos instrumentos em relação aos canais amplos. Condições como canais estreitos ou de curvatura acentuada tendem a reduzir a vida em fadiga das limas.

SERENE *et al.* (1995) descreveram as tensões sob as quais trabalham os instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi. As limas acionadas a motor são submetidas a esforços completamente diferentes daqueles experimentados durante a

instrumentação manual. Desta forma, os instrumentos são submetidos a deformações constantes ou variáveis, dependendo da anatomia do canal e da dureza da dentina a ser cortada. A técnica utilizada durante a instrumentação dos canais é de fundamental importância na determinação das condições de trabalho das limas. Duas técnicas básicas, mundialmente conhecidas, aplicadas à instrumentação rotatória são: a técnica escalonada e a técnica *Crown-down*.

MACHTOU (1998) afirma que a técnica *Crown-down* gera esforços significativamente mais baixos do que aqueles gerados com a técnica escalonada. Neste trabalho, o autor salienta a importância de que o instrumento nunca interrompa suas rotações no interior do canal e nunca seja mantido em uma mesma profundidade de trabalho.

Segundo BASSI (2002), os sistemas de conicidade única, na maioria das vezes associados à técnica *Crown-down*, geram uma grande área de atrito entre a lima e as paredes do canal. Desta forma, é gerado um efeito de engripamento, que consiste na tendência da lima a entrar cada vez mais no canal, devido à sua geometria, resultando em um travamento desta. Este travamento poderia levar à fratura do instrumento. O autor propôs, então, o uso da Técnica do Preparo Segmentado, com a utilização de limas de diferentes conicidades (Figura 14). Esta técnica apresenta um melhor aproveitamento da energia mecânica, pois concentra o contato entre a lima e as paredes do canal em pequenas porções. Assim, a energia destinada ao corte fica concentrada em pequenas porções do instrumento. Os objetivos desta técnica consistem em:

- seguir os princípios da Técnica de Graduação de Conicidade;
- obter uma seqüência de limas com o menor número possível de limas;

- utilizar o princípio do pré-alargamento;
- potencializar o controle de torque.

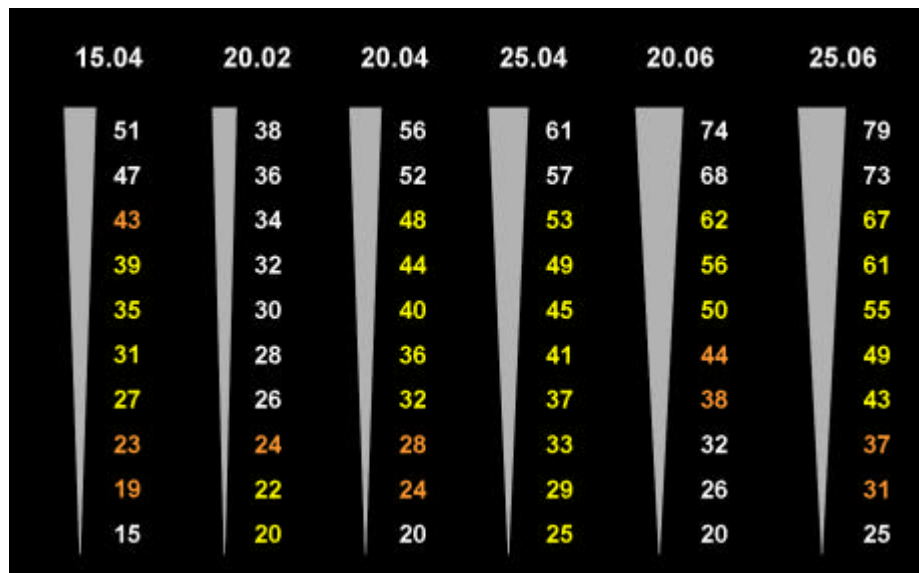


Figura 14 – Esquema da sequência de limas utilizadas na Técnica do Preparo Segmentado, com seus respectivos diâmetros (em centésimos de mm) a cada milímetro de comprimento. Os números amarelos indicam os segmentos nos quais as limas exercem efetivamente o corte, os números laranja indicam segmentos com menor atividade de corte, os números brancos indicam os segmentos que não executam o corte (baseado em BASSI, 2002).

Um outro fator que determina as condições de trabalho do instrumento é o torque a que este será submetido. O endodontista deve controlar, ou pelo menos limitar, o torque gerado sobre a lima enquanto esta realiza o corte da dentina. Atualmente, existem motores próprios para Endodontia capazes de desempenhar este papel. O ideal é que cada instrumento trabalhe em uma faixa de torque, na qual estejam reunidas segurança e eficiência de corte, de acordo com o diâmetro da porção da lima que estiver sendo solicitada. Para isso, são necessários estudos que determinem estes valores de torque.

2.6.2. Caracterização das Limas

Não há normas que guiem a produção ou trabalhos científicos em maior escala sobre as limas rotatórias de níquel-titânio.

Tradicionalmente, vários tipos de limas rotatórias têm sido comercializados, como as limas ProFile e limas GT (Dentsply-Mailleffer, Ballaigues, Suíça), HERO 642 (Micro-Mega, Besançon, França), e Quantec (SybronEndo, Orange, CA). Recentemente, uma nova geração de limas foi lançada, incluindo K3 (SybronEndo), RaCe (Brasseler, Savannah, GA), ProDesign (Miltex) e ProTaper (Dentsply-Mailleffer).

Estas limas apresentam seção transversal de geometria variada, com o objetivo de obter um equilíbrio entre eficiência de corte e segurança (Figura 15). As limas ProTaper têm uma alta eficiência de corte, além de múltiplas e progressivas mudanças de conicidade ao longo da parte ativa. De acordo com o fabricante, esta geometria foi criada com a finalidade de aumentar a eficiência e reduzir a área de contato entre a lima e a dentina.

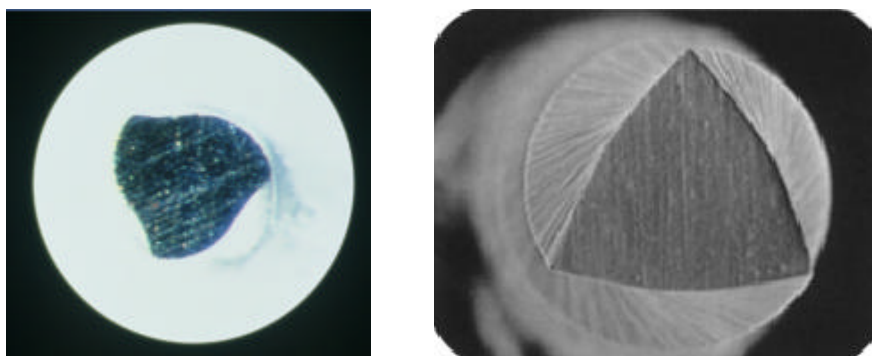


Figura 15 – Seção transversal de duas limas endodônticas. À esquerda, uma lima HERO 642 (MICRO-MEGA®, 1998), e à direita, uma lima ProTaper (DENTSPLY-MAILLEFFER®, 2003)

O sistema K3 Endo de limas rotatórias de NiTi foi lançado em 2002 e também apresenta uma alta eficiência de corte. Segundo o fabricante, estas limas foram

desenhadas com uma ampla guia radial, a fim de tornar os instrumentos mais resistentes à torção e à fadiga. Elas também possuem alívio de guia radial, o que reduz a fricção na parede do canal. Uma terceira guia radial estabiliza e mantém o instrumento centrado no canal e restringe a possibilidade de gripamento (Figura 16).

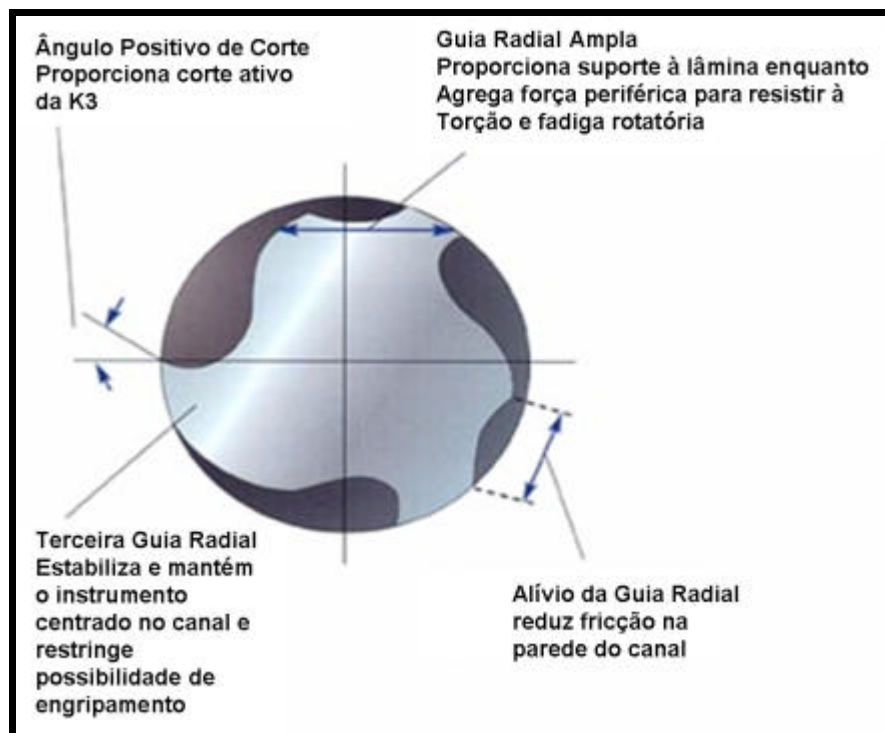


Figura 16 – Seção transversal da lima K3 (SYBRONENDO®, 2003).

O aumento do ângulo helicoidal ao longo da espira, partindo da ponta em direção ao cabo, facilita a remoção de raspas de dentina. O diâmetro do núcleo aumenta da ponta em direção ao cabo, a fim de manter a capacidade de deformação no regime elástico ao longo da área de corte.

As limas rotatórias K3 Endo de NiTi estão disponíveis no mercado nas conicidades 0,02; 0,04 e 0,06, sendo os diâmetros na ponta 15-40 em cada conicidade. Desta forma, estas limas podem ser utilizadas de acordo com diversas técnicas, inclusive com a Técnica do Preparo Segmentado.

Já as limas ProTaper, requerem o uso da sequência e técnica sugeridas pelo fabricante, uma vez que possuem um desenho próprio e estão disponíveis apenas nos diâmetros e conicidades estabelecidos pelo criador do sistema.

Em geral, os fabricantes de limas buscam conjugar num mesmo instrumento a eficiência de corte dos instrumentos e a supressão ou redução do efeito de engripamento. Segundo MACHTOU *et al.* (2002), algumas soluções podem ser tomadas com o intuito de reduzir este efeito:

- Modificar o desenho da lima com a criação de áreas radiais. Este mecanismo garante uma melhor centralização do instrumento no canal, mas gera uma redução na eficiência de corte em comparação às lâminas afiadas de corte;
- Aumentar a conicidade da parte ativa do instrumento. Este aumento dificulta a progressão apical da lima, mas não pode ocorrer em toda a parte ativa a fim de evitar uma redução da capacidade de deformação elástica do instrumento;
- Reduzir a área de contato entre a lima e as paredes do canal. Esta redução pode ocorrer pela utilização de uma sequência com conicidades variadas de instrumentos, ou de conicidades variadas ao longo de um mesmo instrumento.
- Variação na inclinação dos ângulos helicoidais dos recuos na parte ativa. Esta variação é ineficiente na eliminação do efeito de gripamento, porém favorece a eliminação das raspas de dentina no sentido coronal. Isso faz com que haja uma redução nas tensões periféricas do instrumento.

Os ângulos de corte das limas K3 Endo e ProFile foram comparados por CHOW *et al.* (2005). As limas foram seccionadas a 5mm da ponta, e uma fotomicrografia foi feita da seção transversal de cada uma delas. Neste trabalho, os ângulos de corte de cada lima foram medidos, e uma diferença significativa foi

encontrada entre os três ângulos negativos das limas ProFile e os ângulos das limas K3. De acordo com os autores, todas as limas estudadas de ambos os sistemas apresentam ângulo de corte negativo.

BERUTTI *et al.* (2003) compararam o comportamento mecânico entre as limas ProTaper e ProFile. Os autores trabalharam com análise de elementos finitos para obter uma avaliação numérica. O comportamento mecânico não linear da liga foi levado em consideração durante o estudo. As distribuições de tensões relacionadas à torção e à flexão foram comparadas em dois modelos experimentais. As limas ProFile mostraram ter maior capacidade de deformação elástica em comparação às limas ProTaper. Sobre níveis iguais de carregamento, as limas ProTaper apresentaram tensões mais baixas e melhor distribuídas em relação às limas ProFile.

ANKRUM *et al.* (2004) avaliaram as incidências de fratura e distorção em limas endodônticas de NiTi dos sistemas ProTaper, K3 Endo, e ProFile. As limas foram utilizadas para instrumentar canais de curvatura acentuada de dentes humanos extraídos, e os três sistemas foram usados de acordo com o fabricante. Foi constatado que 15,3% das limas ProFile, 2,4% das limas ProTaper, e 8,3% das limas K3 Endo apresentaram sinais de deformação plástica, havendo uma diferença significativa entre os sistemas ProFile e ProTaper. Não houve diferença significativa entre os três sistemas quanto à incidência de fratura.

2.6.3. Fratura e Vida em Fadiga das Limas

O principal problema associado ao uso da instrumentação rotatória com limas de NiTi é o risco de fratura inerente ao próprio uso. Além de serem submetidas a uma tensão por torção, estas limas trabalham em fadiga por flexão. É importante salientar

que as limas estão expostas a soluções que podem ocasionar corrosão durante a instrumentação.

SPILI *et al.* (2005) avaliaram a incidência de fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi num universo de 5.130 casos clínicos, onde 4,4% dos casos apresentaram fratura de lima. Houve uma maior incidência em molares superiores e inferiores, sendo que o terço apical foi o mais acometido. Nos casos que apresentavam lesão periapical e fratura de instrumento observou-se uma taxa de 13,3% de insucesso, após um ano de acompanhamento.

SOTOKAWA (1988) analisou as causas de fratura de limas através de fractografia por microscopia eletrônica de varredura. Em seu estudo, limas de aço inoxidável previamente utilizadas na prática clínica diária foram examinadas, além de limas ensaiadas e fraturadas em laboratório por torção e por fadiga em flexão. O autor concluiu que algumas limas sofrem deformação plástica antes da fratura, enquanto outras não apresentam qualquer sinal de deformação associada a este incidente. Outra observação foi a de que a fratura pode ocorrer devido a dois tipos principais de tensão: tensão por flexão e tensão por torção. A deformação observada ocorreu devido a um carregamento em torção excessivo das limas. Entretanto, nos casos onde não há deformação plástica, a fratura provavelmente ocorreu devido à fadiga do instrumento.

SATTAPAN *et al.* (2000b) avaliaram o tipo e a frequência de defeitos em limas de NiTi provenientes do uso na prática clínica diária. Constataram que quase 50% das limas apresentavam algum tipo visível de defeito. Os autores consideraram a fratura como um tipo de defeito. Observaram que 21% das limas estavam fraturadas e 28% mostraram outros defeitos diferentes de fratura. Segundo os autores, 55,7% das fraturas foram originadas por torção, enquanto a fratura por flexão ocorreu em 44,3%

dos casos. Os resultados sugerem que a fratura por torção, que deve ser causada pela aplicação de força excessiva no sentido apical da raiz durante a instrumentação, ocorreu com maior frequência do que a fratura por flexão, que deve ser causada pelo uso em canais curvos.

ALAPATI *et al.* (2005) examinaram numerosas limas rotatórias de NiTi ProFile GT, ProFile, e ProTaper descartadas por dois endodontistas em sua prática clínica. A observação foi feita através de microscopia eletrônica de varredura. Os autores observaram que, em geral, a superfície de fratura dos instrumentos apresentou natureza dúctil, com presença de “dimples” e deformação permanente prévia. Na superfície de fratura de algumas limas puderam ser observados, simultaneamente, sinais de fratura transgranular e de fratura intergranular.

Ainda neste estudo (ALAPATI *et al.*, 2005), os autores fazem a suposição de que a fratura de limas rotatórias de NiTi é causada, na maioria das vezes, por um único incidente de sobrecarga, que causa a fratura dúctil, durante a instrumentação. Ressaltam ainda que o número de ciclos durante o uso clínico rotineiro é insuficiente para causar a fratura por fadiga. Cabe salientar que os autores consideraram apenas a fadiga por flexão, sendo que na realidade as tensões aplicadas sobre as limas não são isoladas.

CHEUNG *et al.* (2005) realizaram a análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de limas endodônticas rotatórias ProTaper S1 de NiTi fraturadas durante a prática clínica. Das 27 limas observadas, 9 apresentaram o padrão mostrado na Figura 17, descrito como fratura por cisalhamento; e 18 foram classificadas pelos autores como limas fraturadas por fadiga (Figura 18). Poucas limas apresentaram trincas que não se comunicam com a superfície lateral do instrumento (Figura 19).

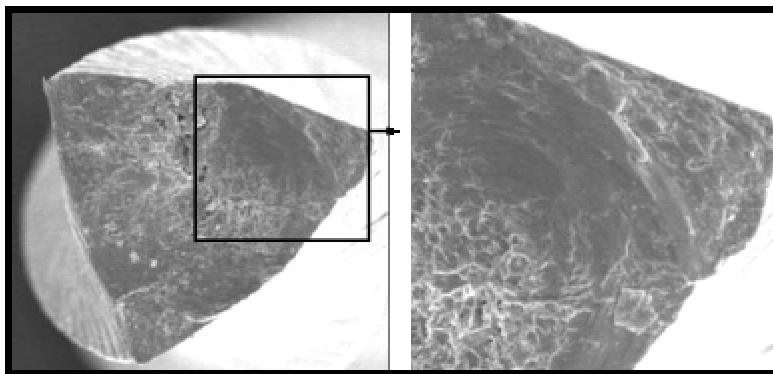


Figura 17 – Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando a presença de marcas circulares de abrasão e a ausência de estrias de fadiga (CHEUNG *et al.*, 2005).

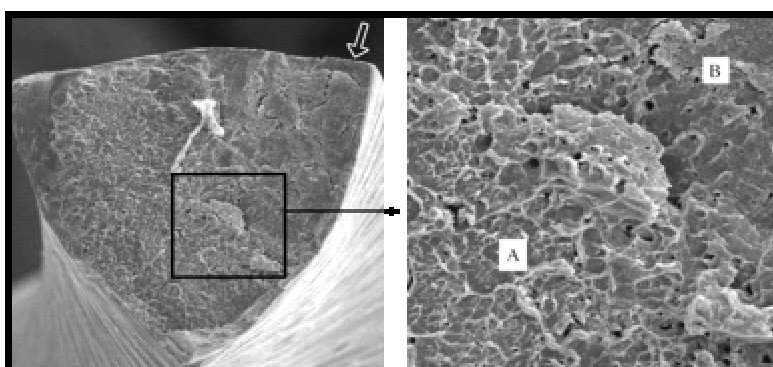


Figura 18 – Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando, à esquerda, a iniciação da trinca na região periférica do instrumento, e à direita, um aumento maior da região central mostrando a presença de dimples (A) e uma parte da região de propagação da trinca (B) (CHEUNG *et al.*, 2005).

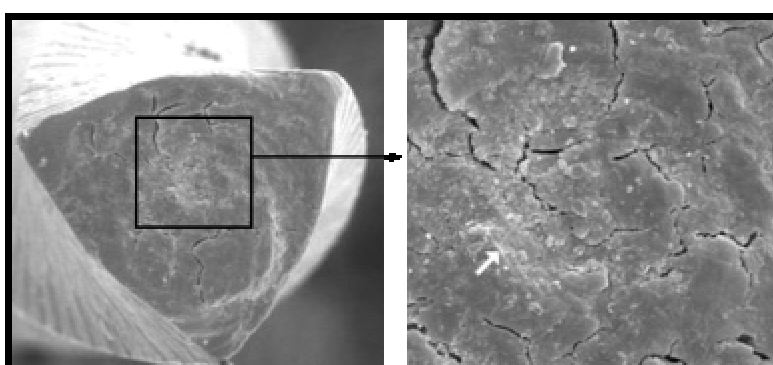


Figura 19 – Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando, à esquerda, trincas na porção central que não se estendem até a superfície lateral do instrumento, e à direita, em um aumento maior, os autores se referem ao detalhe como sendo estrias de fadiga (CHEUNG *et al.*, 2005).

Os autores (CHEUNG et al., 2005) concluíram que a fadiga parece ser um fator importante na fratura de instrumentos rotatórios durante o uso clínico.

SPANAKI-VOREADI *et al.* (2006) avaliaram o mecanismo de fratura de limas rotatórias ProTaper de NiTi fraturadas sob condições clínicas. 46 limas que apresentaram defeitos durante o uso clínico foram observadas com um aumento de 5 vezes e classificadas em plasticamente deformadas e não fraturadas, fraturadas com deformação plástica, e fraturadas sem deformação plástica. Os resultados desta avaliação macroscópica estão presentes na Figura 20. A análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura das limas fraturadas pode ser observada nas Figuras 21 e 22. Segundo os autores, as estrias observadas na Figura 22 representam a única evidência associada ao mecanismo de fadiga dentre todas as limas analisadas. Os autores concluem que um único incidente de sobrecarga que causa fratura dúctil de limas ProTaper é o mecanismo de fratura mais comumente encontrado em condições clínicas, de acordo com os resultados observados.

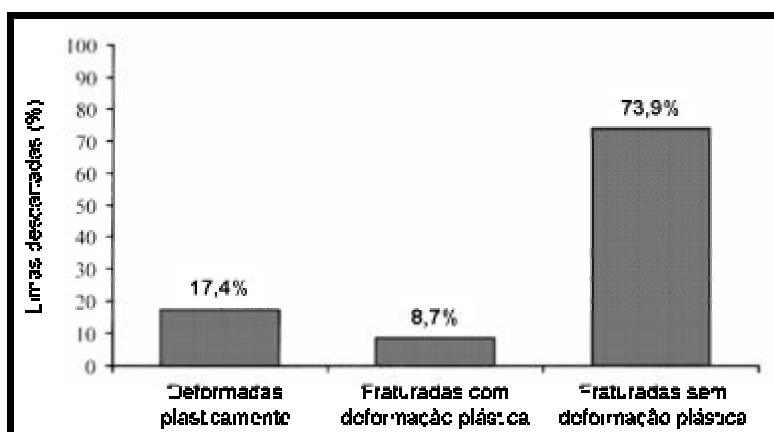


Figura 20 – Distribuição percentual de limas ProTaper descartadas após o uso clínico. A maior parte dos instrumentos fraturou sem evidência de deformação plástica macroscópica (SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2005).

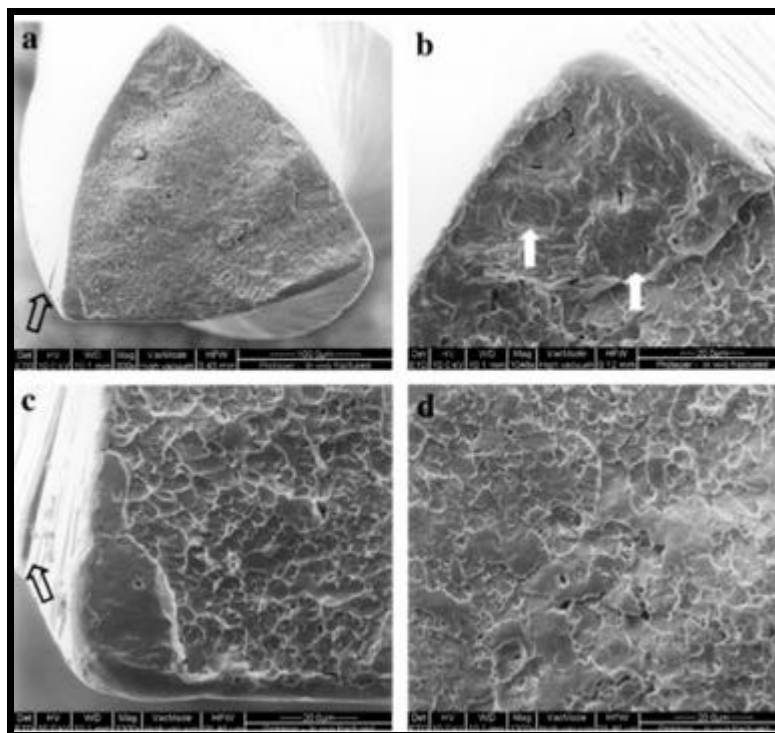


Figura 21 – Fratografia de uma lima ProTaper mostrando a) a superfície completa de fratura e o detalhe de uma trinca secundária, b) um aumento maior da superfície próximo ao fio de corte com o detalhe, segundo os autores, de típicas linhas de deformação, c) um aumento maior da diferença de planos existente próximo ao fio de corte, com o detalhe de uma trinca secundária, d) um aumento maior da área central, com uma região marcada pela presença de dimples e outra, segundo os autores, característica de cisalhamento (SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2005).

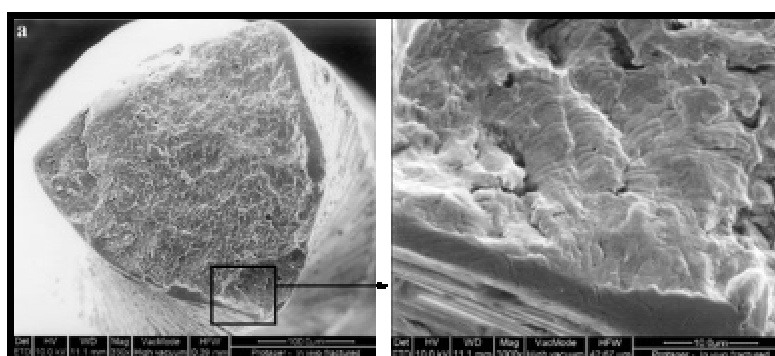


Figura 22 – Fratografia de uma lima ProTaper mostrando, à esquerda e segundo os autores, um padrão dúctil, e à direita, o detalhe da região adjacente ao fio de corte, com a presença, também de acordo com os autores, estrias de fadiga (SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2005).

YARED *et al.* (2001) avaliaram a influência da habilidade do profissional em fraturas de limas. Três profissionais com diferentes níveis de experiência foram comparados. O grupo relativo ao profissional menos experiente apresentou um maior número de instrumentos fraturados. Fraturas, deformações e travamentos de instrumentos não ocorreram com os profissionais mais experientes. Os autores concluíram que o treinamento pré-clínico na utilização de limas ProFile rotatórias de NiTi é fundamental na prevenção de fraturas e na redução de travamento e deformação de instrumentos. Portanto, uma das causas do alto índice de fraturas de limas existente atualmente pode ser o uso destes instrumentos por profissionais que não receberam treinamento adequado.

WALIA *et al.* (1988) testaram mecanicamente limas endodônticas de NiTi de três maneiras: flexão e torção. A Figura 23 mostra as curvas referentes aos ensaios realizados. Os resultados mostram que as limas de NiTi apresentam uma capacidade de se deformar elasticamente significativamente maior em relação às limas de aço inoxidável, em todos os testes realizados. As limas de NiTi também apresentaram resistência à fratura em torção consideravelmente maior que a das limas de aço inoxidável. A porção relativa ao regime plástico de ambas as curvas é bastante extensa e praticamente horizontal. Isto indica que a região apical de ambas as limas pode ser submetida a uma significativa deformação permanente por torção antes da fratura.

As curvas relativas aos ensaios de carregamento em flexão indicam que a deformação permanente dos 3 mm apicais das limas de aço inoxidável se inicia a um ângulo de aproximadamente 30°. A região apical das limas de NiTi consegue atingir uma deformação elástica extremamente grande, que chega a atingir ângulos de até 90°. Esses dados foram confirmados por observação visual das limas de NiTi após o

descarregamento. Os autores concluíram que as limas de NiTi apresentam propriedades mecânicas superiores em relação às limas de aço inoxidável. A grande capacidade de se deformar elasticamente dessas limas se deve ao seu módulo de elasticidade (WALIA et al., 1988).

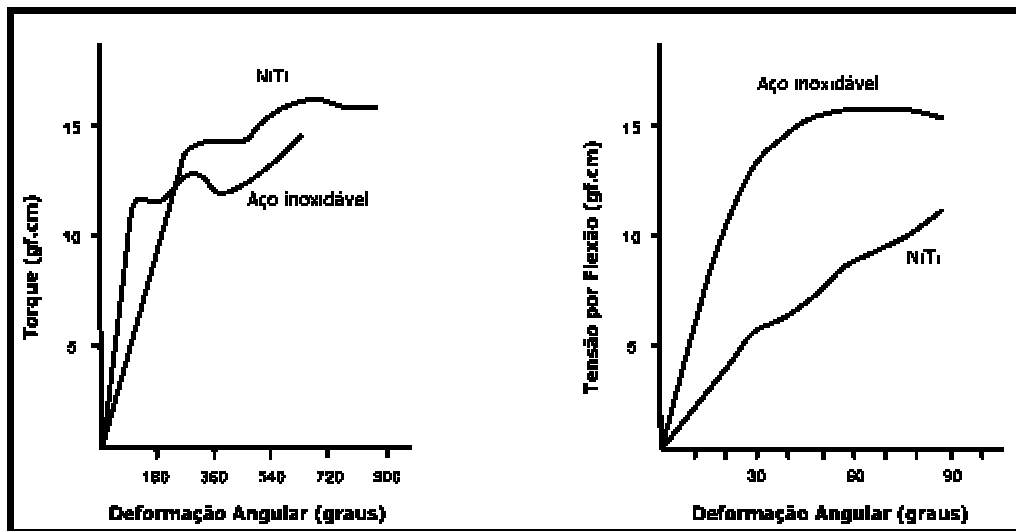


Figura 23 – Curvas de carregamento em torção (à esquerda) e flexão (à direita) de limas de NiTi e de aço inoxidável. Os ensaios foram realizados com limas nº 15 com seção transversal triangular (WALIA et al., 1988).

WALIA et al. (1989) compararam as limas de NiTi com as limas de aço inoxidável, quanto ao comportamento em torção e a eficiência de corte. Observaram que, tanto nos ensaios de torção no sentido horário quanto no sentido anti-horário, as limas de NiTi apresentaram deformação permanente de aproximadamente uma volta e meia, comparado a apenas meia volta apresentada pelas limas de aço.

PRUETT et al. (1997) avaliaram a vida em fadiga das limas endodônticas de níquel-titânio não só segundo a Norma 28 (ADA / ANSI), mas considerando também a angulação e o raio de curvatura envolvidos no processo. Durante os ensaios de fadiga sob flexão, foi aplicado um torque de $9,8 \times 10^{-3}$ N.cm na ponta da lima, simulando a pressão exercida durante a instrumentação. Este torque foi aplicado através de um

dinamômetro, sendo mantido constante durante os ensaios (Figura 24). As angulações utilizadas foram 30°, 45°, 60°. Os raios de curvatura foram 2 mm e 5 mm. Os autores optaram por trabalhar apenas com as limas #30 e #40 do sistema Lightspeed. As velocidades escolhidas foram 750 rpm, 1300 rpm e 2000 rpm.

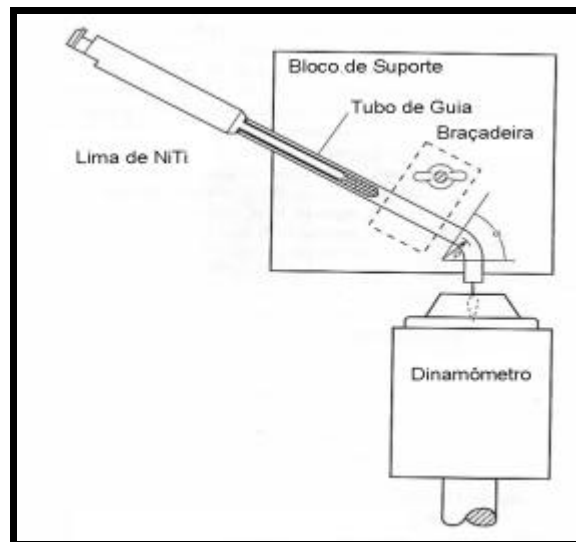


Figura 24 – Dispositivo de teste utilizado nos testes de fadiga sob flexão realizados por PRUETT *et al.* (1997). O dinamômetro permite a rotação da lima flexionada, aplicando um torque para simulação do uso clínico.

Foi constatado que a fratura ocorre sempre no ponto de maior curvatura, que corresponde ao ponto de maior amplitude de deformação. Desta forma, um elevado número de ciclos aliado a uma amplitude suficiente de deformação sugere que a fratura ocorra por fadiga. Os instrumentos não fraturados mostraram-se normais sob uma análise a olho nu e sob análise por microscopia eletrônica de varredura - MEV - quando não flexionados. Contudo, quando esses mesmos instrumentos foram analisados ao MEV sob flexão, trincas puderam ser observadas, estando associadas aparentemente a defeitos na superfície (PRUETT *et al.*, 1997).

A Figura 25 mostra o padrão de fraturação observado para os instrumentos ensaiados. Segundo os autores, a fraturação dos instrumentos mostrou os estágios de

iniciação e propagação da trinca, e ruptura final, característicos da fratura por fadiga. O estágio I, de iniciação e crescimento da trinca, foi caracterizado por uma área lisa na periferia da face de fratura. O estágio II, de propagação da trinca, foi caracterizado tipicamente por estrias, sendo que cada estria representa a progressão da trinca durante um ciclo. A trinca propagou-se da periferia para o centro do instrumento. O estágio III, de ruptura dúctil final, foi observado no centro da superfície de fratura, mostrando formações ovóides e dimples (PRUETT *et al.*,1997).

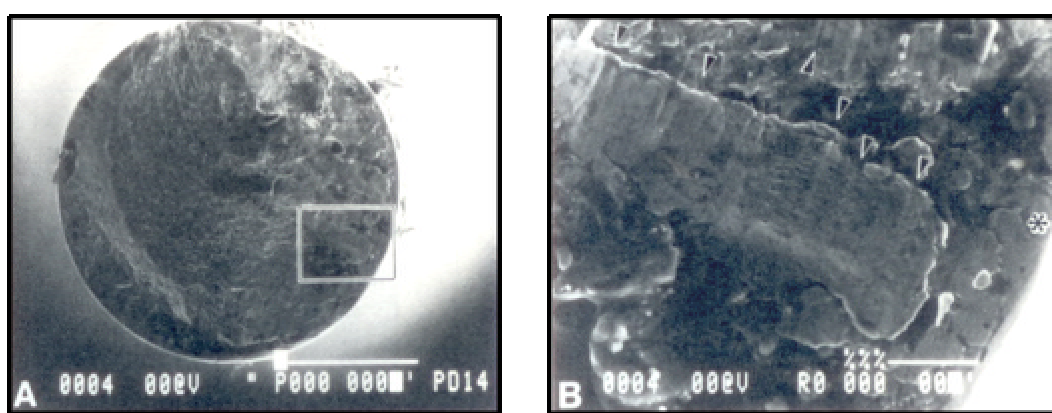


Figura 25 – Microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de uma lima ensaiada em fadiga. Em “A”, o aumento de 300x e, em “B”, o aumento de 1900x da área evidenciada em “A”. Segundo os autores, o asterisco em “B” indica a área de nucleação da trinca na periferia, e as setas apontam estrias referentes à propagação da trinca; na área central de “A” pode ser observada a ruptura final dúctil (PRUETT *et al.*, 1997).

Os autores relacionaram angulação do conduto, diâmetro do instrumento e raio de curvatura com fratura dos instrumentos da seguinte forma: quanto maior o diâmetro do instrumento, menor o raio de curvatura, ou maior a angulação do canal radicular, menor o número de ciclos necessários para ocorrer fratura por fadiga durante a instrumentação. O estudo também mostra que a frequência não altera significativamente o número de ciclos para a fratura (PRUETT *et al.*,1997).

ZELADA *et al.* (2002) trabalharam com canais de dentes extraídos de angulações menores e maiores que 30°. Este estudo mostra que o risco de fratura por fadiga de um instrumento, em canais com curvaturas maiores que 30° e raio de curvatura pequeno, é maior em comparação a canais retos ou com curvatura discreta.

Para SATTAPAN (2000b) instrumentos de maior calibre são mais suscetíveis à fratura por fadiga do que os de menor calibre. O inverso é verdadeiro para fratura por torção.

Os estudos de MIZE *et al.* (1998) e YARED *et al.* (2000) avaliaram o efeito de tratamentos térmicos sob a forma de esterilização em estufa ou autoclave como forma de aumentar a vida em fadiga do níquel-titânio. Embora estes autores tenham chegado à conclusão de que esse processo não é efetivo nesse sentido, YARED *et al.* (2000) relatam a possibilidade de durante a esterilização em autoclave processos corrosivos atuarem aumentando o risco de fratura.

YAO *et al.* (2006) compararam a resistência à fadiga de três diferentes tipos de limas endodônticas rotatórias de NiTi. Os autores trabalharam com quatro tamanhos de limas ProFile, quatro tamanhos de limas K3, e dois tamanhos de limas RaCe. As limas foram ensaiadas em um tubo de aço inoxidável com angulação de 60° e raio de curvatura de 5 mm. Os autores não mencionaram qual parte da lima foi submetida à flexão no interior do tubo. A velocidade de rotação utilizada foi 300 rpm, com uma movimentação axial constante de 3 mm de amplitude. O número de ciclos para a fratura foi calculado e foi feita a análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) para definir os padrões de fratura.

Os resultados mostram que as limas K3 25.04 foram significativamente mais resistentes à fadiga em comparação aos outros grupos. Na categoria 25.04, as limas K3 foram mais resistentes à fratura em relação às limas ProFile e RaCe. No grupo de

limas 25.06, as limas K3 e ProFile se mostraram mais resistentes do que as limas RaCe. A análise por MEV (Figura 26) mostra numerosos dimples na superfície de fratura, sendo que características de fratura frágil também foram observadas (YAO *et al.*, 2006).

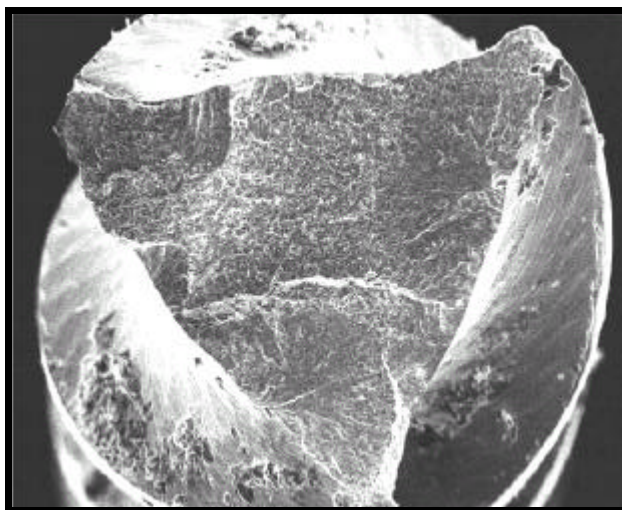


Figura 26 – Fratografia por microscopia eletrônica de varredura de uma lima ProFile submetida ao ensaio de fadiga (YAO *et al.*, 2006).

BLUM *et al.* (1999) trabalharam com canais retos ou com discretas curvaturas de dentes extraídos humanos. A instrumentação foi realizada de acordo com as seqüências clínicas de duas diferentes técnicas e as forças desempenhadas por cada instrumento foram analisadas detalhadamente durante a instrumentação. Neste trabalho, os valores de torque medidos para limas ProFile de NiTi durante a instrumentação variaram de 7×10^{-5} a 12×10^{-5} Nm na técnica escalonada e de 18×10^{-5} a 20×10^{-5} Nm na a técnica *Crown-down*. Os valores de força vertical aplicada sobre os instrumentos variaram entre 4 e 6 N, e entre 2,9 e 4,2 N, respectivamente.

BLUM *et al.* (2003) utilizaram a mesma metodologia para trabalhar com limas ProTaper. Os valores de torque registrados em canais estreitos variaram entre 80 (± 24) gf.cm e 150 (± 45) gf.cm, dependendo do diâmetro e conicidade dos

instrumentos. Em canais amplos, estes valores variaram entre 31 (± 9) gf.cm e 96 (± 35) gf.cm. Neste trabalho, os autores propuseram um Fator de Segurança (SQ) a ser utilizado na prevenção da fratura dos instrumentos. O valor SQ consiste na razão entre o valor de torque necessário para a fratura de um determinado instrumento e o valor médio de torque registrado para este mesmo instrumento durante a instrumentação. Valores de SQ maiores que 1 sugerem que o instrumento trabalhará de maneira segura, já valores menores que 1 sugerem que há uma predisposição à fratura.

SATTAPAN *et al.* (2000a) trabalharam de maneira semelhante aos estudos de BLUM *et al.* (1999 e 2003), exceto pelas limas Quantec Series 2000 e pela técnica de instrumentação aplicada. A força vertical registrada foi em geral baixa, não excedendo 150 gf. Os valores de torque variaram de acordo com a conicidade e diâmetro na ponta da lima, e com o diâmetro do canal. Os instrumentos de conicidade 0.05 e 0.06 apresentaram os valores mais altos de torque, que eram maiores em canais constrictos do que em canais médios. O torque no momento da fratura foi significativamente maior do que o torque gerado durante a instrumentação, apesar de ter sido bastante variada esta diferença.

Um estudo semelhante aos de SATTAPAN *et al.* (2000a) e BLUM *et al.* (1999) foi aquele realizado por BARBAKOW & PETERS (2002), que também registraram os valores de torque durante a instrumentação de canais retos ou levemente curvos ($13,2^\circ \pm 5,3$) de dentes extraídos, usando limas ProFile de diâmetro 15-60 e conicidade de 0,04, utilizando a técnica *Crown-down*. Além de registrarem estes valores, os autores compararam os valores de torque encontrados para canais curvos e para canais retos em canais simulados em blocos de resina. Os canais simulados em resina apresentavam uma curvatura de 50° com um raio de curvatura de 6,5 mm. Os resultados deste estudo mostram, em média, os valores de 25 N.mm e 14 N.mm em blocos de resina e dentes naturais respectivamente (Figura 27).

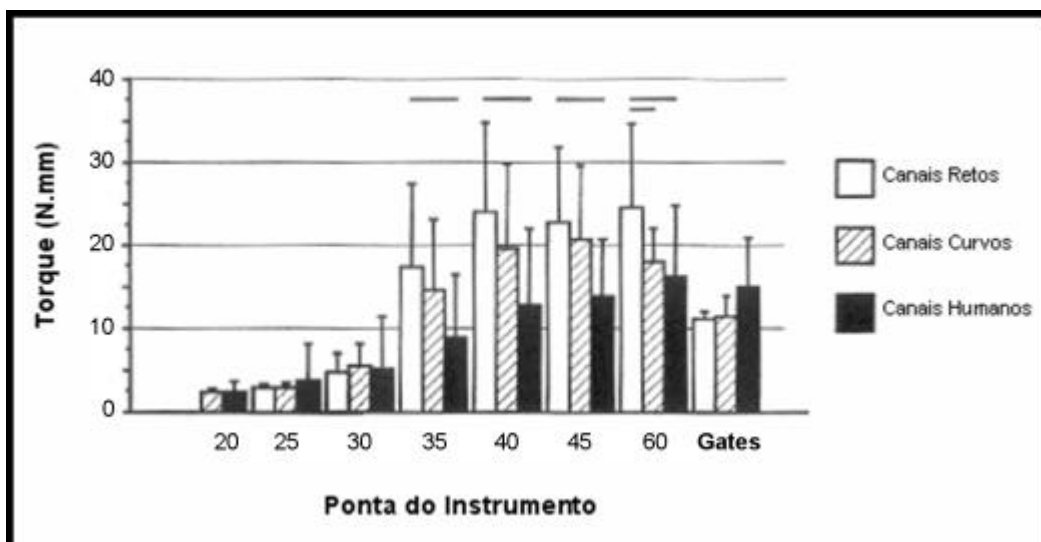


Figura 27 – Valores de torque gerados durante a instrumentação com diversas limas do tipo ProFile (BARBAKOW & PETERS, 2002).

Os maiores valores de torque foram registrados para os instrumentos de maior calibre, enquanto os menores valores corresponderam aos instrumentos mais finos. Os valores de torque registrados no momento da fratura variaram de 3,7 a 32,3 N.mm, de acordo com o tipo de canal (BARBAKOW & PETERS, 2002).

YARED *et al.* (2001) avaliaram a influência do torque em falhas de limas ProFile. Foram utilizadas limas rotatórias de NiTi ProFile, de diâmetro 15-40 e conicidade de 0,06. A técnica utilizada foi a *Crown-down* e os preparos foram feitos em 100 canais de primeiros molares humanos extraídos. O torque foi selecionado a 20, 30 e 55 N.cm e a velocidade foi mantida em 150 rpm. Nenhuma fratura, nem deformação e nem travamento foi observado durante o uso destes instrumentos.

BERUTTI *et al.* (2004) também estudaram a influência do valor limite para o controle de torque sobre a taxa de fratura, porém trabalhando com limas ProTaper de NiTi. Os resultados mostraram que a limitação em torques mais elevados (6,80 N.cm) sobre as limas S2, F1 e F2 proporcionou o uso destas em um número significativamente maior de canais antes que ocorresse a fratura, em comparação aos

valores menores de torque (1,36 a 2,72 N.cm). Segundo os autores, essa observação provavelmente se dá pelo aumento de pressão vertical pelo operador durante a instrumentação com torques mais baixos.

Numerosos trabalhos têm sido feitos com o intuito de avaliar a influência dos esforços de flexão e torção sobre um mesmo instrumento (YARED *et al.*, 1999, 2000 e 2003, GAMBARINI, 2001, BOOTH *et al.*, 2003, ULTMANN & PETERS, 2005).

YARED *et al.* (1999) ensaiaram limas ProFile após o uso clínico simulado e esterilização. A simulação do uso clínico foi feita através da instrumentação de canais mesiais de molares inferiores com irrigação de hipoclorito de sódio a 2,5%. A esterilização foi feita antes de cada uso em estufa a 160°C por 2h. Foram formados 3 grupos. Os grupos 1 e 2 foram utilizados para preparar 5 e 10 canais, respectivamente. O grupo 3 não recebeu simulação de preparo nem foi exposto a hipoclorito de sódio. Numa etapa seguinte, os três grupos foram submetidos ao teste de fadiga. Para isso foi utilizado um tubo metálico com uma angulação de 90° e raio de curvatura de 2 mm, no interior do qual a lima sofreu rotação por intermédio de um motor Maillefer TC3000 a 150rpm. Os autores nesse trabalho não fazem nenhuma alusão ao atrito entre a lima e as paredes do tubo metálico.

Os resultados mostram que o uso clínico simulado em presença de NaClO e a esterilização a seco não causaram uma redução no número de ciclos necessários para a fratura das limas durante o ensaio de fadiga. Os autores atribuem estes resultados à não reprodutibilidade do ensaio de fadiga em relação ao uso em canais radiculares, principalmente em relação à curvatura. Assim, as grandes tensões aplicadas durante o ensaio de fadiga minimizam os efeitos gerados nas etapas anteriores (YARED *et al.*, 1999).

YARED *et al.* (2000) avaliaram a influência do uso clínico de limas ProFile, de acordo com a técnica *Crown-down*, sobre a fadiga por flexão ensaiada laboratorialmente. Limas 40 – 15 com conicidade 0.06 foram utilizadas na instrumentação de molares na prática clínica e, posteriormente, ensaiadas em fadiga sob flexão com ângulo de curvatura de 90° até a ruptura. Um grupo de limas como recebidas foi utilizado como controle, sendo apenas submetido ao mesmo ensaio de fadiga sob flexão. Os autores relatam que apesar de o número de ciclos para a fratura de cada calibre de lima do grupo experimental ser menor em relação ao grupo controle, nenhuma diferença estatística foi encontrada.

GAMBARINI (2001) também avaliou a influência do uso clínico de limas ProFile, de acordo com a técnica *Crown-down*, sobre a fadiga por flexão ensaiada laboratorialmente. Um grupo de limas foi utilizado clinicamente com um motor limitador de torque em valores elevados e o outro com um motor limitador de torque em valores mais baixos. Os autores não indicam os valores de torque utilizados no estudo. Os dois grupos de limas, bem como um terceiro grupo composto de limas novas, foram ensaiados em fadiga por flexão a um raio de curvatura de 5 mm. Os resultados mostram que ambos os grupos de limas usadas resistiram a um número menor de ciclos em relação ao grupo de limas novas. Além disso, os autores observaram uma diferença significativa entre os dois grupos de limas usadas, concluindo que a limitação a valores mais baixos de torque proporcionou uma maior resistência à fadiga por flexão. Estes valores tendem a garantir um maior tempo de vida em fadiga dos instrumentos endodônticos na prática clínica.

YARED *et al.* (2003) trabalharam com limas rotatórias K3 de NiTi e compararam os valores de torque registrados no momento da fratura para limas novas e limas previamente ensaiadas. A relação entre o tamanho do instrumento e o torque atingido na fratura também foi analisada. Estes autores utilizaram limas K3 de

conicidade 0.06 e tamanhos 15-40, de acordo a técnica *Crown-down*, para preparar canais simulados em blocos de resina (curvatura de 45°) a uma velocidade de 300 rpm. Foram realizados ensaios de carregamento em torção com estas limas, bem como com limas novas equivalentes. Os valores de torque e ângulo de rotação no momento da fratura foram registrados. A média e o desvio padrão dos valores de torque registrados pelos autores no momento da fratura estão presentes na tabela 7.

Tabela 7 – Média e desvio padrão dos valores de torque registrados no momento da fratura (YARED *et al.*, 2003).

Valores de Torque (gf.cm) e SD na Fratura		
<i>Calibres</i>	<i>Limas Novas</i>	<i>Limas Usadas</i>
15.06	7,68 (0,45)	6,78 (0,49)
20.06	8,28 (0,46)	6,78 (0,48)
25.06	9,20 (0,42)	9,16 (0,33)
30.06	11,81 (0,38)	11,12 (0,57)
35.06	13,65 (0,40)	12,31 (0,22)
40.06	18,07 (0,89)	15,80 (0,52)

Estes resultados mostram que as limas usadas apresentaram valores mais baixos de torque no momento da fratura em comparação às limas novas. Uma relação linear entre o torque e o calibre da lima pôde ser observada pelos autores, sendo que esta relação é válida tanto para as limas novas quanto para as usadas. Os ângulos de rotação atingidos também foram significativamente diferentes entre os diversos calibres de limas, sendo que os valores registrados para limas usadas foram mais baixos. Os autores concluíram que o torque e o ângulo de rotação atingidos na fratura são significativamente afetados pelo uso repetido das limas em canais simulados curvos (YARED *et al.*, 2003).

BOOTH *et al.* (2003) realizaram ensaios de carregamento em torção em limas ProFile de NiTi submetidas a diferentes curvaturas (50° com raio de 3 mm e 50° com raio de 5 mm). Os autores encontraram uma diferença significativa entre a curvatura

aguda e a gradual, requerendo esta última, um torque maior para a fratura. As limas de menor calibre fraturaram com um torque menor em relação às de maior calibre.

ULTMANN & PETERS (2005) trabalharam com limas ProTaper, submetendo-as a 30, 60 e 90% do número ciclos necessários para causar a fratura por fadiga, com uma curvatura de 90° e 5mm de raio. As limas ensaiadas em fadiga foram levadas, então, ao ensaio de carregamento em torção. Os resultados mostram que os esforços aos quais foram submetidas as limas, previamente aos ensaios de torção, levaram a uma diminuição no torque necessário para a fratura nos instrumentos de preparo apical.

2.6.4. Influência da Velocidade de Rotação sobre a Fratura

A influência da velocidade de rotação sobre a distorção e fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi tem sido estudada por diversos autores (GABEL *et al.*, 1999, DAUGHERTY *et al.*, 2001, YARED *et al.*, 2001, ZELADA *et al.*, 2002, BORTNICK *et al.*, 2001, KARAGÖZ-KÜÇÜKAY *et al.*, 2003).

GABEL *et al.* (1999) trabalharam com canais de dentes humanos extraídos com ângulos de curvatura variando entre 30° e 60°. As limas foram ensaiadas em motores acionados a ar comprimido, a velocidades de 166,67 e 333,33 rpm. Os resultados mostram que as taxas de fratura e de deformação são quatro vezes maiores na velocidade de 333,33 rpm em relação à velocidade de 167,67 rpm. Os autores relatam que a utilização de velocidades mais baixas de rotação tende a aumentar a vida útil dos instrumentos, diminuir a sobrecarga, e prevenir problemas no tratamento. Nenhuma observação foi feita por estes autores em relação ao número de ciclos aplicados durante os ensaios.

YARED *et al.* (2001) avaliaram a influência da velocidade de rotação em falhas de limas ProFile em velocidades de 150, 250 e 350 rpm. 100 canais foram instrumentados em cada grupo. Os resultados mostram que apenas um instrumento foi deformado no grupo de velocidade 150 rpm. Uma alta incidência de deformações, fraturas e travamentos foi constatada no grupo de velocidade 350 rpm. Uma diferença significativa foi observada entre os grupos com velocidades de 150 e 350 rpm, mas nenhuma diferença entre 150 e 250 rpm quanto a fratura de instrumentos.

DAUGHERTY *et al.* (2001) trabalharam com canais de dentes humanos extraídos e não encontraram diferença significativa entre as velocidades de rotação de 150 e 350 rpm. Segundo estes autores, ambas as velocidades podem ser consideradas seguras, sendo o limite de torque determinado pela sensibilidade tátil do operador.

Estes resultados são compatíveis com aqueles de ZELADA *et al.* (2002), que trabalharam com canais de angulações maiores que 30° e não encontraram diferença estatisticamente significativa entre as velocidades de rotação de 150, 250 e 350 rpm. De acordo com este estudo, a velocidade de rotação não pode ser considerada um fator independente, mas sim um fator relacionado à curvatura do canal.

BORTNICK *et al.* (2001) mostraram que não há diferença significativa entre a utilização de motores elétricos e motores acionados a ar comprimido sobre a deformação e a fratura de limas de NiTi. Neste estudo, as limas foram ensaiadas em canais radiculares humanos com ângulos de curvatura variando entre 30° e 60°. As velocidades aplicadas nos motores citados foram, respectivamente, 150 rpm e 166,67 rpm.

KARAGÖZ-KÜÇÜKAY *et al.* (2003) trabalharam com limas endodônticas HERO 642 acionadas a um motor limitador de torque na instrumentação de canais

mesiais de molares inferiores. O valor de torque selecionado foi 1 N.cm, e as velocidades utilizadas foram 300, 400 e 600 rpm. Não houve fratura de lima em nenhum dos grupos, provavelmente devido ao controle de torque. Os autores também mostraram que a velocidade de rotação não influi de forma significativa sobre o preparo do canal com limas endodônticas HERO 642.

2.6.5. Influência da Corrosão sobre a Fratura

YOKOYAMA *et al.* (2004) realizaram ensaios de carregamento contínuo em fios de NiTi, em presença de hipoclorito de sódio a 0.1, 1.0 e 5.0%. Os resultados mostraram que o tempo necessário para a fratura foi reduzido quando a tensão aplicada excedeu a tensão crítica para a transformação martensítica. A fratura da liga ocorreu em um tempo curto, inclusive quando a concentração da solução era baixa. Foi observado que a fratura foi principalmente causada pela dissolução do níquel na solução. Os autores concluíram que uma das causas de fratura de instrumentos de NiTi durante o uso clínico é a corrosão sob tensão aplicada acima da tensão crítica para a transformação martensítica em soluções de NaClO.

BUSSLINGER & BARBAKOW (1998) avaliaram a corrosão de limas endodônticas provocada pelo hipoclorito de sódio, com concentrações variando de 0,5% a 5,5%. A lima utilizada foi a do sistema *Lightspeed*. O método utilizado para a definição das quantidades liberadas de níquel e titânio foi a absorção atômica (graphite tube atomic absorption spectrometer (ETV-AAS) with Zeeman background correction (Varian, SpectrAA-400)). A concentração do íon titânio variou de 10 ($\pm$ 9) pg g⁻¹ para 25 ($\pm$ 20) pg g⁻¹ ao final de 1h de imersão em NaClO 1%. E para 1h de imersão em NaClO 5% esse valor foi calculado em uma diferença de 0,9 ($\pm$ 0,1) µg.. Os autores concluíram que, quanto ao titânio, a quantidade de íons liberada é clinicamente insignificante, pois as limas costumam trabalhar em um tempo muito

menor que 1h (raramente passam de 1 minuto). Quanto ao níquel, as quantidades liberadas foram tão ínfimas que não puderam ser determinadas com precisão.

COSTA *et al.* (2000) compararam a resistência à corrosão por pite dos instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio Quantec series 2000, Pow-r e ProFile, bem como a morfologia desta corrosão. Os instrumentos foram submetidos à instrumentação com hipoclorito de sódio 1% e autoclavagem entre os preparos. Cada instrumento foi posicionado no interior de uma célula de polarização eletroquímica contendo NaClO a 1%. A partir deste circuito foi determinada a variação do potencial de corrosão, até 20 min de imersão, de cada amostra e em seguida, fez-se a polarização potenciodinâmica para a determinação dos potenciais de pite. Os instrumentos foram examinados em microscópio eletrônico de varredura a fim de determinar os aspectos morfológicos da corrosão. Os resultados mostram que ocorreu corrosão por pite em todos os instrumentos estudados. Concluiu-se que não há diferença significativa entre as marcas, quanto à resistência à corrosão.

DARABARA *et al.* (2004) avaliaram o comportamento de limas endodônticas de NiTi em solução de NaClO através de polarização potenciodinâmica cíclica. As limas foram processadas para que todas as superfícies apresentassem um mesmo padrão de rugosidade e acabamento. O padrão de curva de polarização cíclica obtida pode ser observado na Figura 28. A partir do critério de interpretação das curvas de polarização potenciodinâmica adotado, os autores concluíram que o NiTi não foi suscetível a corrosão por pite nem por crêvice nesta solução.

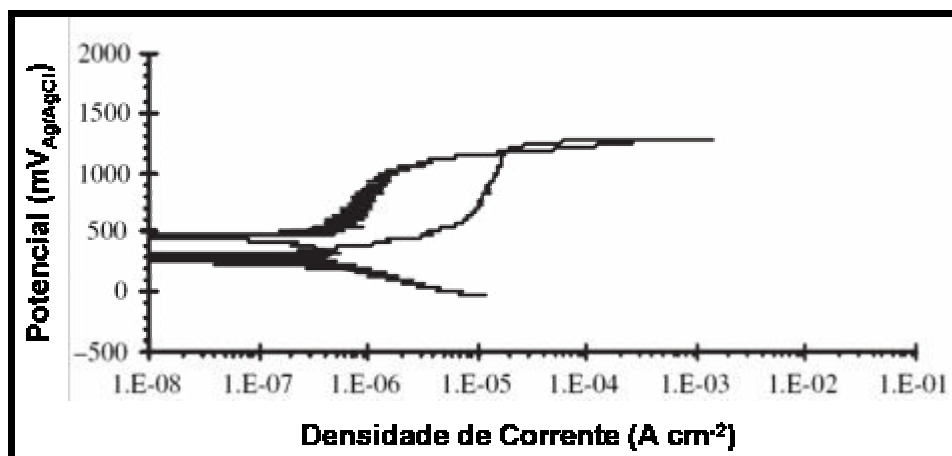


Figura 28 – Padrão de curva de polarização potenciodinâmica cíclica encontrado para o NiTi em solução de NaClO (DARABARA *et al.*, 2004).

SVEC & POWERS (2002) examinaram limas endodônticas rotatórias de NiTi antes e após o uso em condições controladas. Após a utilização de instrumentos em canais curvos (entre 20° e 50°), estes apresentaram sinais de pites e trincas. Os valores de torque registrados no momento da fratura de instrumentos novos e usados, entretanto, não apresentaram diferença significativa.

2.6.6. Influência do Acabamento Superficial sobre a Vida em Fadiga

SILVA (2004) avaliou a influência de um tratamento superficial por processo eletroquímico nas propriedades em fadiga das limas de níquel-titânio. A eficiência do tratamento no que se refere ao número de ciclos das limas até a fratura foi avaliada, e atenção foi dada às variações na eficiência de corte das limas quando submetidas ao mesmo tratamento. As condições nas quais o polimento eletrolítico foi aplicado foram definidas a partir de ensaios para curva de polarização anódica. A Figura 29 nos mostra a curva de polarização anódica do níquel-titânio na solução eleita para o polimento. A solução utilizada foi: 2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético. O pH da solução era igual a 1,1 pH. As áreas do corpo de prova 1 (CDP1) e do corpo de prova

2 (CDP2) eram iguais a $0,22 \text{ cm}^2$. O potencial de corrosão da liga neste eletrólito é de -334 mV_{ECS}.

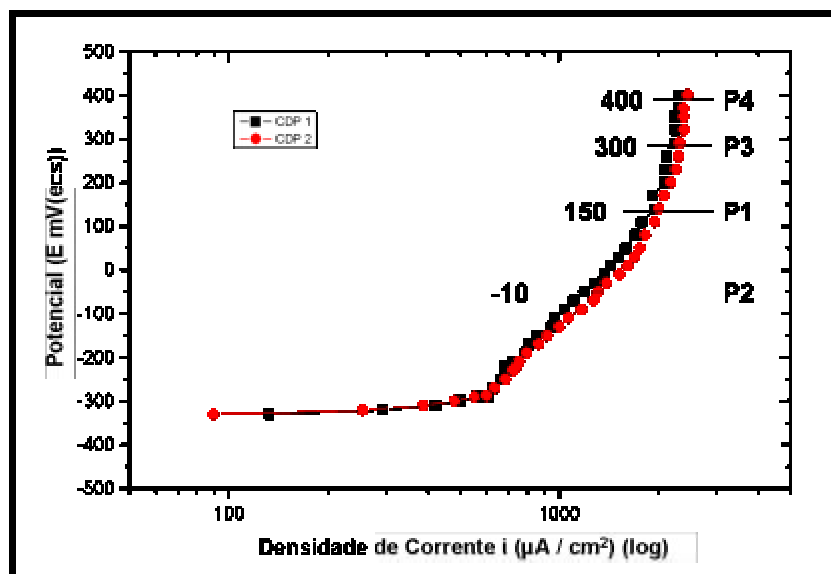


Figura 29 – Curva de polarização anódica de corpos de prova de níquel-titânio em solução de 2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético, pH = 1,1 (SILVA, 2004).

No decorrer deste estudo foi feito o polimento em dois grupos de limas. O comportamento durante o polimento foi acompanhado por gráficos Corrente X Tempo. As Figuras 30 e 31 mostram o comportamento de cada lima durante o polimento eletrolítico. O autor também avaliou a eficiência de corte da lima através de um dispositivo desenvolvido por ele mesmo no laboratório. Foram utilizadas placas de polímero (PVC), que desciam sob um peso determinado sobre a lima em funcionamento (SILVA, 2004).

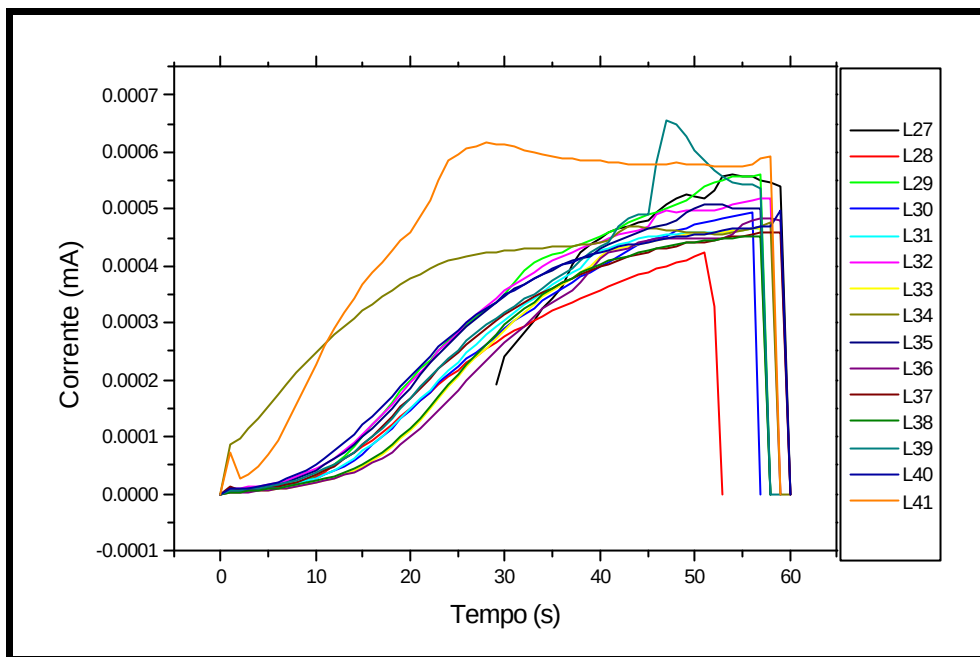


Figura 30 – Gráfico referente ao polimento eletrolítico em solução (2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético + 963 ml H₂O), pH = 1,1, mostrando o comportamento de cada uma das limas do primeiro grupo (SILVA, 2004).

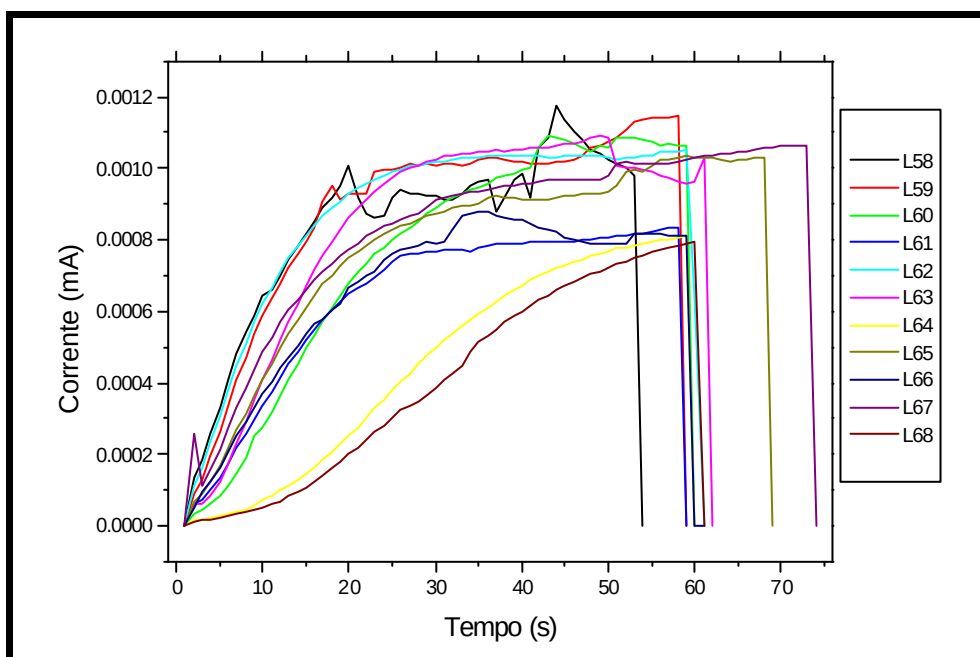


Figura 31 – Gráfico referente ao polimento eletrolítico em solução (2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético + 963 ml H₂O), pH = 1,1, mostrando o comportamento de cada uma das limas do segundo grupo (SILVA, 2004).

Os resultados mostram que as limas de níquel-titânio passam a ter uma superfície muito mais regular quando são submetidas a um polimento eletrolítico. As limas com uma superfície mais regular e livre das tensões oriundas dos defeitos desta superfície possuem uma vida em fadiga mais longa. O polimento eletrolítico proposto como tratamento de superfície não alterou de forma significativa a eficiência de corte das limas (SILVA, 2004).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais Utilizados

3.1.1. Limas Endodônticas

Foram testadas 114 limas endodônticas rotatórias de liga de níquel-titânio novas, disponíveis no mercado, da marca SybronEndo (SDS Kerr, Glendora, CA USA), sistema K3. As dimensões das limas testadas são correspondentes às especificações 25.06 (diâmetro na ponta igual a 0,25mm, e conicidade 0,06) e 20.04 (diâmetro na ponta igual a 0,20mm, e conicidade 0,04).

3.1.2. Fios Ortodônticos

Foram utilizados seis fios ortodônticos de liga de níquel-titânio, sendo três superelásticos e três termoativados (Dental Morelli, Sorocaba, SP Brasil), de seção transversal circular de diâmetro igual a 0,35mm.

3.1.3. Soluções

Uma solução contendo Hipoclorito de Sódio (NaClO) 5,25%, de pH 11,5 (Farmácia de Manipulação Fórmula Ativa, Duque de Caxias, RJ Brasil) foi utilizada nos

ensaios de avaliação da resistência à corrosão. Esta solução é a mesma utilizada para irrigação dos canais radiculares na prática clínica.

A solução utilizada no polimento eletrolítico apresenta a seguinte composição: (2ml HF + 5ml HNO₃ + 30ml ac. Acético + 963ml H₂O). O pH desta solução é igual a 1,1.

3.2. Caracterização das limas como recebidas

Foram feitas observações das limas por microscopia eletrônica de varredura, com análise EDS, para caracterização das condições superficiais do material como fornecido. A superfície de corte também foi analisada. Os aumentos utilizados foram de 100x e 500x, e um total de 21 limas 25.06 e 8 limas 20.04 foram analisadas.

3.3. Ensaios Eletroquímicos

3.3.1. Curva Redox da Solução de NaClO

Foi montada uma célula a três eletrodos da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; a platina, como contra-eletrodo; e uma outra platina, como eletrodo de trabalho.

Estes três eletrodos ficaram imersos na solução de NaClO. Os três eletrodos foram ligados a um Potenciostato Omnimetra PG 05, e as curvas anódica e catódica da solução foram levantadas. Durante todo o experimento foi promovida a desaeração da solução através de um sistema de borbulhamento de nitrogênio gasoso.

No início do ensaio, previamente à realização das curvas anódica e catódica, duas outras platinas tiveram seu potencial na solução medido, a fim de reforçar a confiabilidade dos valores encontrados.

3.3.2. Avaliação da resistência à corrosão da liga de NiTi

a) Curvas de Polarização Anódica

Foram montadas células a três eletrodos da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; a platina, como contra-eletrodo; e um fio de NiTi, com área de superfície exposta de aproximadamente 22,5mm², foi o eletrodo de trabalho. Estes três eletrodos ficaram imersos na solução de NaClO.

Os três eletrodos foram ligados a um Potenciostato Omnimetra PG 05, de forma que cada peça ensaiada teve registrado seu potencial de eletrodo a circuito aberto e, a seguir, foi submetida a uma polarização anódica. Este experimento foi realizado com cinco fios ortodônticos de NiTi, sendo dois superelásticos e três termoativados.

Após a polarização anódica dos fios de NiTi em solução de NaClO, foi realizada a análise superficial destes por microscopia eletrônica de varredura.

b) Curva Potencial x Tempo

Uma célula foi montada da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; a platina, como contra-eletrodo; e um fio de NiTi Superelástico, com área de superfície exposta de aproximadamente 22,5mm², foi o eletrodo de trabalho. Estes três eletrodos ficaram imersos na solução de NaClO.

Por meio de um Multímetro digital Agilent 3401 controlado por computador, o potencial do fio nesta solução foi medido a cada cinco minutos, durante aproximadamente 66 horas e 30 minutos. Durante o experimento, foram feitas três tomadas diárias de potencial da platina por meio de um segundo multímetro, a fim de se determinar o Potencial Redox da solução.

Ao final de 1000 minutos, foi realizada a polarização do fio de NiTi até um valor de aproximadamente $+550\text{mV}_{\text{ECS}}$ e, após a polarização, as medidas de potencial voltaram a ser feitas normalmente.

Após a exposição do fio de NiTi à solução de NaClO, foi realizada sua análise superficial por microscopia eletrônica de varredura.

3.3.3. Avaliação do comportamento das limas de NiTi em solução de NaClO

Foram montadas células segundo o seguinte procedimento: um eletrodo de calomelano saturado, oito limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi, e um eletrodo de platina foram imersos em 400ml de solução de NaClO. O eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência, e das oito limas, apenas uma foi escolhida aleatoriamente para registro do potencial. O eletrodo de platina também teve seu potencial registrado.

Por meio de um Multímetro digital Agilent 3401 controlado por computador, o potencial da lima nesta solução foi registrado a cada minuto, durante oito horas. Ao final das oito horas, todas as limas de cada grupo tiveram seu potencial medido. O potencial da platina foi medido a cada 30 minutos, com um segundo multímetro. Este ensaio foi realizado com dois grupos de limas 25.06 e um grupo de limas 20.04, totalizando três curvas Potencial x Tempo.

Após a exposição à solução de NaClO, foi realizada a análise superficial por microscopia eletrônica de varredura de 8 limas 25.06 e 4 limas 20.04 escolhidas aleatoriamente. A comparação visual entre a superfície da lima exposta à solução de NaClO e da lima como recebida foi feita.

3.3.4. Polimento eletrolítico

As condições nas quais foi aplicado o polimento eletrolítico foram definidas por SILVA (2004) a partir de curvas de polarização anódica (Figura 29, condição P4).

Células a três eletrodos foram montadas da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; a platina, como contra-eletrodo; e uma lima endodôntica rotatória K3 de NiTi como recebida foi o eletrodo de trabalho. Estes três eletrodos ficaram imersos em 400ml da solução especificada para o polimento eletrolítico no item 3.1.3.

Os três eletrodos foram ligados a um Potenciostato Omnimetra PG 05, sendo que um Multímetro digital Agilent 3401 controlado por computador foi conectado em série com a platina. Foi aplicado à lima um potencial de 400mV durante 60s, de forma que o multímetro fosse capaz de registrar a corrente gerada. Este ensaio foi realizado com 16 limas 25.06 e 8 limas 20.04, totalizando 24 curvas Corrente x Tempo.

Após os polimentos, foi realizada a análise superficial por microscopia eletrônica de varredura de 8 limas 25.06 e 4 limas 20.04 escolhidas de forma aleatória. Uma comparação entre a superfície das limas polidas e das limas sem polimento foi feita, dando especial atenção para o fio de corte destes instrumentos.

3.4. Ensaio Mecânicos

Foram feitos ensaios de torção e fadiga sob flexão nas limas como recebidas, após exposição à solução de NaClO e após o polimento proposto.

3.4.1. Ensaio de Carregamento em Torção

O dispositivo utilizado neste ensaio é composto por um torquímetro TQ – 8800 (Lutron Electronics, Inc, Coopersburg, PA, USA), que foi mantido imóvel durante os ensaios, e um motor redutor capaz de imprimir rotação no sentido horário com uma velocidade controlada (Figura 32). O cabo da lima foi imobilizado em relação ao mandril do torquímetro, impedindo sua rotação. A parte ativa da lima foi presa por um mandril de alta capacidade de pega (até 0,2mm), a 5 ou 7 mm da ponta, dependendo do tipo de ensaio. Este mandril foi conectado a um motor redutor, que foi acionado fazendo com que a lima fosse torcida até a fratura.

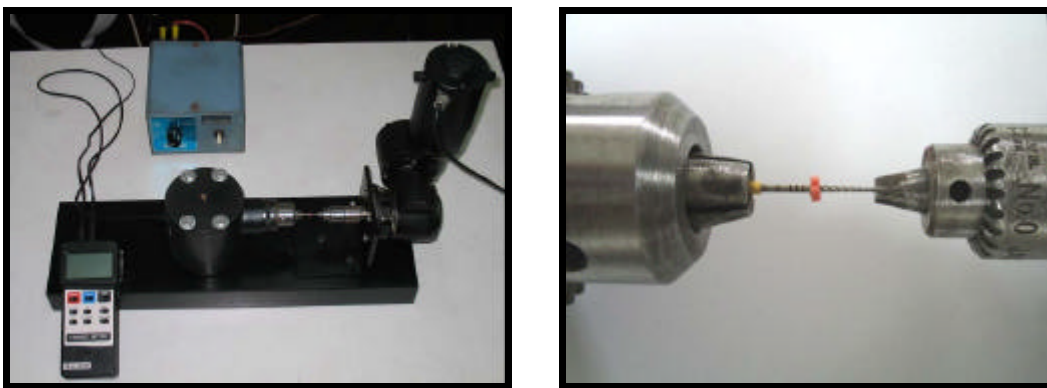


Figura 32 – Ensaio de carregamento em torção. À esquerda, o dispositivo utilizado nos ensaios; à direita, o detalhe da fixação da lima pelos mandris do torquímetro e do motor redutor.

A unidade de medida selecionada no torquímetro foi N.cm, com alta resolução e captação rápida. Conectado a este aparelho através de uma interface de comunicação RS-232, um computador executando o programa “ImpacLog” (fornecido pelo fabricante do torquímetro) realizou o registro dos dados. O torque foi registrado durante todo o ensaio resultando em uma curva Torque x Deformação Angular. O ângulo de rotação foi obtido através da divisão do tempo de ensaio pela velocidade de rotação.

O ensaio foi realizado com duas limas 25.06 como recebidas, a 7 mm da ponta, com uma velocidade de rotação de 0,3 rpm. Além destas limas, três grupos de 8 limas 25.06 e três grupos de 6 limas 20.04 foram ensaiadas a uma velocidade de rotação de 1 rpm, também a 7 mm da ponta. No primeiro grupo de cada calibre, as limas foram ensaiadas como recebidas; no segundo grupo de cada calibre, as limas receberam um polimento eletrolítico previamente ao ensaio mecânico; e no terceiro grupo de cada calibre, as limas foram previamente expostas à solução de NaClO.

Também a uma velocidade de rotação de 1 rpm, foi ensaiado um novo grupo de oito limas 25.06 como recebidas. Os ensaios foram realizados nas mesmas condições descritas acima, exceto pela conexão da lima com o mandril, que foi feita a 5 mm da ponta.

Após os ensaios de carregamento em torção, foi feita a análise por microscopia eletrônica de varredura das duas limas 25.06 ensaiadas em 0,3 rpm; de 12 limas 25.06 e 5 limas 20.04 ensaiadas a 1 rpm e fixas a 7 mm da ponta; e de 4 limas 25.06 ensaiadas a 1 rpm e fixas a 5 mm da ponta. Todas estas limas foram selecionadas de forma aleatória. Além da fractografia, foi realizada a análise da superfície lateral adjacente à superfície de fratura de cada uma destas limas.

3.4.2. Ensaio de Fadiga por Flexão

O dispositivo utilizado nestes ensaios foi desenvolvido por SILVA (2004). Um motor elétrico Endotec (Dentec, Caxias do Sul, RS Brasil) foi acoplado a um contra-ângulo (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP Brasil), de forma a acionar a lima com velocidade de rotação de 300 rpm. Um capilar de vidro com uma angulação de 45° e um raio de curvatura de 5 mm foi posicionado de tal forma que uma lima acionada pelo

contra-ângulo pudesse se manter em rotação no seu interior. A porção da lima que sofre flexão está compreendida entre 3 e 7 mm a partir de sua ponta (Figura 33).

Nas extremidades do capilar de vidro, foram posicionados dois pontos de mercúrio líquido que ficavam em contato com a ponta da lima e com sua parte intermediária. Destes contatos saíam dois fios conectados a um Multímetro digital Agilent 3401 controlado por computador, que registrou a resistência do sistema durante o experimento. Cada lima foi mantida em rotação até o momento da fratura, quando pôde ser observado um aumento brusco da resistência, obtendo-se assim, o tempo de ruptura sob flexão.

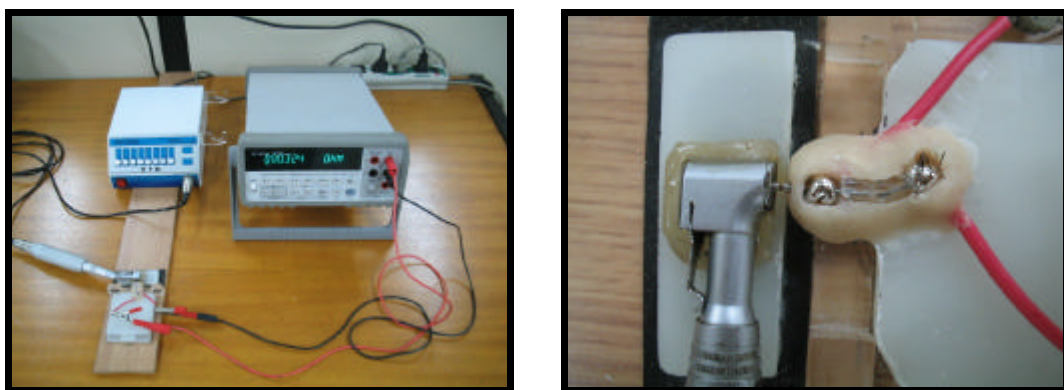


Figura 33 – Ensaio de fadiga por flexão. À esquerda, o dispositivo utilizado nos ensaios; à direita, o detalhe da fixação da lima pelos mandris do torquímetro e do motor redutor.

A quantidade de ciclos necessários para a fratura nessas condições foi obtida dividindo-se o tempo registrado pela velocidade de rotação. Este ensaio foi realizado com 8 limas 25.06 novas, 8 limas 25.06 polidas e 8 limas 25.06 expostas à solução de NaClO. Foi feita a análise estatística para comparação dos três grupos através do teste ANOVA ($p < 0,05$). De acordo com os resultados deste teste, os três grupos foram unidos em um só grupo de 24 limas 25.06, e foram ensaiadas mais seis limas

como recebidas, dando origem a um grupo de 30 limas 25.06 submetidas ao ensaio de fadiga por flexão.

Após os ensaios de fadiga por flexão, foi feita a análise por microscopia eletrônica de varredura de 8 limas 25.06, escolhidas de forma aleatória. Além da fratógrafia, foi realizada a análise da superfície lateral adjacente à superfície de fratura de cada uma destas limas.

3.4.3. Ensaio de Carregamento em Torção de limas previamente submetidas à Fadiga por Flexão

Sob as mesmas condições descritas anteriormente, 8 limas 25.06 como recebidas foram ensaiadas em fadiga sob flexão até atingirem 6000 ciclos. Este número de ciclos foi baseado nos valores obtidos a partir dos ensaios do item 3.4.2.

Após o ensaio interrompido de fadiga por flexão, as limas foram levadas ao ensaio de carregamento em torção até a fratura. O dispositivo utilizado para esta etapa do ensaio foi o mesmo descrito no item 3.4.1, sendo a conexão da lima com mandril feita no 5º mm a partir da ponta, e a velocidade de rotação de 1 rpm.

O ângulo de rotação e o valor de torque máximo foram registrados. Estes resultados foram comparados com aqueles encontrados para as limas como recebidas ensaiadas nas mesmas condições.

Logo após os ensaios de fadiga por flexão interrompidos, 4 limas escolhidas aleatoriamente foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura, para a observação da superfície. Estas mesmas limas também foram analisadas após os ensaios de carregamento em torção. Além da fratógrafia, foi realizada a análise da superfície lateral adjacente à superfície de fratura de cada uma destas limas.

3.4.4. Ensaio de Fadiga por Flexão de limas previamente submetidas ao Carregamento em Torção

Sob as mesmas condições descritas no item 3.4.1, três grupos de 8 limas 25.06 como recebidas foram submetidas ao ensaio de carregamento em torção. Os ensaios foram interrompidos antes que ocorresse a fratura. A velocidade de rotação adotada foi 1 rpm, e a conexão da lima com o mandril foi feita a 5 mm a partir da ponta.

No primeiro grupo, as limas foram submetidas a uma deformação por torção de 90°, quando o ensaio foi então interrompido. No segundo e terceiro grupos, o mesmo foi feito, porém com angulações de 180° e 420°, respectivamente. Estes valores de deformação foram baseados nos dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a 5 mm da ponta.

Após o ensaio interrompido de carregamento em torção, as limas foram levadas ao ensaio de fadiga por flexão até a fratura. O dispositivo utilizado para esta etapa do ensaio foi o mesmo descrito no item 3.4.2. Cada lima foi mantida em rotação até o momento da fratura, e o tempo de vida em fadiga foi registrado. Estes resultados foram comparados com aqueles encontrados para as limas como recebidas, que já haviam sido ensaiadas nas mesmas condições.

Após os ensaios de carregamento em torção interrompidos, 3 limas de cada grupo escolhidas de forma aleatória foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura para observação da superfície. Ao final dos ensaios de fadiga sob flexão as mesmas 3 limas de cada grupo foram novamente analisadas. Além da fractografia, foi realizada a análise da superfície lateral adjacente à superfície de fratura de cada uma destas limas.

4. RESULTADOS

4.1. Caracterização das limas como recebidas

Conforme indicado anteriormente, foram feitas observações de superfície por microscopia eletrônica de varredura com aumentos de 100x e 500x das limas como recebidas. As fotografias com o aspecto da superfície lateral, apresentadas nas Figuras 34 e 35, permitem a identificação de dois diferentes acabamentos superficiais.

A superfície relativa à região de guia radial apresenta um acabamento superficial mais regular, com marcas suaves de usinagem. Já a superfície relativa às áreas de alívio da guia radial apresenta um acabamento mais irregular, com marcas bem evidenciadas de usinagem, relacionadas ao processo de fabricação. Estas marcas consistem basicamente em rebarbas no fio de corte do instrumento e irregularidades na superfície de alívio de guia radial (Figuras 34 e 35).

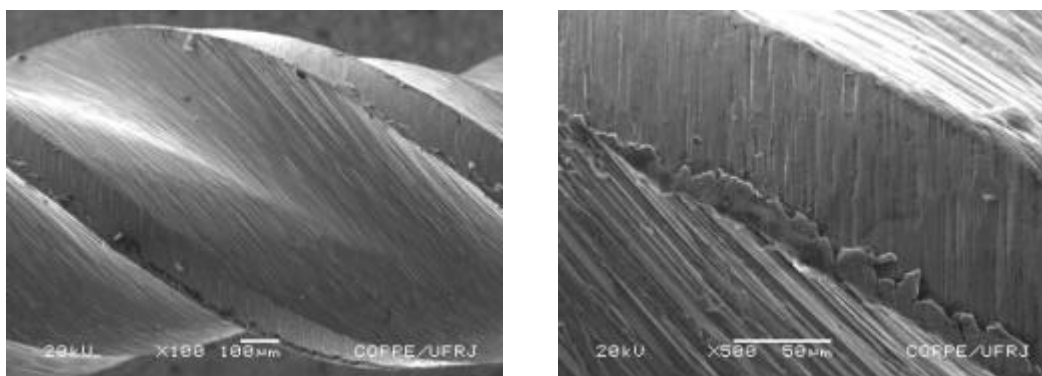


Figura 34 – Lima K3 25.06 observada por microscopia eletrônica de varredura. À esquerda, o aumento de 100x, e à direita, evidenciando o fio de corte e os dois diferentes acabamentos superficiais na ponta do instrumento, com aumento de 500x.

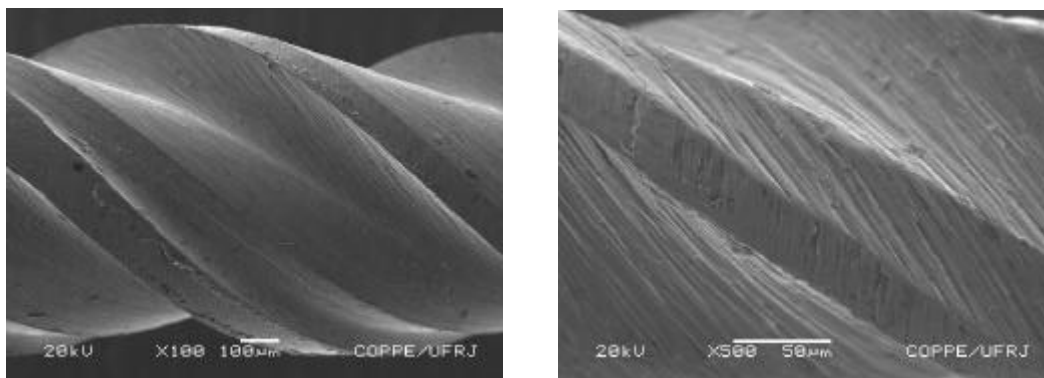


Figura 35 – Lima K3 20.04 observada por microscopia eletrônica de varredura. À esquerda, o aumento de 100x, e à direita, evidenciando o fio de corte e os dois diferentes acabamentos superficiais na ponta do instrumento, com aumento de 500x.

As análises por EDS feitas para as duas regiões de diferentes acabamentos, em ambos os calibres de lima, mostraram os mesmos elementos presentes, aproximadamente nas mesmas proporções. A Figura 36 ilustra os elementos encontrados nas limas de NiTi 25.06 e 20.04..

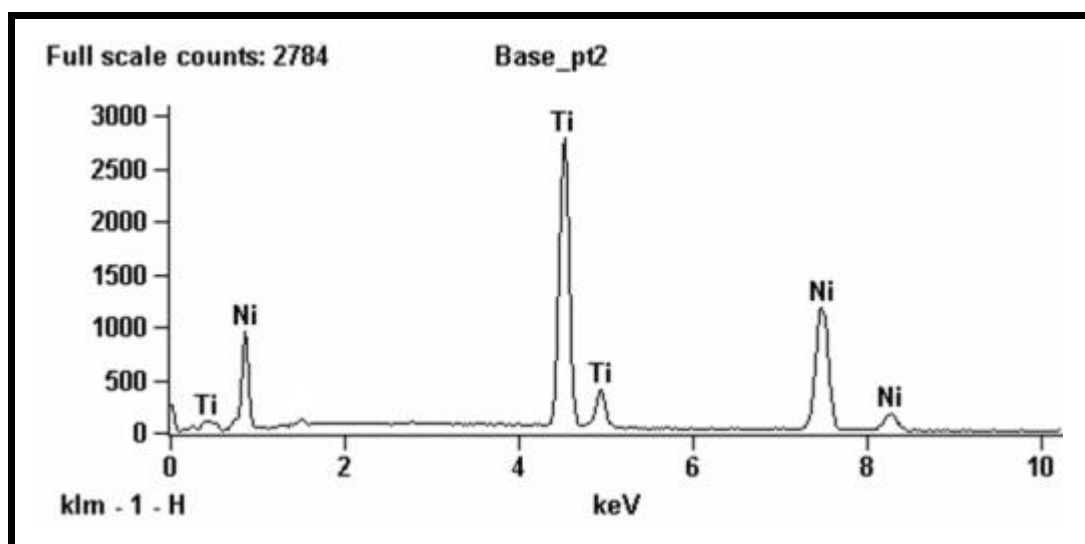


Figura 36 – Análise dos elementos presentes na liga utilizando o EDS.

Esta análise nos permite observar picos do Níquel e do Titânio, praticamente sem a presença de picos de qualquer outro elemento, sendo compatível com a composição esperada da liga.

4.2. Ensaio Eletroquímicos

4.2.1. Curva Redox da Solução de NaClO

A Figura 37 mostra os resultados das curvas anódica e catódica da solução de NaClO. O potencial redox desta solução é de $+465\text{mV}_{\text{ECS}}$. A linha “b” indica o potencial de equilíbrio da reação $2\text{H}_2\text{O} = \text{O}_2 + 4\text{H}^+ + 4\text{e}^-$, referente ao diagrama de estabilidade termodinâmica da água, correspondendo ao valor de $+306\text{mV}_{\text{ECS}}$ para um $\text{pH} = 11,5$. Para este mesmo pH, a transição do domínio de estabilidade dos íons cloreto, para o domínio de estabilidade do hipoclorito ($\text{Cl}^- + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{ClO}^- + 2\text{H}^+ + 2\text{e}^-$), é de $+788\text{mV}_{\text{ECS}}$.

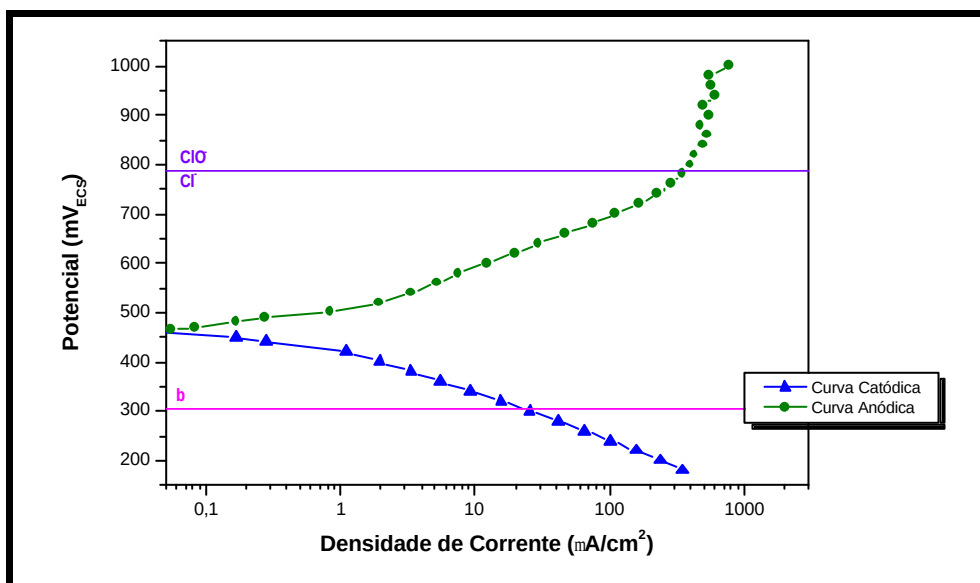


Figura 37 – Curva Redox da solução de NaClO. A linha “b” indica o potencial de equilíbrio da reação $2\text{H}_2\text{O} = \text{O}_2 + 4\text{H}^+ + 4\text{e}^-$ para um $\text{pH} 11,5$. A linha “ Cl^-/ClO^- ” indica a transição do domínio de estabilidade dos íons cloreto, para o domínio de estabilidade do hipoclorito neste pH.

Pode-se observar que a curva anódica da solução encontra-se, em sua totalidade, acima da linha “b”. Já no caso da curva catódica, o início se dá acima da linha “b”, e posteriormente ela entra no domínio de estabilidade da água.

Ambas as curvas apresentam a maior parte dos valores de potencial abaixo do valor de potencial equivalente à linha de transição do domínio de estabilidade dos íons cloreto para o domínio de estabilidade do hipoclorito. Acima deste potencial, o aumento de corrente tende a ser bem menor em relação ao restante da curva (Figura 37).

4.2.2. Avaliação da resistência à corrosão da liga de NiTi

a) Curvas de Polarização Anódica

A Tabela 8 mostra os potenciais de eletrodo a circuito aberto dos fios de NiTi superelásticos e termoativados que foram submetidos a polarização anódica. Os valores de potencial variaram de $-132\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+89\text{mV}_{\text{ECS}}$.

Tabela 8 – Potenciais de eletrodo a circuito aberto de cinco fios de NiTi.

Potencial de Eletrodo (mV_{ECS})	
Fio Superelástico 1	+ 89
Fio Superelástico 2	+ 60
Fio Termoativado 1	- 110
Fio Termoativado 2	- 132
Fio Termoativado 3	+ 41

A Figura 38 mostra os resultados das curvas de polarização anódica dos fios de NiTi na solução de NaClO. Pode-se observar que a densidade de corrente começa a sofrer aumento substancial por volta de um potencial de $+500\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+600\text{mV}_{\text{ECS}}$. Esta faixa de potencial está acima da linha “b”, indicativa do potencial de equilíbrio da

reação $2\text{H}_2\text{O} = \text{O}_2 + 4\text{H}^+ + 4\text{e}^-$, referente ao diagrama de estabilidade termodinâmica da água.

A linha “Cl⁻/ClO⁻”, referente à transição do domínio de estabilidade dos íons cloreto para o domínio de estabilidade do hipoclorito ($\text{Cl}^- + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{ClO}^- + 2\text{H}^+ + 2\text{e}^-$), encontra-se acima da faixa de potencial na qual ocorre o aumento de corrente.

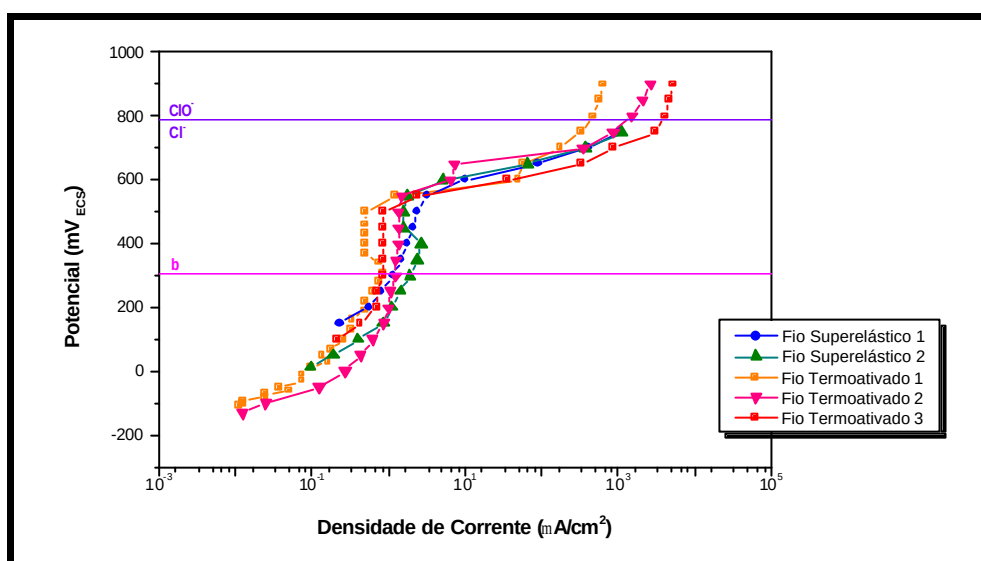


Figura 38 – Curvas de Polarização Anódica dos fios de NiTi na solução de NaClO. A linha “b” indica o potencial de equilíbrio da reação $2\text{H}_2\text{O} = \text{O}_2 + 4\text{H}^+ + 4\text{e}^-$ para um pH 11,5. A linha “Cl⁻/ClO⁻” indica a transição do domínio de estabilidade dos íons cloreto para o domínio de estabilidade do hipoclorito neste mesmo pH.

Todas as fotografias com o aspecto da superfície dos fios apresentaram o mesmo padrão, sem a observação de pontos de corrosão localizada (pite). A Figura 39 mostra a análise microscópica de um fio de NiTi submetido à polarização anódica.

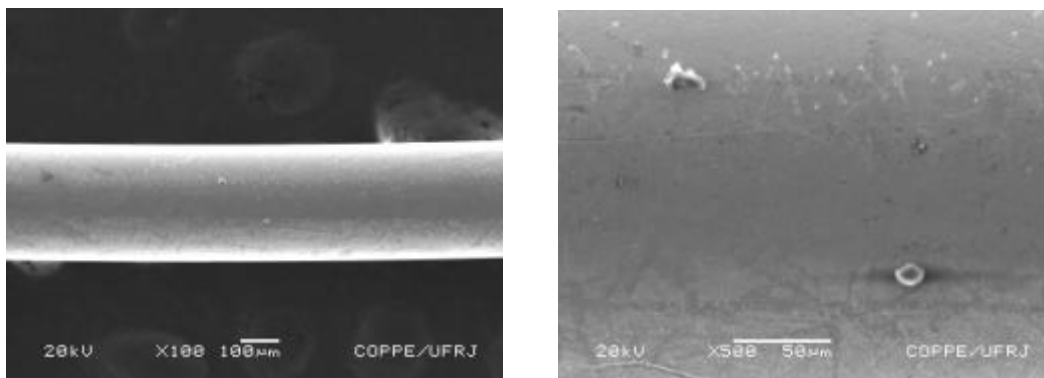


Figura 39 – Fio de NiTi superelástico submetido à polarização anódica observado por microscopia eletrônica de varredura. À esquerda, o aumento de 100x, e à direita, o aumento de 500x.

b) Curva Potencial x Tempo

A Figura 40 mostra a variação de potencial do fio de NiTi na solução de NaClO em função do tempo.

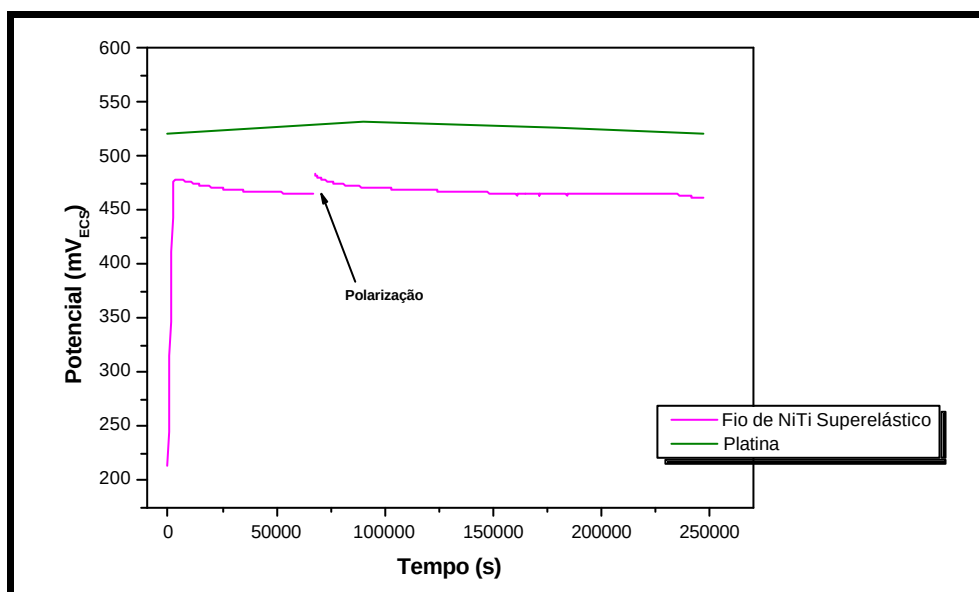


Figura 40 – Curva Potencial x Tempo referente à exposição do fio de NiTi superelástico à solução de NaClO 5,25%, pH = 11,5.

Podemos observar no gráfico (Figura 40) que o potencial de eletrodo do fio de NiTi nesta solução é de +240mV_{ECS} e, com um tempo relativamente curto, o potencial

tende a se aproximar do potencial redox. Após esse período, o potencial tende a se manter constante num valor de $+470\text{mV}_{\text{ECS}}$, sem significativa influência da polarização. O potencial redox da platina se manteve dentro de uma faixa de $+500\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+525\text{mV}_{\text{ECS}}$.

A análise microscópica do fio de NiTi exposto à solução de NaClO não mostrou pontos de corrosão localizada (Figura 41).

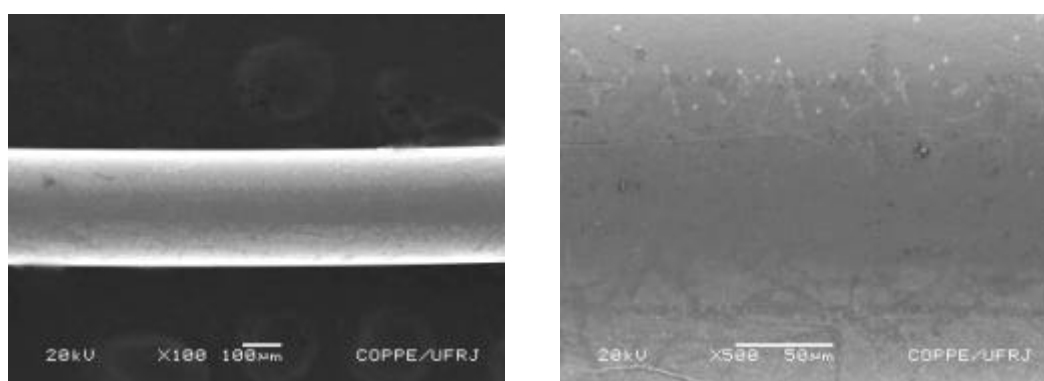


Figura 41 – Fio de NiTi exposto à solução de NaClO a circuito aberto observado por microscopia eletrônica de varredura. À esquerda, o aumento de 100x, e à direita, o aumento de 500x.

4.2.3. Avaliação do comportamento das limas de NiTi em solução de NaClO

A variação do potencial de duas limas 25.06, uma lima 20.04, e da platina na solução de NaClO em função do tempo é apresentada na Figura 42. Uma vez que as platinas dos três experimentos apresentaram o mesmo comportamento de potencial com o tempo, o potencial de apenas uma delas está presente no gráfico. Seu potencial se manteve praticamente constante numa faixa de $+500\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+525\text{mV}_{\text{ECS}}$

Podemos observar que o potencial de eletrodo da lima 25.06 do Experimento 1 (Exp. 1) na solução de NaClO é $+121\text{mV}_{\text{ECS}}$, e o da lima 25.06 do Experimento 2 (Exp.

2) é $+50\text{mV}_{\text{ECS}}$. Com o tempo, o potencial de ambas as limas tende a se aproximar do potencial redox da solução, permanecendo numa faixa de potencial de $+400\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+500\text{mV}_{\text{ECS}}$ a partir de três horas de experimento.

A lima 20.04 apresentou um potencial de eletrodo de $+175\text{mV}_{\text{ECS}}$ na solução de NaClO. Seu potencial oscilou dentro de uma ampla faixa de potencial, variando entre os valores de $-34\text{mV}_{\text{ECS}}$ e $+452\text{mV}_{\text{ECS}}$.

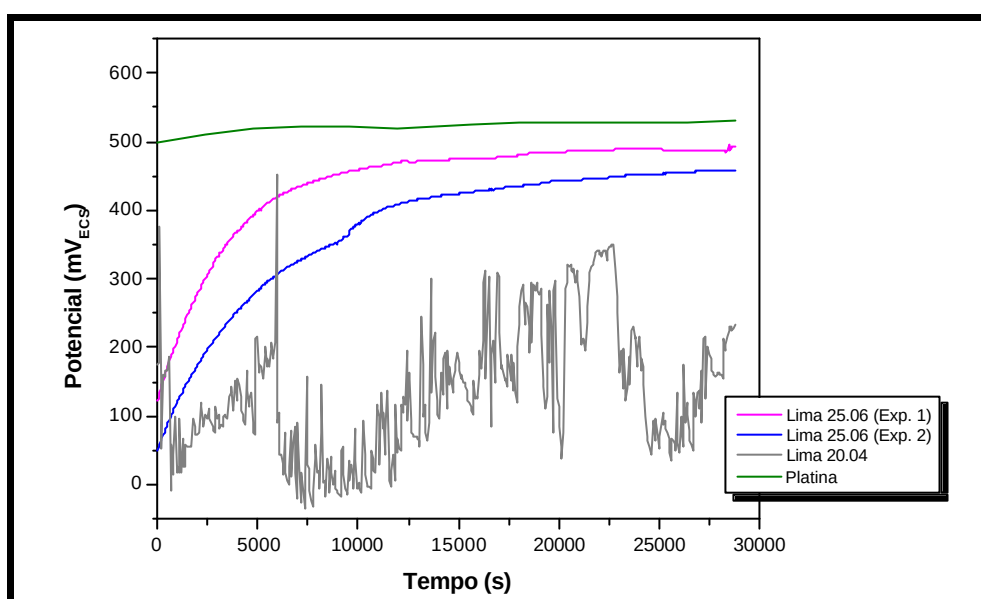


Figura 42 – Curvas Potencial x Tempo referentes à exposição de duas limas 25.06, uma lima 20.04, e uma platina à solução de NaClO 5,25%, pH = 11,5.

Os valores de potencial registrados ao final das oito horas de exposição à solução de NaClO variaram de $+363\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+565\text{mV}_{\text{ECS}}$ para o Experimento 1, de $+438\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+505\text{mV}_{\text{ECS}}$ para o Experimento 2, e de $-30\text{mV}_{\text{ECS}}$ a $+507\text{mV}_{\text{ECS}}$ para as limas 20.04 (Figura 43).

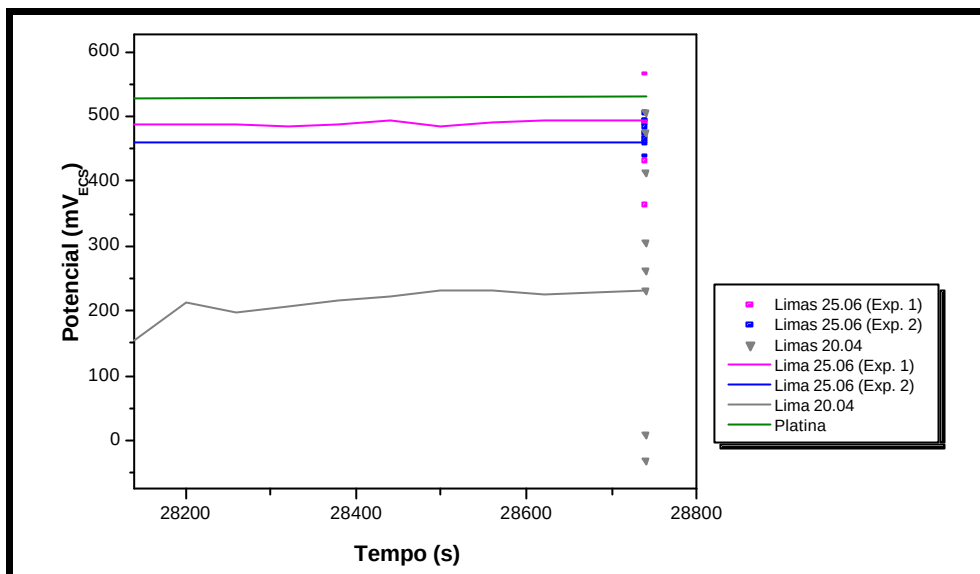


Figura 43 – Curvas Potencial x Tempo referentes aos dez minutos finais de exposição à solução de NaClO, com os valores finais de potencial de cada uma das limas.

A Tabela 9 mostra a média e o desvio padrão destes valores.

Tabela 9 – Valores de potencial registrados ao final das oito horas de exposição à solução de NaClO, com a média e o desvio padrão de cada grupo.

Potencial de Eletrodo (mV _{ECS})		
Experimento 1	Experimento 2	20.04
489	438	475
565	472	261
490	482	507
431	475	415
493	494	-30
363	465	305
467	505	9
494	459	232
Média	Média	Média
474,00	473,75	271,90
SD	SD	SD
58,24	20,81	199,89

A análise superficial por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 e 20.04 expostas à solução de NaClO não indicou pontos de corrosão localizada. A

comparação visual entre a superfície da lima exposta à solução de NaClO e da lima como recebida pode ser feita a partir das Figuras 44 e 45:

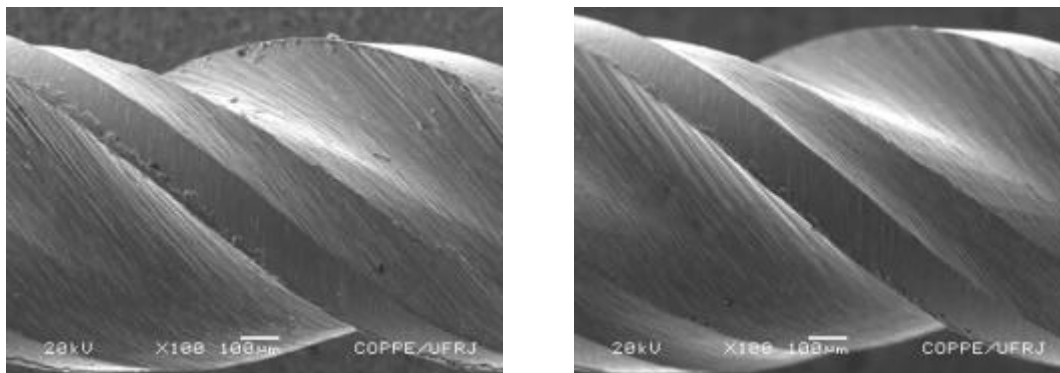


Figura 44 – Microscopia Eletrônica de Varredura de limas K3 25.06: à esquerda, conforme recebida, e à direita, após exposta à solução de NaClO (aumento de 100x).

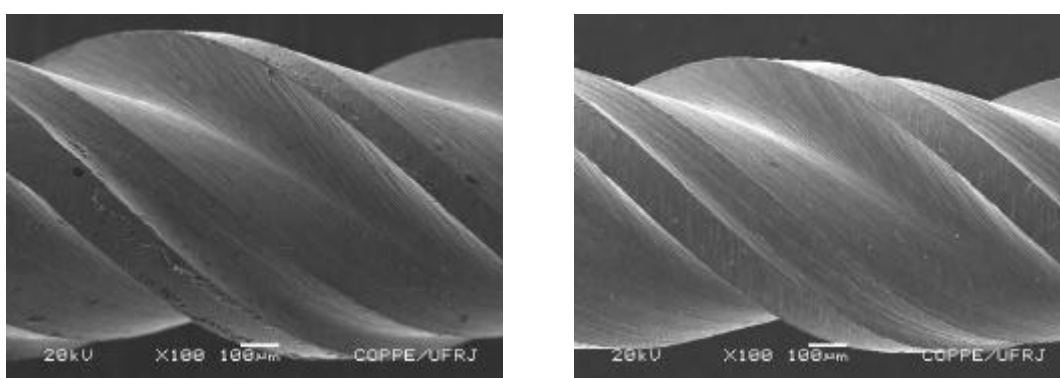


Figura 45 – Microscopia Eletrônica de Varredura de limas K3 20.04: à esquerda, conforme recebida, e à direita, após exposta à solução de NaClO (aumento de 100x).

4.2.4. Polimento Eletrolítico

Os registros de corrente gerados durante o polimento eletrolítico das 16 limas 25.06 e das 8 limas 20.04 podem ser observados nas Figuras 46 e 47. Os valores de corrente chegaram a aproximadamente 1,5mA para as limas 25.06 e 1,0mA para as limas 20.04, apresentando ambos os grupos um resultado bastante reprodutível.

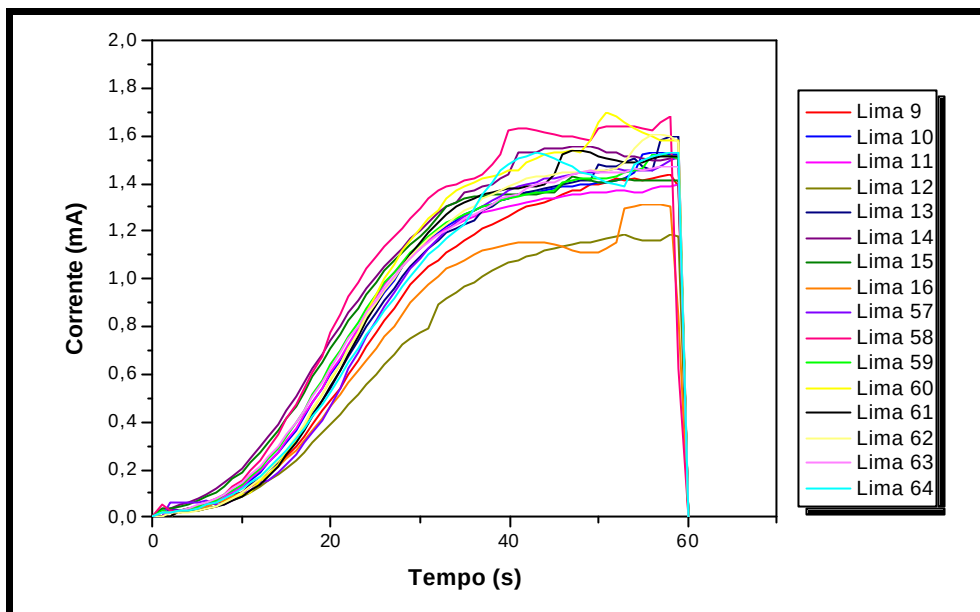


Figura 46 – Curvas Corrente x Tempo referentes ao polimento eletrolítico de cada uma das limas 25.06 em solução de (2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético + 963 ml H₂O), pH = 1,1.

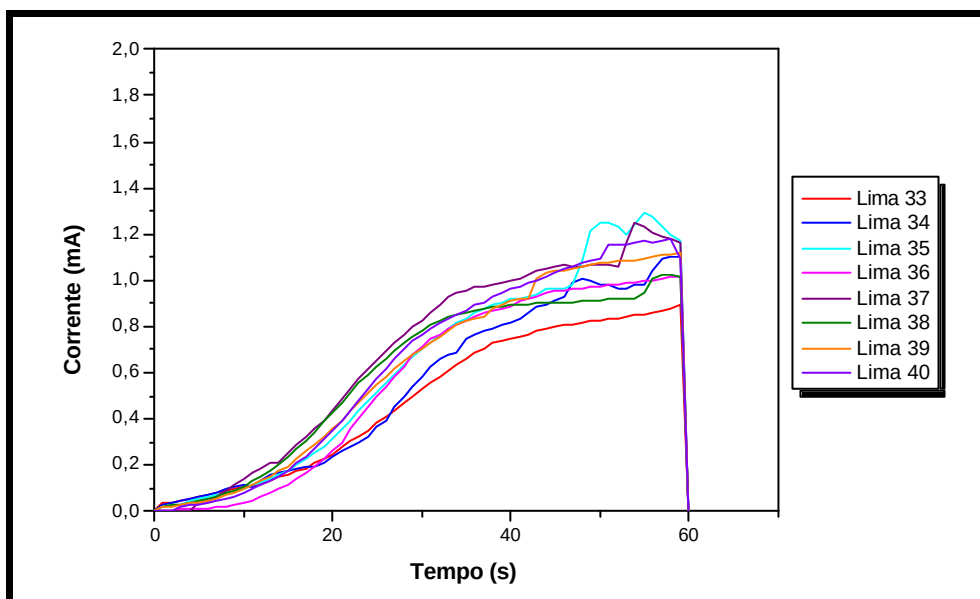


Figura 47 – Curvas Corrente x Tempo referentes ao polimento eletrolítico de cada uma das limas 20.04 em solução de (2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético + 963 ml H₂O), pH = 1,1.

A análise superficial por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 e 20.04 que receberam o polimento eletrolítico é apresentada nas Figuras 48 a 51. Estas limas não apresentaram diferença significativa em relação às respectivas limas como recebidas. O fio de corte destes instrumentos não foi afetado pelo polimento, sob análise por microscopia eletrônica de varredura.

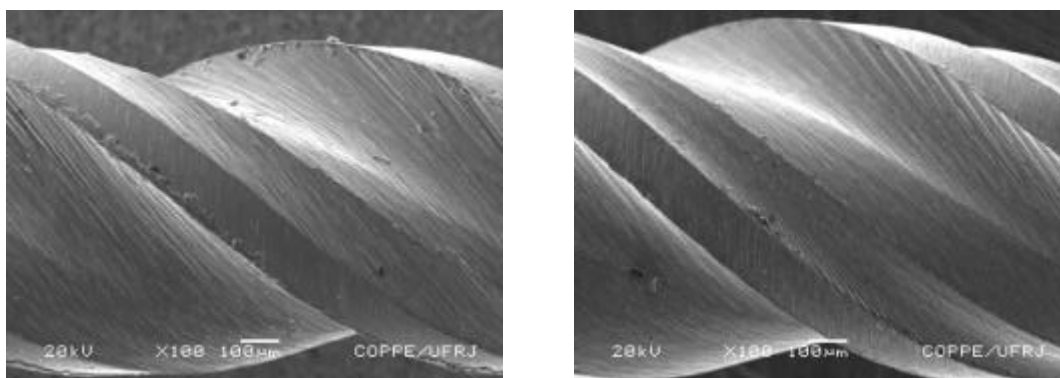


Figura 48 – Microscopia Eletrônica de Varredura de limas K3 25.06: à esquerda, conforme recebida; e à direita, após o polimento eletrolítico (aumento de 100x).

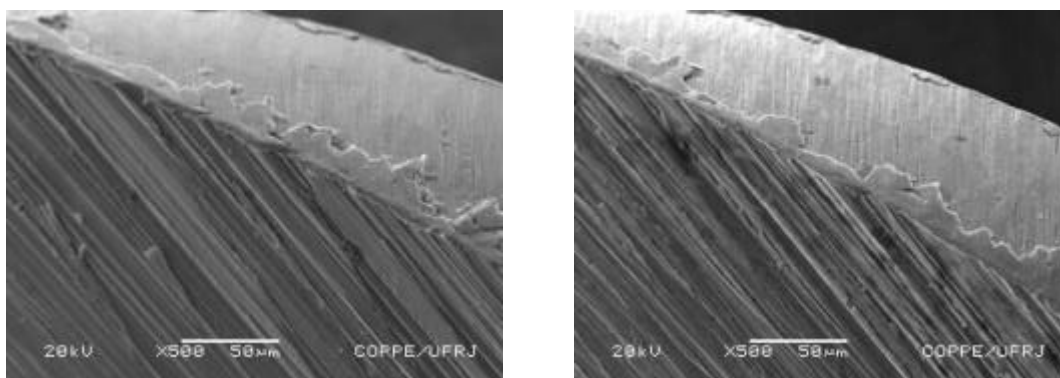


Figura 49 – Microscopia Eletrônica de Varredura de limas K3 25.06, evidenciando o fio de corte: à esquerda, conforme recebida, e à direita, após o polimento eletrolítico (aumento de 500x).

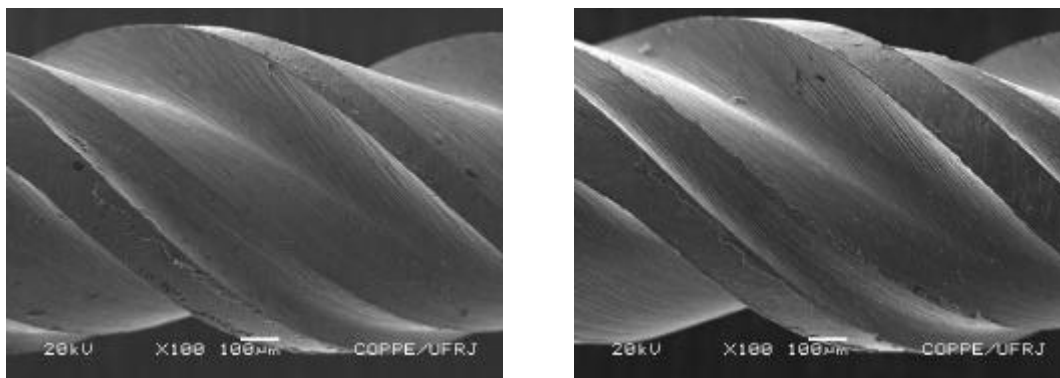


Figura 50 – Microscopia Eletrônica de Varredura de limas K3 20.04: à esquerda, conforme recebida; e à direita, após o polimento eletrolítico (aumento de 100x).

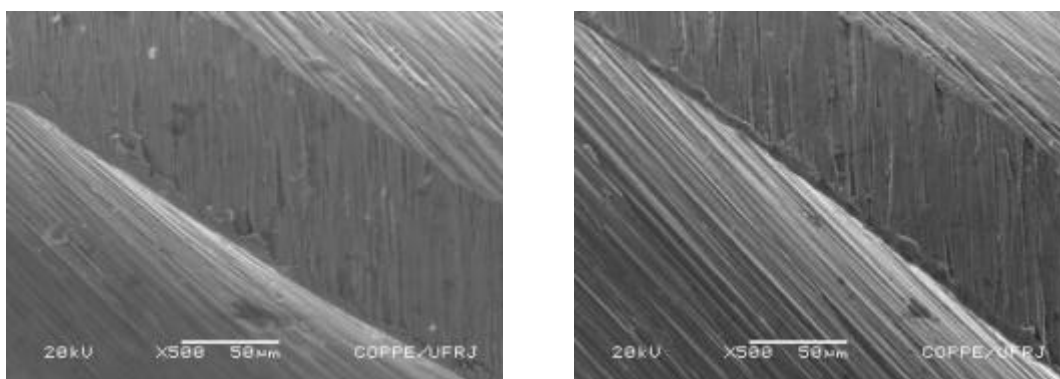


Figura 51 – Microscopia Eletrônica de Varredura de limas K3 20.04, evidenciando o fio de corte: à esquerda, conforme recebida, e à direita, após o polimento eletrolítico (aumento de 500x).

4.3. Ensaios Mecânicos

4.3.1. Ensaios de Carregamento em Torção

As curvas Torque x Deformação Angular referentes às duas limas 25.06 ensaiadas como recebidas a uma velocidade de rotação de 0,3 rpm são mostradas na Figura 52.

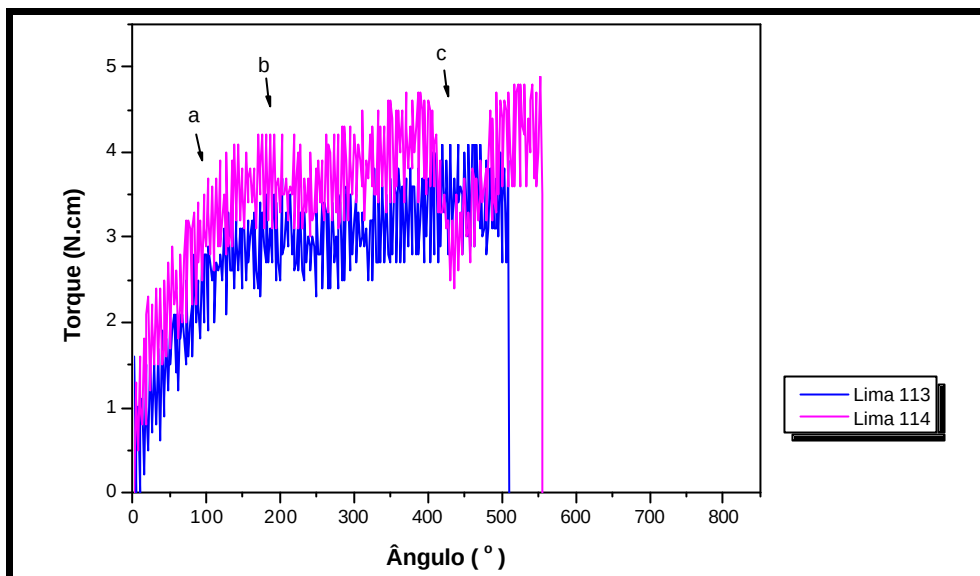


Figura 52 – Curvas referentes a dois ensaios de carregamento em torção de limas 25.06 como recebidas, em velocidade de rotação de 0,3 rpm. As setas “a”, “b” e “c” indicam as angulações escolhidas para interrupção dos ensaios descritos no item 3.4.4.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das duas limas 25.06 ensaiadas sob torção em 0,3 rpm mostrou um mesmo padrão para ambos os instrumentos. A análise lateral destas limas permite a observação de deformação plástica caracterizada pela distorção na região lateral adjacente à superfície de fratura (Figura 53). Em um aumento maior, a deformação plástica das marcas de usinagem presentes na área de alívio de guia radial confirma a deformação observada sob menor aumento. A análise fractográfica evidencia duas regiões diferentes: uma no centro da superfície, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia, com um aspecto mais regular e sem dimples (Figura 54).

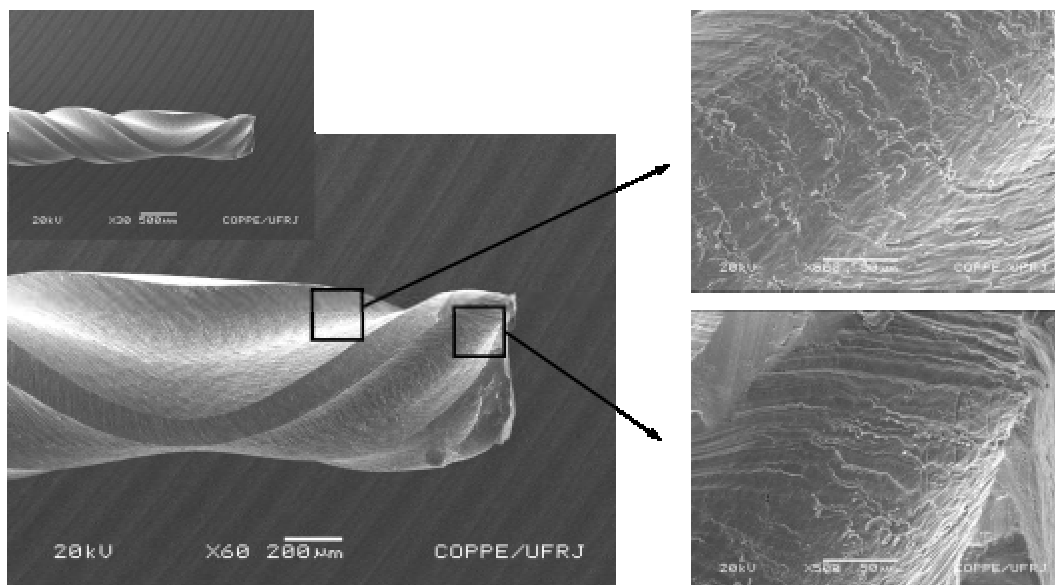


Figura 53 – Vista lateral de uma lima 25.06 como recebida fraturada no ensaio de carregamento em torção em velocidade de rotação de 0,3 rpm.

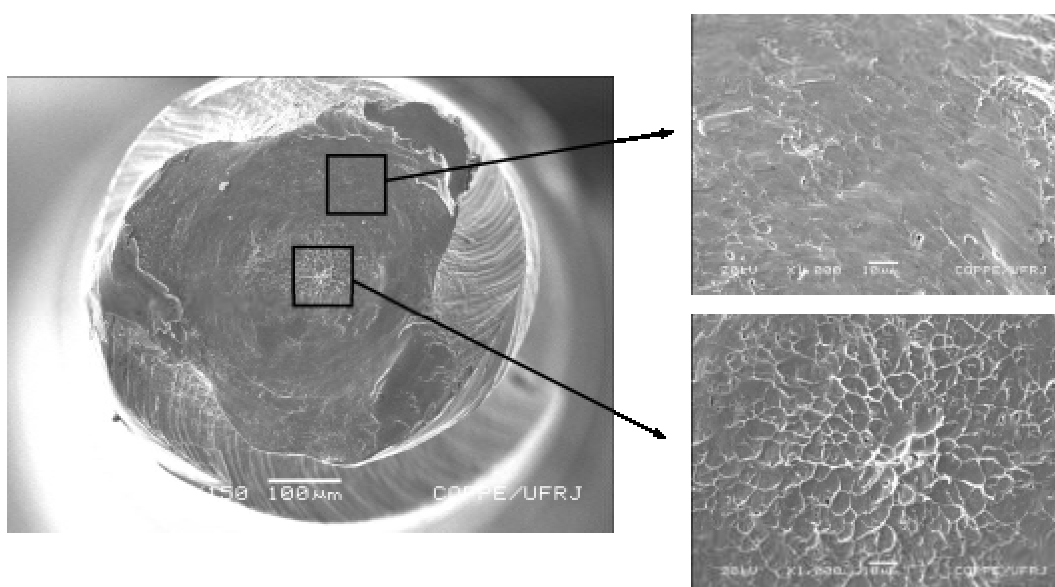


Figura 54 – Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 25.06 como recebida, em velocidade de rotação de 0,3 rpm.

A Figura 55 mostra as curvas referentes aos ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta de uma lima 25.06 como recebida, uma lima 25.06 que recebeu o polimento eletrolítico, uma lima 25.06 previamente exposta à solução de NaClO, uma lima 20.04 como recebida, uma lima 20.04 que recebeu o polimento

eletrolítico, e uma lima 20.04 previamente exposta à solução de NaClO, em velocidade de rotação de 1 rpm.

Podemos observar que as curvas Torque x Deformação Angular das limas 25.06 ensaiadas nas diferentes condições apresentam comportamentos semelhantes, oscilando durante a maior parte dos ensaios dentro de uma faixa de 2,5 N.cm a 4,5 N.cm. O mesmo pôde ser observado para as limas 20.04, exceto pela faixa de torque que ficou compreendida entre 0 N.cm e 1,5 N.cm.

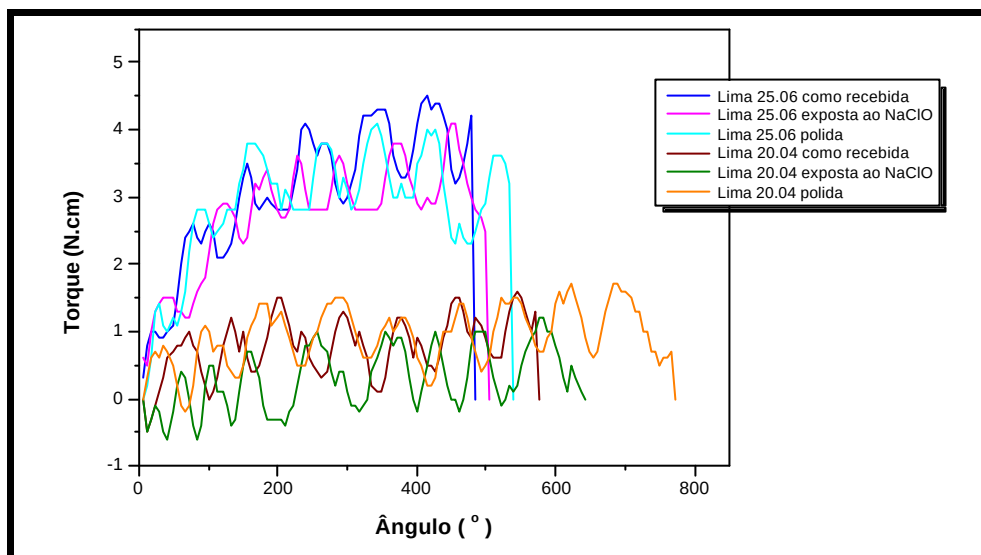


Figura 55 – Curvas referentes aos ensaios de carregamento em torção no 7º mm das limas 25.06 e 20.04 como recebidas, após o polimento eletrolítico, e após a exposição à solução de NaClO, em velocidade de rotação de 1 rpm.

A Tabela 10 mostra os dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta de oito limas 25.06 como recebidas, oito limas 25.06 que receberam o polimento eletrolítico, e oito limas 25.06 previamente expostas à solução de NaClO. São mostrados o ângulo de ruptura e o torque máximo atingido de cada lima ensaiada, bem como a média e o desvio padrão dos resultados de cada grupo.

Tabela 10 – Dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção no 7º mm de limas 25.06. A tabela mostra o ângulo de ruptura e o torque máximo atingido de cada lima ensaiada.

Carregamento em Torção - limas 25.06					
Como recebidas		Polidas		Expostas ao NaOCl	
Ângulo (°)	Torque (N.cm)	Ângulo (°)	Torque (N.cm)	Ângulo (°)	Torque (N.cm)
486	4,5	690	3,8	468	2,9
474	3,9	660	2,9	612	4
432	3,6	378	4,8	546	3,6
552	4	390	4,5	360	2,8
390	4,5	444	3,9	510	4,1
486	3,9	504	4,1	540	4,1
552	2,8	432	3,3	294	3,6
480	3,2	426	3,7	492	4,7
Média	Média	Média	Média	Média	Média
481,50	3,8	490,50	3,88	477,75	3,73
SD	SD	SD	SD	SD	SD
54,59	0,59	120,25	0,61	103,87	0,35

Não houve diferença estatística entre os três grupos de limas 25.06 em relação ao ângulo de ruptura (ANOVA, $p < 0,05$). Também não foi observada diferença em relação ao torque máximo entre os três grupos. Desta forma, os três grupos foram unidos em um só grupo de 24 limas 25.06. A distribuição do tempo de ruptura das amostras deste grupo segue uma distribuição próxima à Normal.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 fraturadas durante os ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta permite observar um mesmo padrão para todas as limas. A análise lateral destas limas permite a observação de deformação plástica caracterizada pela distorção na região adjacente à superfície de fratura (Figura 56). Em um aumento maior, a deformação plástica das marcas de usinagem presentes na área de alívio de guia radial confirma a deformação observada sob menor aumento. A análise fractográfica evidencia duas regiões diferentes: uma no centro da superfície, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia, com um aspecto mais regular e sem dimples (Figura 57).

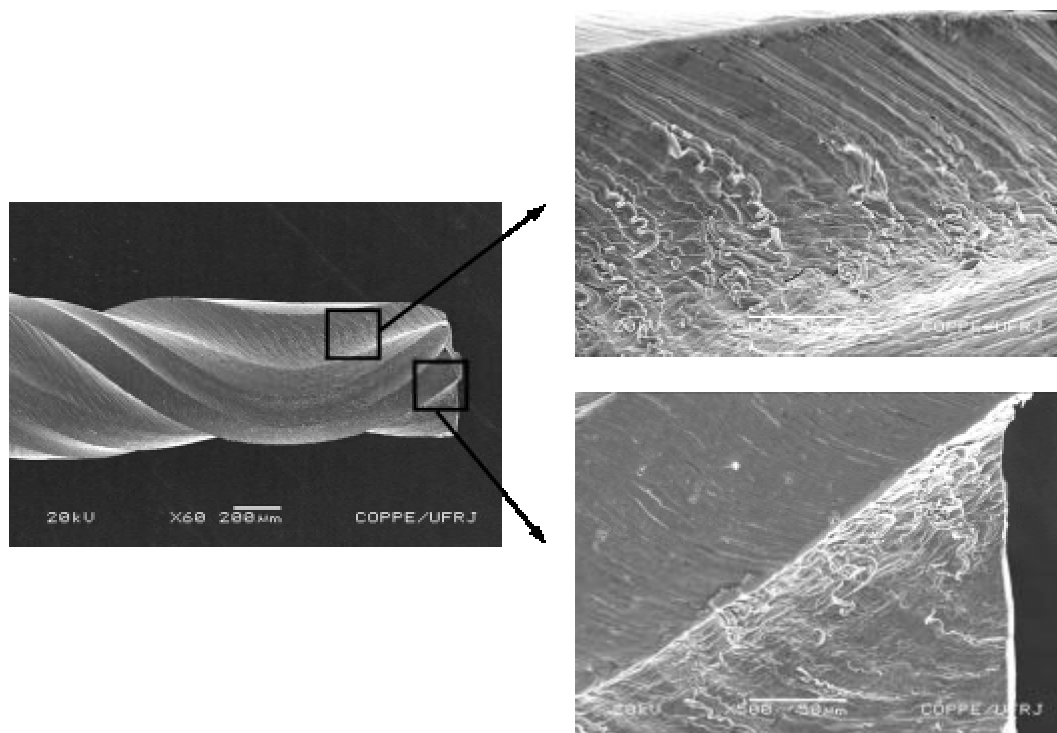


Figura 56 – Vista lateral de uma lima 25.06 como recebida fraturada no ensaio de carregamento em torção em velocidade de rotação de 1 rpm.

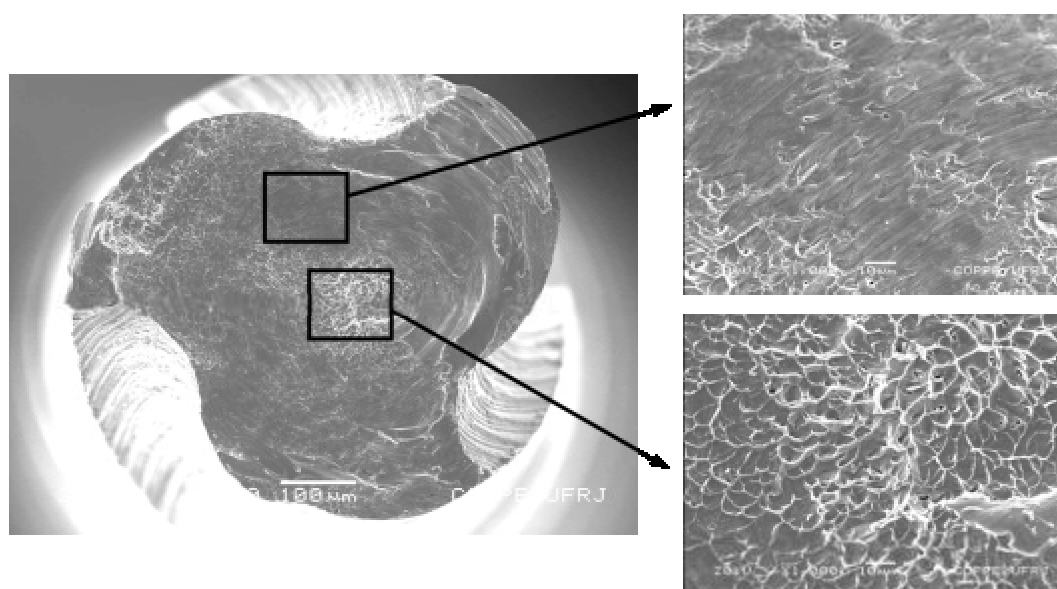


Figura 57 – Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 25.06 como recebida, em velocidade de rotação de 1 rpm.

Seguindo o padrão da tabela anterior, a Tabela 11 mostra os dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta das seis limas 20.04 de cada grupo.

Tabela 11 – Dados obtidos a partir dos ensaios de Carregamento em Torção a 7 mm da ponta de limas 20.04. A tabela mostra o ângulo de ruptura e o torque máximo atingido de cada lima ensaiada.

Carregamento em Torção - limas 20.04					
Como recebidas		Polidas		Expostas ao NaOCl	
Ângulo (°)	Torque (N.cm)	Ângulo (°)	Torque (N.cm)	Ângulo (°)	Torque (N.cm)
666	1,5	774	1,6	768	1,7
528	1,4	522	1,2	360	1,2
570	1,6	996	1,6	570	1,6
516	1,8	636	1,2	1272	2,2
696	1,7	708	1	726	1,3
636	1,5	636	1,8	1176	1,5
Média	Média	Média	Média	Média	Média
602,00	1,58	712,00	1,40	812,00	1,58
SD	SD	SD	SD	SD	SD
74,81	0,15	162,58	0,31	351,08	0,35

Não houve diferença estatística entre os três grupos de limas 20.04 em relação ao ângulo de ruptura (ANOVA, $p < 0,05$). Também não foi observada diferença em relação ao torque máximo entre os três grupos. Desta forma, os três grupos foram unidos em um só grupo de 18 limas 20.04.

Uma vez formado o grupo de 18 limas 20.04, este pôde ser comparado a um grupo de 18 limas 25.06 selecionadas aleatoriamente a partir das 24 limas 25.06 submetidas ao ensaio de carregamento em torção. Os valores de ângulo de ruptura registrados para as limas 20.04 foram significativamente maiores do que os valores de ângulo de ruptura registrados para limas 25.06 (t-Test, $p < 0,05$). O inverso pôde ser observado em relação aos valores de torque, ou seja, as limas 25.06 apresentaram valores de torque significativamente maiores do que os das limas 20.04 (t-Test, $p < 0,05$).

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 20.04 fraturadas durante os ensaios de carregamento em torção a 7 mm da ponta permite a observação um mesmo padrão para todas as limas. A análise lateral destas limas permite a observação de deformação plástica caracterizada pela distorção na região adjacente à superfície de fratura (Figura 58). Em um aumento maior, a deformação plástica das marcas de usinagem presentes na área de alívio de guia radial confirma a deformação observada sob menor aumento.

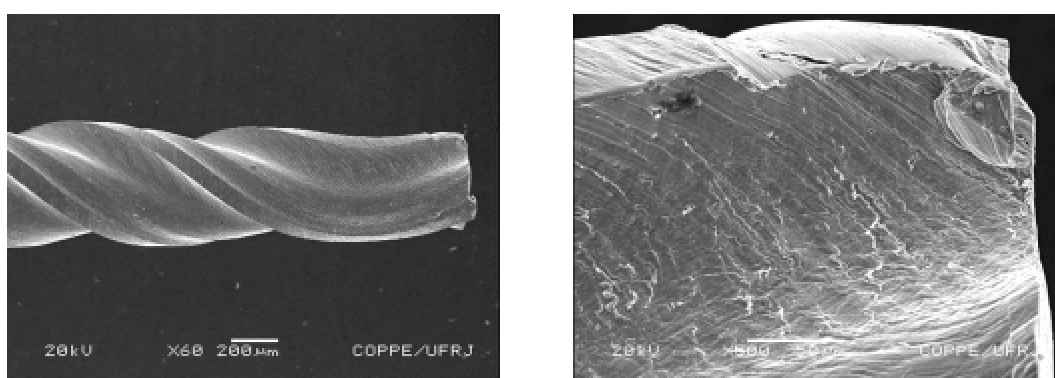


Figura 58 – Vista lateral de uma lima 20.04 como recebida fraturada no ensaio de carregamento em torção em velocidade de rotação de 1 rpm.

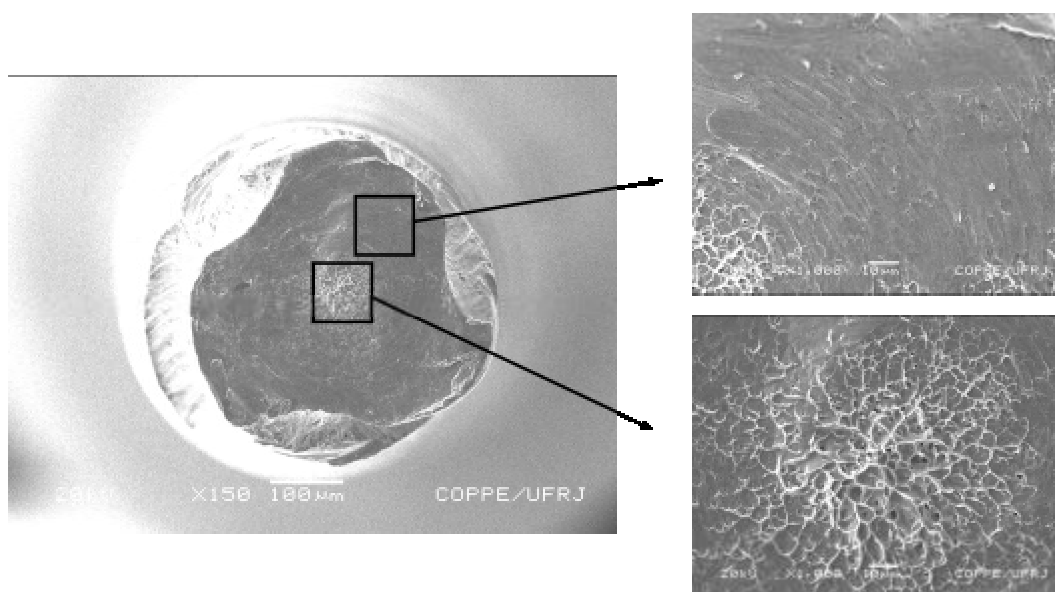


Figura 59 – Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 20.04 como recebida, em velocidade de rotação de 1 rpm.

A análise fratógráfrica evidencia duas regiões diferentes: uma no centro da superfície, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia, com um aspecto mais regular e sem dimples (Figura 59).

A Figura 60 mostra as curvas referentes aos ensaios de carregamento em torção a 7 mm e a 5 mm da ponta de limas 25.06 como recebidas, em velocidade de rotação de 1 rpm.

Podemos observar que as curvas Torque x Deformação Angular das limas 25.06 ensaiadas apresentam comportamentos semelhantes, apresentando ângulos de ruptura semelhantes. O torque de ambas as limas oscilou durante a maior parte dos ensaios, variando a faixa de oscilação de 0,5 N.cm a 2,0 N.cm para a torção a 5 mm da ponta, e de 2,5 N.cm a 4,5 N.cm para a torção a 7 mm da ponta.

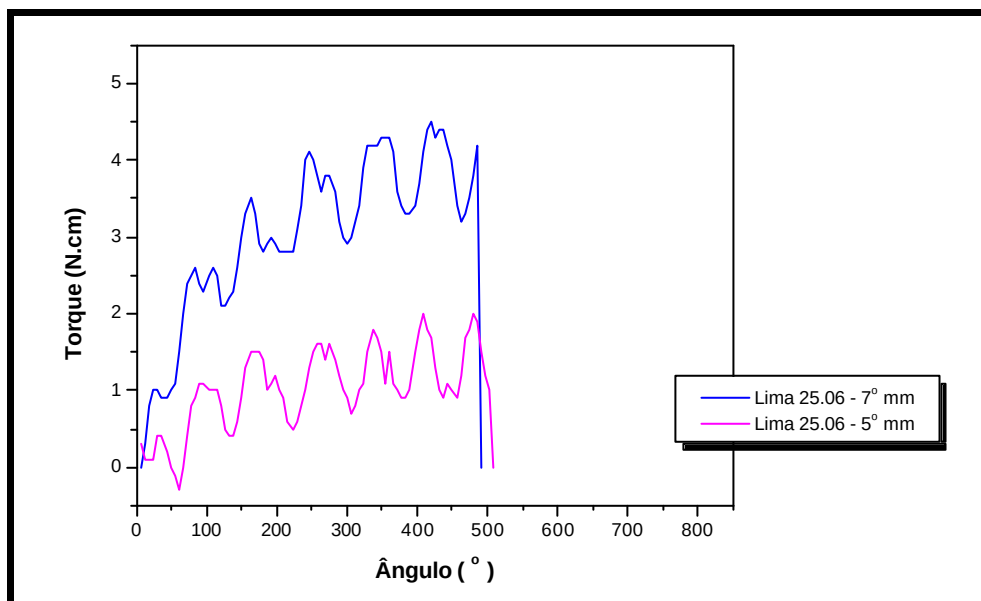


Figura 60 – Curvas referentes aos ensaios de carregamento em torção de limas 25.06 como recebidas, em velocidade de rotação de 1 rpm.

A Tabela 12 mostra os dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção de oito limas 25.06 como recebidas fixadas a 7 mm da ponta, e oito limas 25.06

como recebidas fixadas a 5 mm da ponta. São mostrados o ângulo de ruptura e o torque máximo atingido de cada lima ensaiada, bem como a média e o desvio padrão dos resultados de cada grupo.

Tabela 12 – Dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a 5 e a 7 mm da ponta de limas 25.06. A tabela mostra o ângulo de ruptura e o torque máximo atingido.

Carregamento em Torção - limas 25.06			
7 mm		5 mm	
Ângulo (°)	Torque (N.cm)	Ângulo (°)	Torque (N.cm)
486	4,5	654	2,1
474	3,9	498	1,8
432	3,6	510	2
552	4	480	2
390	4,5	594	1,3
486	3,9	660	2,4
552	2,8	468	2,2
480	3,2	444	1,7
Média	Média	Média	Média
481,50	3,8	538,5	1,94
SD	SD	SD	SD
54,59	0,59	85,32	0,34

Não houve diferença estatística entre os dois grupos de limas 25.06 em relação ao ângulo de ruptura (t-Test, $p < 0,05$). Entretanto, os resultados mostram uma diferença significativa entre os dois grupos em relação aos valores de torque registrados durante os ensaios (t-Test, $p < 0,05$).

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 fraturadas durante os ensaios de carregamento em torção a 5 mm da ponta permite a observação um mesmo padrão para todas as limas. A análise lateral destas limas permite a observação de deformação plástica caracterizada pela distorção na região adjacente à superfície de fratura (Figura 61). Em um aumento maior, a deformação plástica das marcas de usinagem presentes na área de alívio de guia radial confirma a deformação observada sob menor aumento. A análise fractográfica evidencia duas

regiões diferentes: uma no centro da superfície, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia, com um aspecto mais regular e sem dimples (Figura 62).

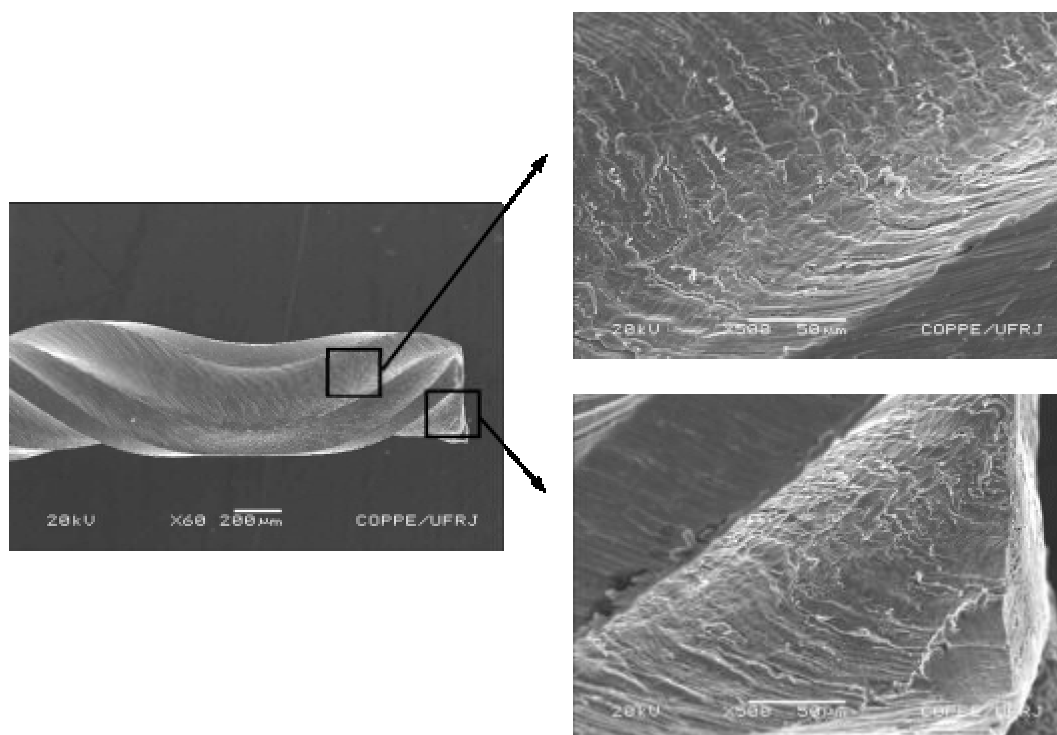


Figura 61 – Vista lateral de uma lima 25.06 fraturada no ensaio de carregamento em torção a 5 mm da ponta em velocidade de rotação de 1 rpm.

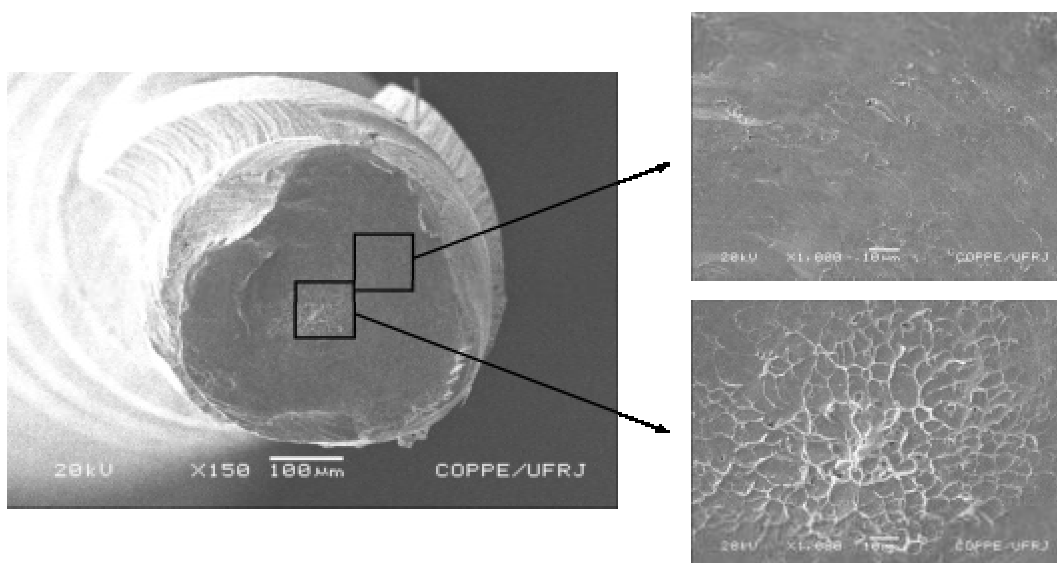


Figura 62 – Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção a 5 mm da ponta de uma lima 25.06, em velocidade de rotação de 1 rpm.

4.2.3. Ensaio de Fadiga sob Flexão

A Tabela 13 mostra os dados obtidos a partir dos ensaios de fadiga por flexão de oito limas 25.06 como recebidas, oito limas 25.06 que receberam o polimento eletrolítico, e oito limas 25.06 previamente expostas à solução de NaClO. O número de ciclos necessários para a fratura de cada lima é mostrado, bem como a média e o desvio padrão dos resultados de cada grupo.

Tabela 13 – Dados obtidos a partir dos ensaios de flexão de limas 25.06.

Número de Ciclos até a Fratura		
Como recebidas	Polidas	Expostas ao NaClO
5575	7500	8210
5830	5285	7390
5035	5170	7330
5255	6355	6955
6820	10755	7535
4880	6840	12160
6575	10925	8020
6940	6570	8285
Média	Média	Média
5863,75	7425,00	8235,63
SD	SD	SD
818,39	2243,32	1652,55

Não houve diferença estatística entre os três grupos de limas 25.06 em relação ao número de ciclos realizados até o momento da fratura (ANOVA, $p < 0,05$). Conforme indicado anteriormente, os três grupos foram unidos em um só grupo de 24 limas 25.06, e foram ensaiadas mais seis limas como recebidas, dando origem a um grupo de 30 limas 25.06 submetidas ao ensaio de fadiga por flexão. A distribuição do número de ciclos realizados até a fratura encontra-se na Figura 63.

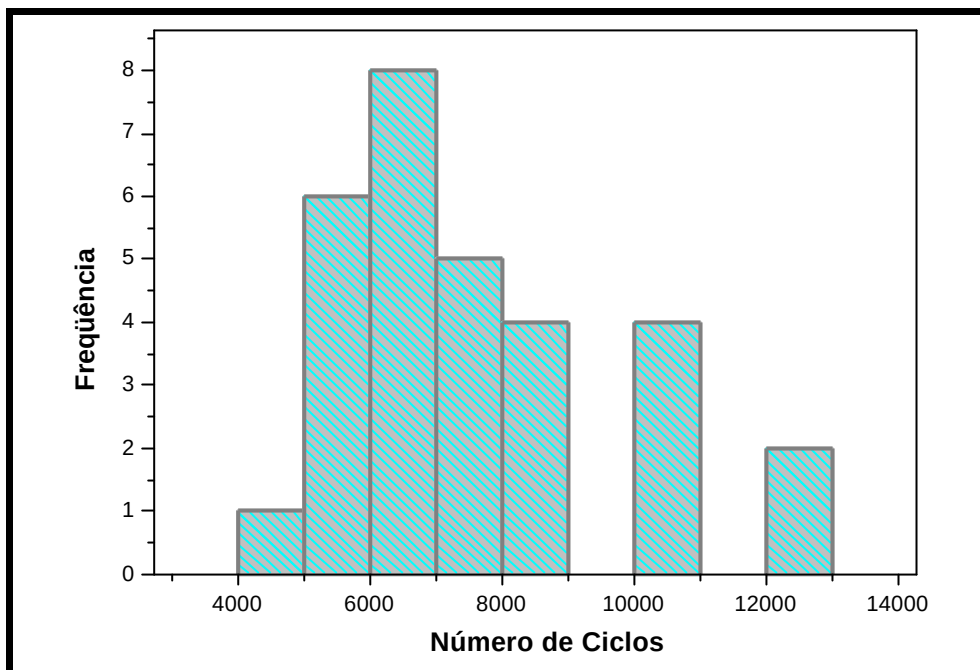


Figura 63 – Histograma de Frequência do número de ciclos até o momento da fratura nos ensaios de fadiga por flexão de 30 limas 25.06.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 fraturadas durante os ensaios de fadiga por flexão permite a observação um mesmo padrão para todas as limas. A análise lateral destas limas não permite a observação de deformação plástica (Figura 64). A análise fratógrfica evidencia duas regiões diferentes: uma com a presença de estrias radiais partindo de um ponto localizado próximo à borda; e outra caracterizada pela presença de dimples (Figura 65).

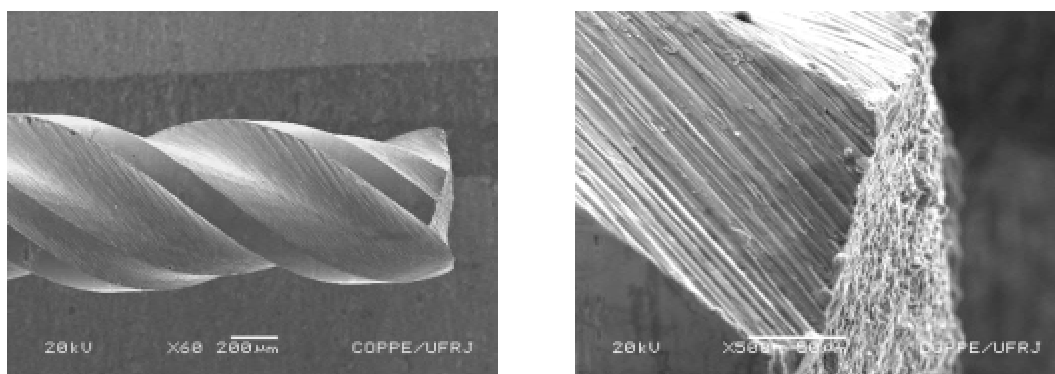


Figura 64 – Vista lateral de uma lima 25.06 como recebida, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

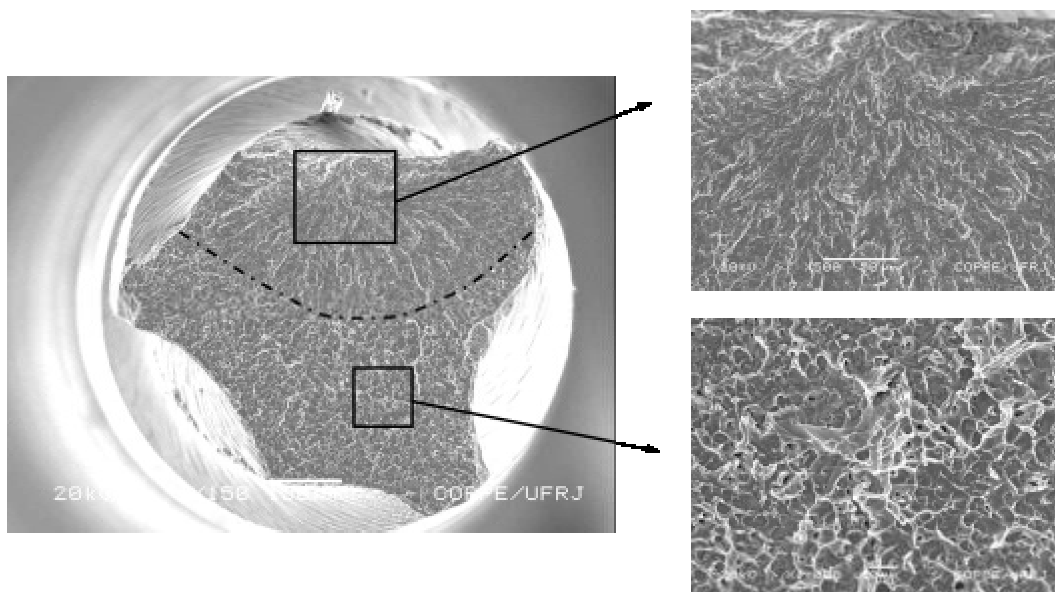


Figura 65 – Fratografia referente ao ensaio de fadiga sob flexão de uma lima 25.06 como recebida.

4.2.4. Ensaio de Carregamento em Torção de limas previamente submetidas à Fadiga por Flexão

Os dados obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção no 5º mm de oito limas 25.06 como recebidas e oito limas 25.06 previamente submetidas ao ensaio de fadiga por flexão são apresentados na Tabela 14. Esta tabela mostra o ângulo de ruptura e o torque máximo atingido em cada lima ensaiada, bem como a média e o desvio padrão dos resultados de cada grupo.

Não houve diferença estatística, quanto ao ângulo de ruptura e ao torque máximo, entre os resultados dos ensaios de carregamento em torção dos dois grupos (t-Test, $p < 0,05$).

Tabela 14 – Dados obtidos a partir dos ensaios de torção a 5 mm da ponta de limas 25.06 como recebidas e previamente submetidas ao ensaio de fadiga por flexão até 6000 ciclos.

Carregamento em Torção - 5 mm			
Como Recebidas		Previamente Ensaçadas	
Ângulo (°)	Torque (N.cm)	Ângulo (°)	Torque (N.cm)
654	2,1	552	1,2
498	1,8	552	2,5
510	2	414	1,5
480	2	498	1,8
594	1,3	552	2,1
660	2,4	498	1,6
468	2,2	468	1,4
444	1,7	582	1,8
Média	Média	Média	Média
538,50	1,94	514,50	1,74
SD	SD	SD	SD
85,32	0,34	55,53	0,41

Desta forma, estes grupos foram unidos em um só grupo de 16 limas 25.06 submetidas ao ensaio de carregamento em torção no 5º mm. A distribuição do ângulo que as limas atingiram até o momento da fratura encontra-se na Figura 66.

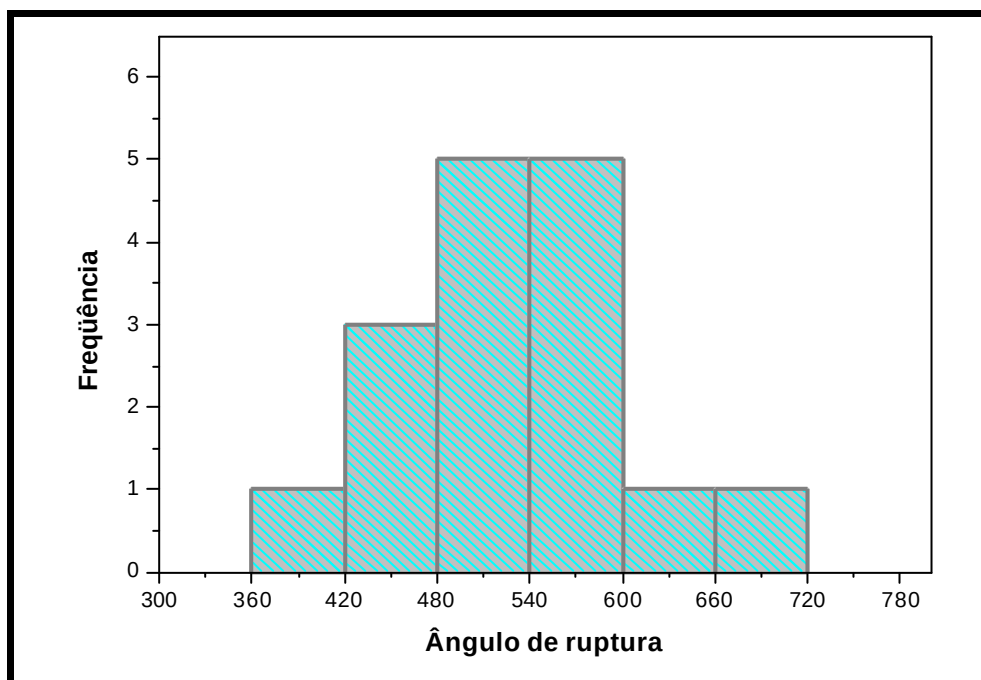


Figura 66 – Histograma de Frequência do ângulo de ruptura nos ensaios de carregamento em torção a 5 mm da ponta de 16 limas 25.06.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 submetidas ao ensaio de fadiga sob flexão interrompido em 6000 ciclos permite a observação um mesmo padrão para todas as limas (Figura 67). Nenhuma deformação plástica ou trinca superficial foi observada nas 4 limas ensaiadas.

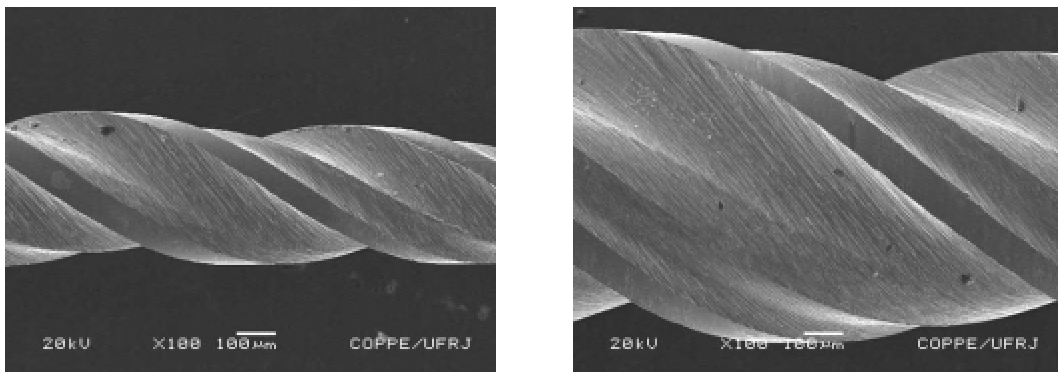


Figura 67 – Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de fadiga sob flexão interrompido em 6000 ciclos. À esquerda, o aumento de 100x da ponta do instrumento, e à direita, o mesmo aumento mais próximo ao cabo.

As limas fraturadas durante os ensaios de carregamento em torção também apresentam um mesmo padrão dentro de um mesmo grupo. Não houve diferença entre os grupos em relação a este padrão. A análise lateral destas limas permite a observação de deformação plástica caracterizada pela distorção na região adjacente à superfície de fratura (Figura 68). Em um aumento maior, a deformação plástica das marcas de usinagem presentes na área de alívio de guia radial confirma a deformação observada sob menor aumento. A análise fractográfica evidencia duas regiões diferentes: uma no centro da superfície, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia, com um aspecto mais regular e sem dimples (Figura 69).

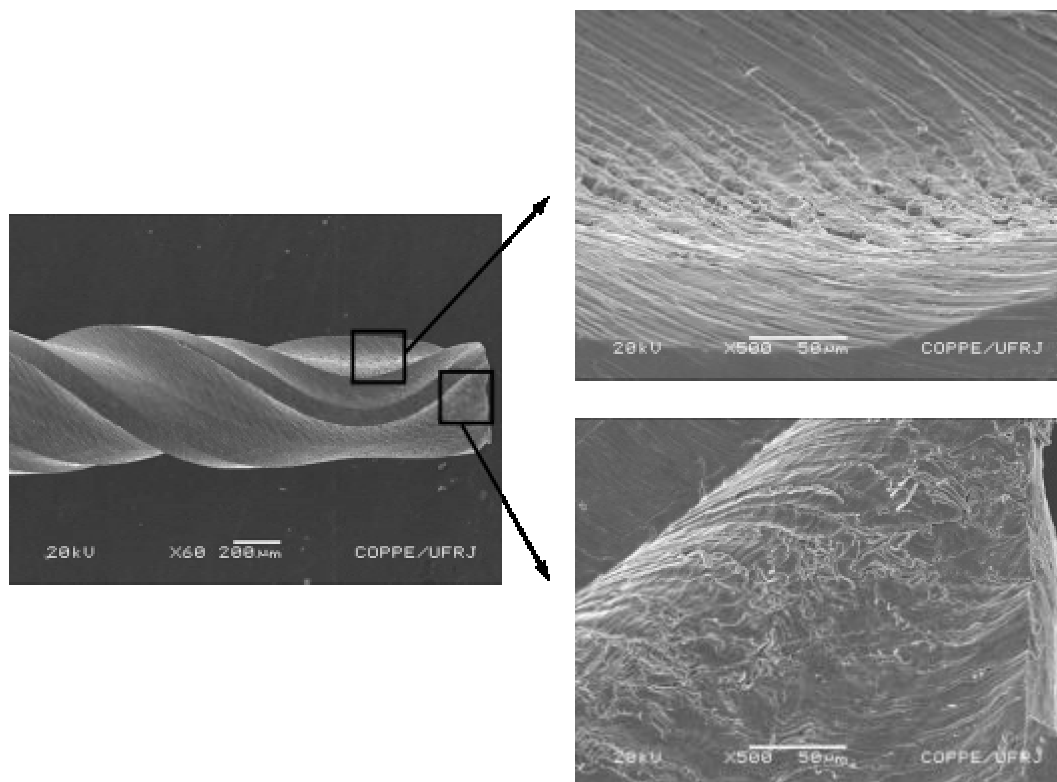


Figura 68 – Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de fadiga sob flexão fraturada no ensaio de carregamento em torção.

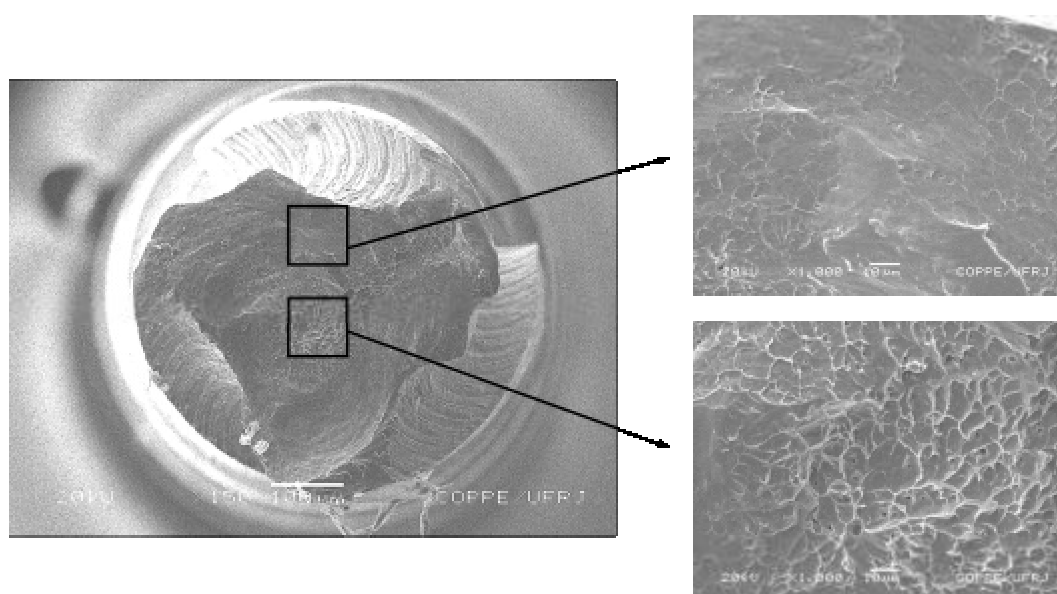


Figura 69 – Fratografia referente ao ensaio de carregamento em torção de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de fadiga sob flexão.

4.3.4. Ensaio de Fadiga sob Flexão de limas previamente submetidas ao Carregamento em Torção

A Tabela 15 mostra os dados obtidos a partir dos ensaios de fadiga por flexão de oito limas 25.06 previamente torcidas até 90°, oito limas 25.06 previamente torcidas até 180°, e oito limas 25.06 previamente torcidas até 420°. O número de ciclos necessários para a fratura de cada lima é mostrado, bem como a média e o desvio padrão dos resultados de cada grupo.

Tabela 15 – Dados obtidos a partir dos Ensaios de Flexão de oito limas 25.06 previamente torcidas até 90°, oito limas 25.06 previamente torcidas até 180°, e oito limas 25.06 previamente torcidas até 420°.

Ensaio de Flexão - Número de Ciclos		
Previamente torcidas até 90 °	Previamente torcidas até 180 °	Previamente torcidas até 420 °
2085	2300	1750
3575	1725	2015
3420	1195	1145
4235	3365	1435
3475	2140	1440
2910	1535	1150
7180	2085	1600
3315	3245	1955
Média	Média	Média
3774,38	2198,75	1561,25
SD	SD	SD
1506,06	770,34	331,90

Os resultados mostram uma diferença estatisticamente significativa (ANOVA, $p < 0,05$) entre os três grupos, sendo que quanto maior o ângulo ao qual a lima tenha sido submetida durante o ensaio de carregamento em torção interrompido, menor é o número de ciclos que ela suporta durante o ensaio de fadiga sob flexão. Estes três grupos também apresentaram uma diferença significativa em relação ao grupo de limas ensaiadas em flexão como recebidas (Figura 70).

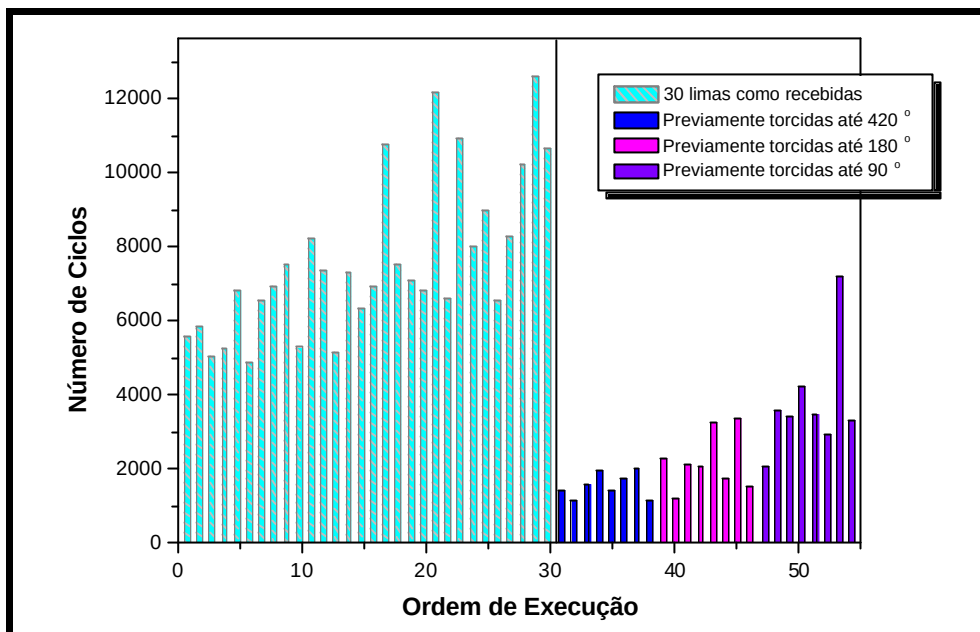


Figura 70 – Dados obtidos a partir dos Ensaios de Flexão das 30 limas 25.06 como recebidas citadas no item 4.4, oito limas 25.06 previamente torcidas até 90°, oito limas 25.06 previamente torcidas até 180°, e oito limas 25.06 previamente torcidas até 420°.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 deformadas durante os ensaios de carregamento em torção interrompidos permite a observação um mesmo padrão para todas as limas de um mesmo grupo. Os padrões apresentados por cada grupo podem ser observados nas Figuras 71 a 73. A partir da Figura 71, não é possível a observação de deformação evidente nas limas previamente submetidas à torção até 90°. Já nas Figuras 72 e 73, é possível a observação de deformação plástica aparente nas outras duas condições de ensaio. Quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção, maior a deformação aparente. Em um aumento maior, a deformação plástica das marcas de usinagem presentes na área de alívio de guia radial confirma a deformação observada sob menor aumento.

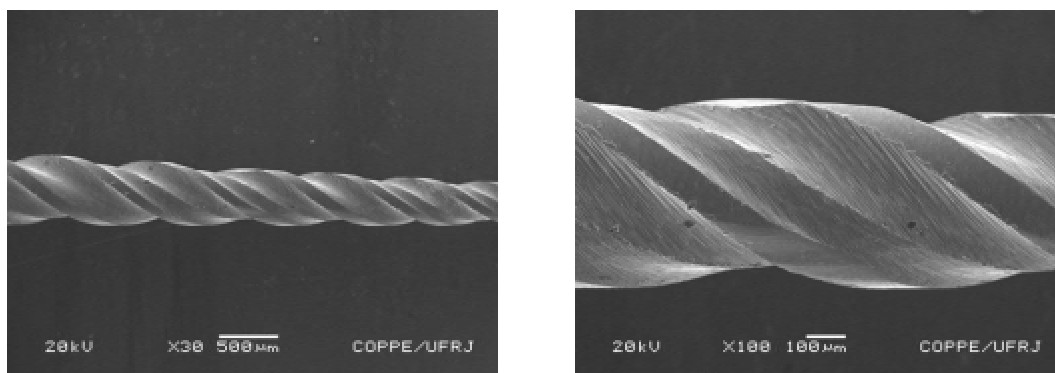


Figura 71 – Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de carregamento em torção interrompido em 90°. À esquerda, o aumento de 30x da porção do instrumento que sofreu deformação plástica, e à direita, o aumento de 100x com o detalhe da deformação.

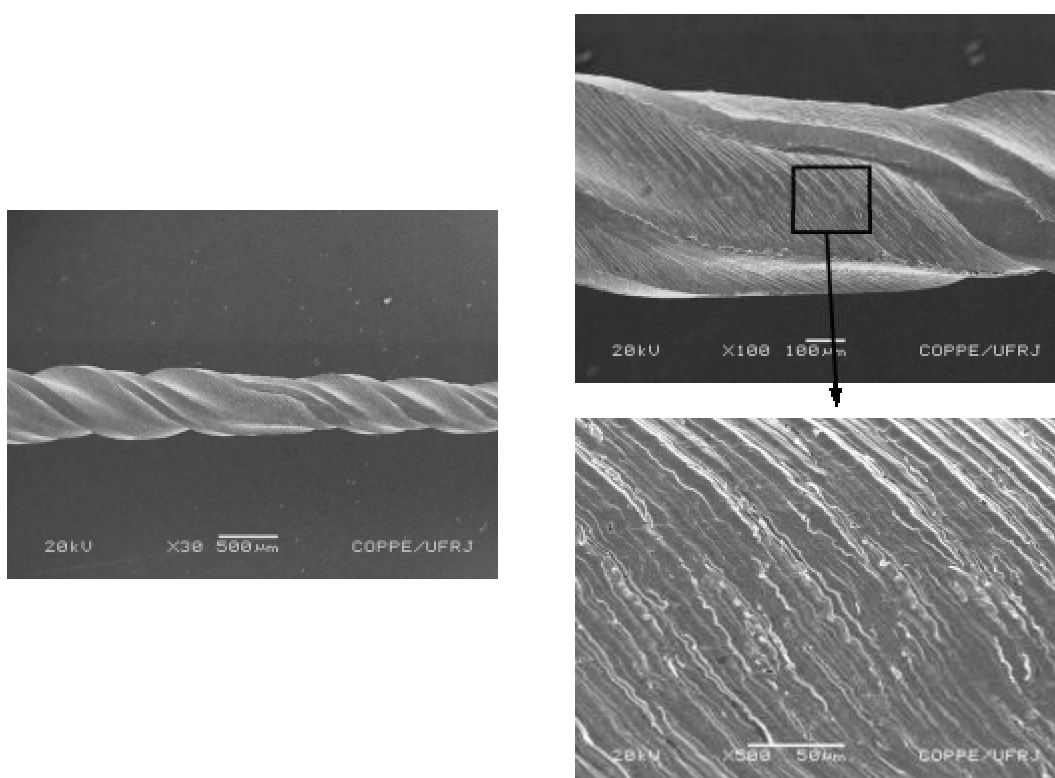


Figura 72 – Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de carregamento em torção interrompido em 180°. À esquerda, o aumento de 30x da porção do instrumento que sofreu deformação plástica, e à direita, o aumento de 100x com o detalhe da deformação.

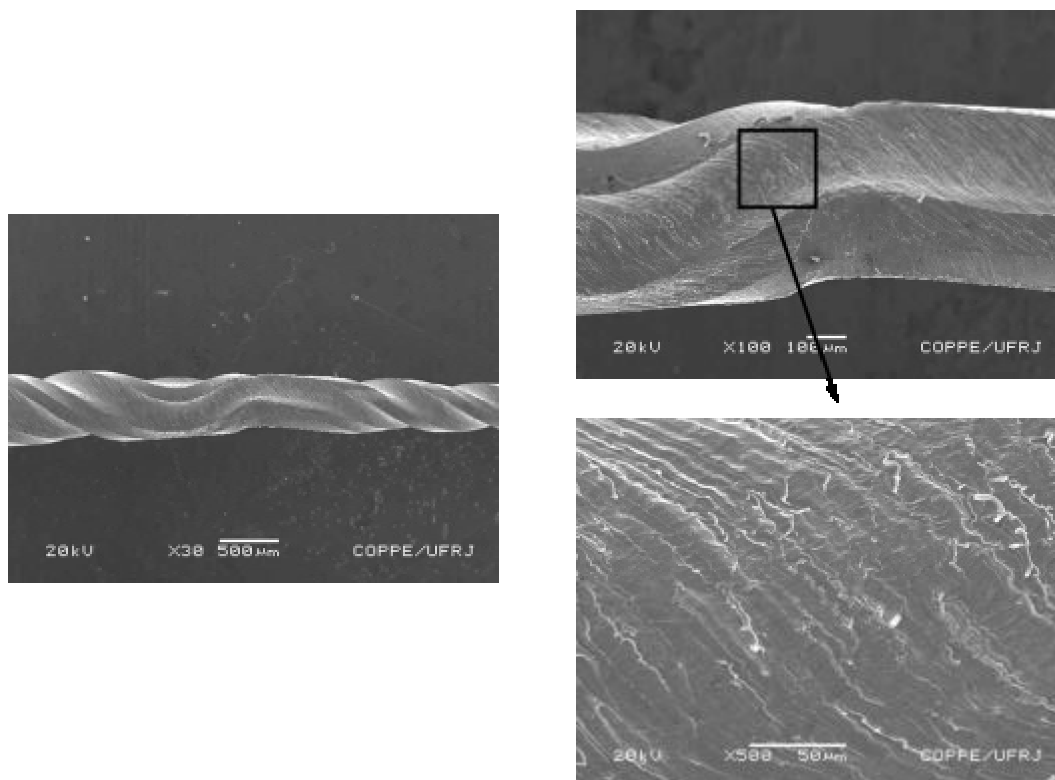


Figura 73 – Vista lateral de uma lima 25.06 submetida ao ensaio de carregamento em torção interrompido em 420°. À esquerda, o aumento de 30x da porção do instrumento que sofreu deformação plástica, e à direita, os aumentos de 100x e 500x com o detalhe da deformação.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas 25.06 fraturadas durante os ensaios de fadiga por flexão também permite a observação de um mesmo padrão para todas as limas de um mesmo grupo. A análise lateral das limas fraturadas em fadiga previamente submetidas à torção até 90°, não permite a observação de deformação plástica evidente (Figura 74). A análise lateral das limas pertencentes aos outros dois grupos permite a observação de deformação plástica caracterizada pela distorção na região adjacente à superfície de fratura (Figuras 76 e 78). Quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção prévios, maior a deformação aparente. A presença de trincas secundárias pode ser observada no maior aumento, no qual a deformação plástica das marcas de usinagem confirma a deformação observada sob menor aumento. A análise fratógrfica dos três grupos de

limas evidencia duas regiões diferentes: uma com a presença de estrias radiais partindo de um ponto localizado próximo à borda; e outra caracterizada pela presença de dimples (Figuras 75, 77 e 79). Quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção prévios, mais pronunciadas se apresentam as estrias radiais.

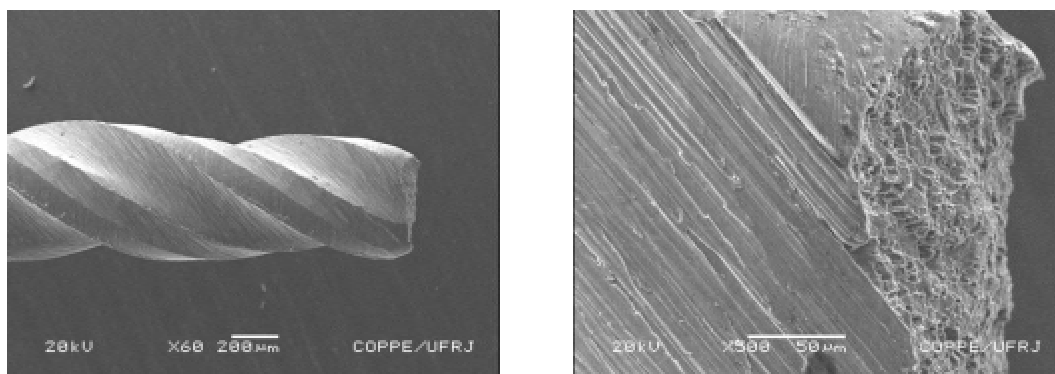


Figura 74 – Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 90°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

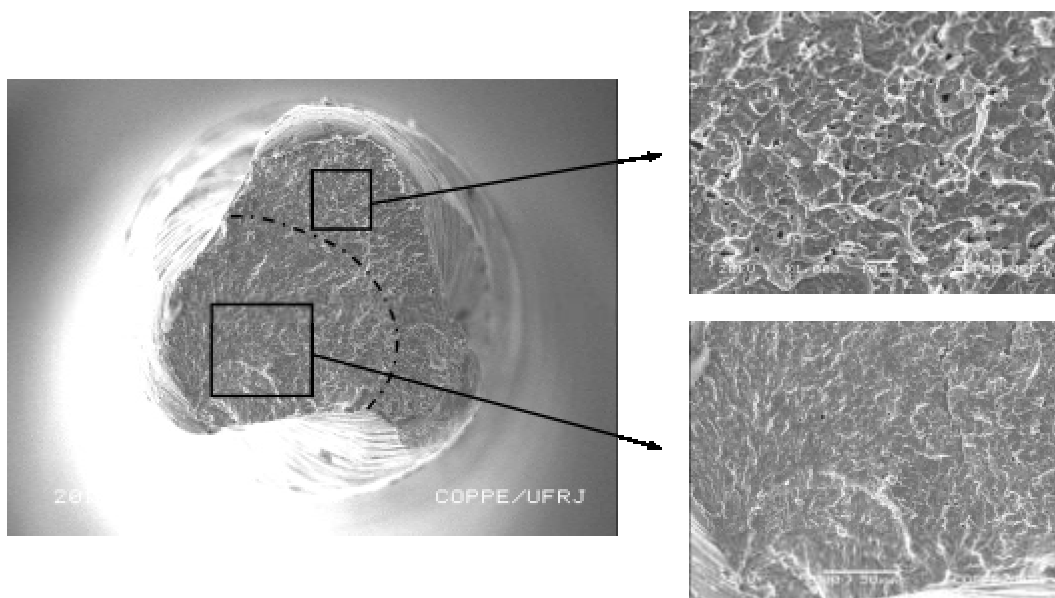


Figura 75 – Fratografia de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 90°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

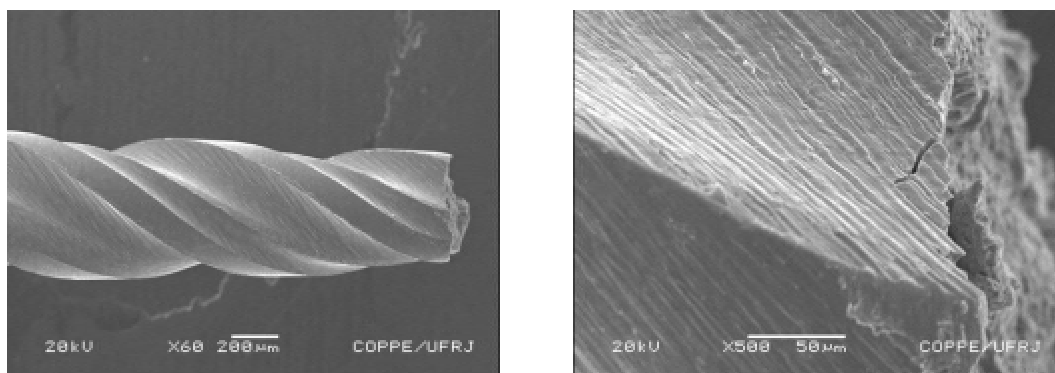


Figura 76 – Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 180°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

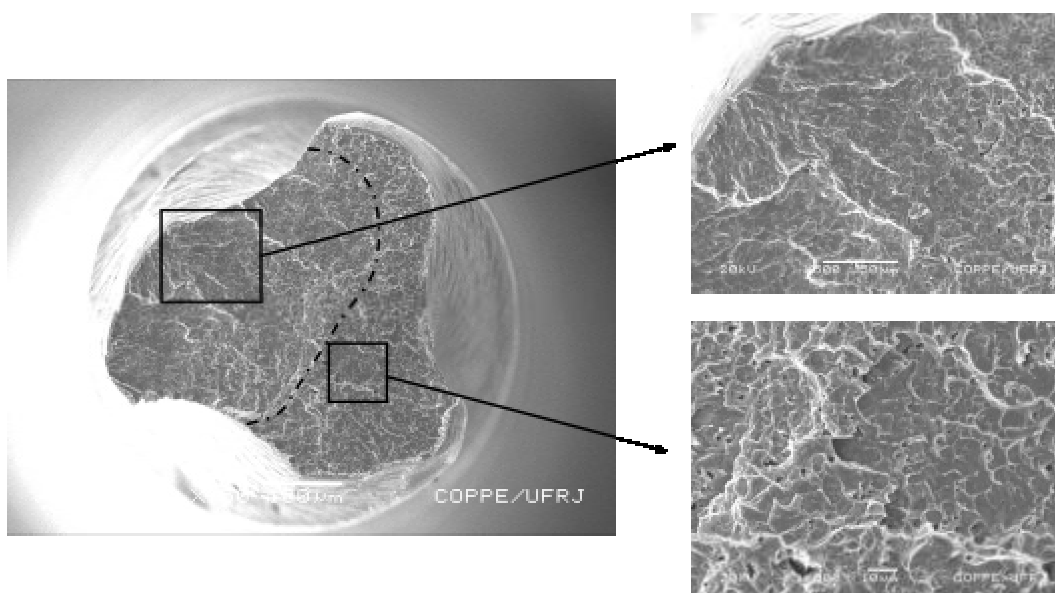


Figura 77 – Fratografia de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 180°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

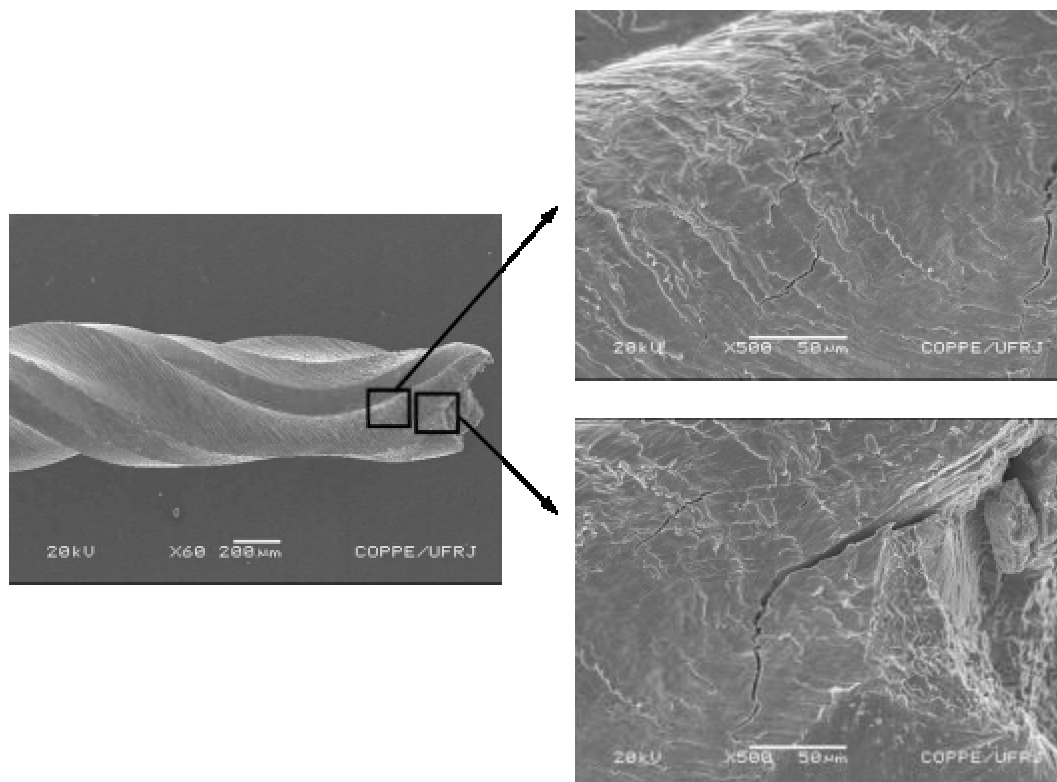


Figura 78 – Vista lateral de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 420°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

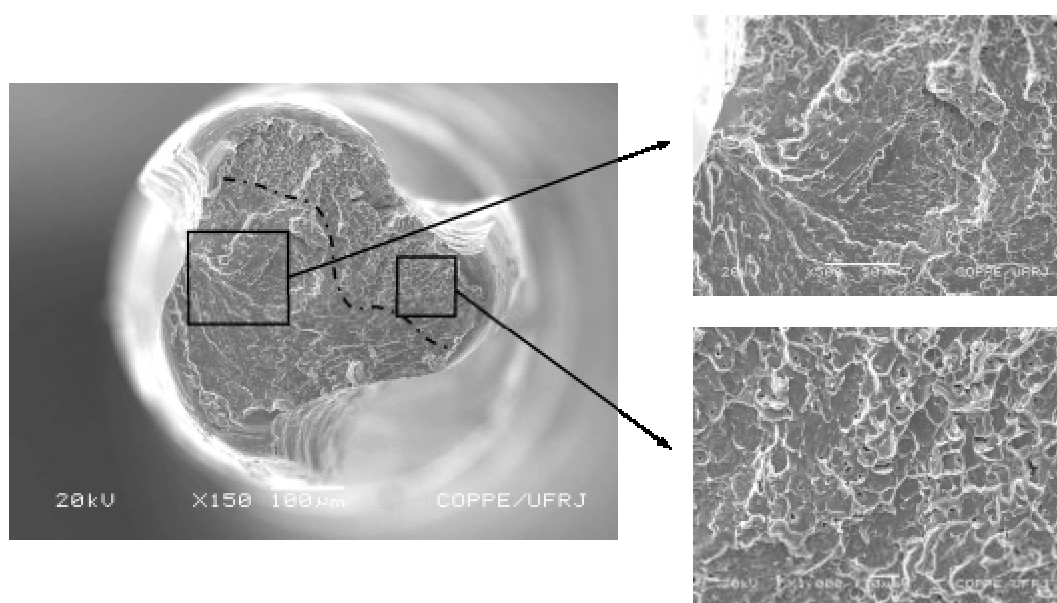


Figura 79 – Fratografia de uma lima 25.06 previamente submetida ao ensaio de carregamento em torção até 420°, fraturada no ensaio de fadiga sob flexão.

5. DISCUSSÃO

Para o estudo do mecanismo de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi muitos fatores devem ser considerados. No entanto, há uma dificuldade muito grande em realizar experimentos em laboratório incorporando todos estes fatores simultaneamente. Em consequência, os fatores são normalmente tratados de forma separada. Diversos aspectos referentes às propriedades das ligas de NiTi têm sido bastante estudados, com a finalidade de se alcançar um melhor entendimento das condições de trabalho dos instrumentos em questão.

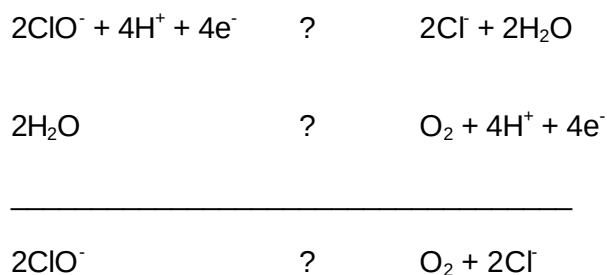
As dimensões de lima 20.04 e 25.06 foram utilizadas no presente estudo por apresentarem o mesmo segmento ativo de corte durante a prática clínica, de acordo com a Técnica do Preparo Segmentado, descrita por BASSI (2002), como pode ser observado na Figura 14 (página 23). Cabe salientar que, caso outra técnica de instrumentação seja realizada com a utilização destas mesmas limas, o segmento ativo de corte das limas passa a ser outro e, conseqüentemente, os valores de torque envolvidos não são comparáveis. Desta forma, foram escolhidas limas de dois diferentes calibres, que apresentam o torque gerado durante a instrumentação como um critério de comparação. Nos ensaios de fadiga sob flexão, as limas 25.06 foram escolhidas por possuírem as maiores dimensões quando comparadas às outras limas utilizadas nesta técnica, tendendo a apresentar a menor vida em fadiga sob flexão de acordo com PRUETT *et al.* (1997).

A partir da análise inicial por microscopia eletrônica de varredura das limas endodônticas estudadas, na condição em que foram recebidas (Figura 34 – página 61 e Figura 35 – página 62), foi possível a observação de marcas de usinagem. Estas marcas também foram observadas em estudos anteriores por outros autores (LIN *et al.*, 2000, WALIA *et al.*, 1988), que também as atribuíram ao processo de usinagem. Os autores não mencionam, nestes trabalhos, o processo de usinagem adotado na

fabricação de limas endodônticas de NiTi e não fazem nenhuma associação destas marcas de fabricação com uma possível redução de resistência mecânica.

A determinação da curva redox da solução de NaClO (Figura 37 – página 63) teve como objetivo estudar o comportamento desta solução em diferentes potenciais, definindo-se sua estabilidade eletroquímica nesses mesmos potenciais. A platina é utilizada como eletrodo de trabalho, uma vez que só estão em questão as reações que podem ocorrer na superfície desta envolvendo componentes do próprio meio e não a fase metálica. Na Figura 35 (página 62), a linha “b” indica o potencial de equilíbrio da reação $2\text{H}_2\text{O} = \text{O}_2 + 4\text{H}^+ + 4\text{e}^-$, referente ao diagrama de estabilidade termodinâmica da água, correspondendo ao valor $+306 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ para um $\text{pH} = 11,5$. Acima deste potencial, portanto, a água é oxidada.

Analisando o diagrama E x pH de equilíbrio metaestável do hipoclorito, constata-se que o domínio de estabilidade do HClO e do ClO^- encontra-se acima do domínio de estabilidade da água, o que indica que a solução contendo ácido hipocloroso e hipoclorito pode se oxidar, por ser um meio aquoso, com o desprendimento de oxigênio. As reações de redução que ocorrem para que a água seja oxidada são a redução do ácido hipocloroso para íon cloreto e a redução de hipoclorito para íon cloreto. Tais reações estão indicadas abaixo:



A curva de polarização anódica da platina na solução encontra-se, em sua totalidade, acima da linha “b”, sendo que o potencial inicial é de $+465\text{mV}_{\text{ECS}}$, ou seja, está acima do domínio de estabilidade da água. Isso sugere que a corrente anódica pode estar relacionada à oxidação da água, podendo representar um dos fatores responsáveis pelo aumento de corrente. Já no caso da curva catódica, o início se dá acima da linha “b”, e posteriormente se entra no domínio de estabilidade da água.

A curva catódica encontra-se em sua totalidade no domínio de estabilidade dos íons cloreto. Aparentemente, a curva anódica não é marcada por alterações no valor de potencial equivalente à linha de transição do domínio de estabilidade dos íons cloreto para o domínio de estabilidade do ClO^- . Isso significa que, em sua maior parte, ambas as curvas encontram-se no domínio de estabilidade dos íons cloreto. É importante observar também que nos potenciais a partir do potencial redox, a solução de hipoclorito não é eletroquimicamente estável.

As curvas de polarização anódica dos fios de NiTi na solução de NaClO (Figura 38 – página 65) foram realizadas para fornecer informações sobre o comportamento da liga de NiTi nesta solução. Os resultados mostram que a densidade de corrente começa a sofrer aumento substancial por volta de um potencial de $+500$ a $+600\text{mV}_{\text{ECS}}$. Em potenciais inferiores, a densidade de corrente é baixa, indicando a passivação do material e a não ocorrência de outras reações eletroquímicas envolvendo apenas o eletrólito. Numa primeira análise, esses poderiam ser considerados como sendo os potenciais de pite do NiTi em presença de uma solução de NaClO. Neste potencial, haveria a ruptura do filme de passivação em alguns pontos, possibilitando a ocorrência de corrosão localizada.

Entretanto, como indicado na curva redox, há uma série de outros fatores a serem analisados em relação à solução de hipoclorito (Figura 37 – página 63). Sendo

o potencial de equilíbrio da reação $2\text{H}_2\text{O} = \text{O}_2 + 4\text{H}^+ + 4\text{e}^-$ nesta solução igual a $+306\text{mV}_{\text{ECS}}$, os potenciais nos quais observamos um aumento de corrente encontram-se no domínio de oxidação da água para esta solução. De acordo com o diagrama E x pH de equilíbrio metaestável do sistema água-cloro, no qual o hipoclorito encontra-se presente como uma das espécies termodinamicamente estáveis em potenciais mais elevados, percebemos que nesta solução estariam presentes os íons cloreto e hipoclorito.

Não se pode afirmar, portanto, que ocorre corrosão localizada quando a densidade de corrente sofre o aumento observado nas polarizações (Figura 38 – página 65), uma vez que ocorre uma superposição aproximada do potencial de aumento de corrente anódica com o potencial de ocorrência de outras reações eletroquímicas, que não são de oxidação do próprio metal. Possivelmente, este aumento pode ser atribuído às reações ocorridas na solução de hipoclorito de sódio. O resultado obtido com a análise sob microscopia eletrônica de varredura do fio ensaiado em imersão na solução de hipoclorito de sódio (Figura 40 – página 66) reforça esta hipótese, por não ter indicado a presença de pontos evidentes de corrosão localizada.

Os resultados desta tese são compatíveis com aqueles encontrados por DARABARA *et al.* (2004). A partir do critério de interpretação das curvas de polarização potenciodinâmica adotado pelos autores, a conclusão foi a de que o NiTi não seria suscetível a corrosão por pite nem por crêvice nesta solução. Os valores de potencial encontrados por estes autores diferem daqueles obtidos nos ensaios aqui apresentados, o que pode estar relacionado a três fatores. O primeiro se deve ao fato de os autores terem preparado previamente a superfície das limas para que todas apresentassem um mesmo padrão de acabamento com rugosidade semelhante, sendo que no presente estudo o material foi utilizado como recebido, não passando

por nenhum processo que regularizasse sua superfície. Já o segundo fator estaria relacionado à complexidade do processo de passivação, que pode ocorrer dentro de uma ampla faixa de potenciais, sendo este potencial afetado pelo acabamento de superfície. O terceiro fator se relaciona com o método de polarização dinâmica utilizado por estes autores, que pode levar a diferenças de resultados comparativamente àqueles obtidos pelo método de polarização potencioestática empregado em nosso trabalho.

O potencial de eletrodo da platina medido na solução de hipoclorito de sódio se manteve praticamente constante, numa faixa entre $+500\text{mV}_{\text{ECS}}$ e $+525\text{mV}_{\text{ECS}}$ (Figura 40 – página 66), evidenciando um caráter altamente oxidante do meio. Um meio fortemente oxidante tende, em princípio, a favorecer a incidência de corrosão localizada.

Observou-se que o potencial de eletrodo inicial do fio de NiTi nesta solução é de $+240\text{mV}_{\text{ECS}}$ (Figura 40 – página 66), e em um tempo relativamente curto, esse potencial tende a se aproximar do potencial redox. Após esse período, o potencial tende a se manter constante, num valor próximo a $+470\text{mV}_{\text{ECS}}$, sem significativa influência da polarização realizada ao final de 1000 minutos de ensaio, conforme indicado na Figura 40 (página 66). Esse valor no qual o potencial se mantém constante encontra-se no domínio de oxidação da água, de acordo com o diagrama E x pH de equilíbrio da água, apresentado por Pourbaix. Para um pH de 11,5, a oxidação da água ocorreria acima de $+306\text{mV}_{\text{ECS}}$.

Se analisarmos o diagrama E x pH de equilíbrio metaestável do sistema água-cloro, no qual o hipoclorito encontra-se presente, percebemos que o potencial inicial de corrosão do fio, bem como todos os potenciais assumidos por esse durante o experimento (Figura 40 – página 66), encontra-se dentro do domínio de estabilidade

dos íons Cl^- . Isso tem como consequência, numa solução contendo hipoclorito de sódio, a possibilidade de ocorrer a reação de formação de cloreto a partir do hipoclorito sobre a superfície do NiTi, em função dos potenciais de eletrodo mais baixos do material, nos instantes iniciais de imersão. Como indicado na Figura 38, o hipoclorito seria mais estável do que o cloreto somente a partir de um potencial correspondente à linha de equilíbrio referente à equação $\text{Cl}^- + \text{H}_2\text{O} \rightleftharpoons \text{ClO}^- + 2\text{H}^+ + 2\text{e}^-$ deste diagrama. Este potencial é de $+788 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ para a solução de ensaio com um pH de 11,5. Entretanto, apesar do caráter fortemente oxidante do meio e da relativa estabilidade dos íons cloreto, não se observou corrosão localizada, como comprovado na análise por microscopia eletrônica de varredura (Figura 41 – página 67).

Como pode ser observado na Figura 42 (página 68), o potencial de eletrodo da lima 25.06 do Experimento 1 (Exp.1) na solução de NaClO é $+121 \text{ mV}_{\text{ECS}}$, e o da lima 25.06 do Experimento 2 (Exp.2) é $+50 \text{ mV}_{\text{ECS}}$, ficando ambos muito abaixo do potencial redox da solução. Com o tempo, porém, o potencial das limas tende a se aproximar do potencial redox, permanecendo numa faixa de $+400 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ a $+500 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ a partir de três horas de experimento. Os valores de potencial registrados ao final da exposição à solução de NaClO não variaram muito entre as 16 limas 25.06 ensaiadas, de acordo com a Tabela 9 (página 69). A média dos dois experimentos é igual a $473,87 \text{ mV}$ e desvio padrão, igual a $42,25 \text{ mV}$.

A lima 20.04 apresentou um potencial de eletrodo de $+175 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ na solução de NaClO (Figura 42). Seu potencial apresentou grande oscilação, variando entre os valores de $-34 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ e $+452 \text{ mV}_{\text{ECS}}$. Os valores de potencial registrados ao final da exposição à solução de NaClO variaram de $-30 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ a $+507 \text{ mV}_{\text{ECS}}$ (Tabela 9 – página 69). Esta grande variação de potencial, bem como a oscilação do potencial durante o ensaio, pode ser relacionada também à complexidade do processo de passivação, que ocorre em uma ampla faixa de potencial. Diferenças entre as limas 20.04 e as limas

25.06, quanto à geometria e ao acabamento superficial, podem ter influência sobre o comportamento do potencial destes dois tipos de limas, apesar de não ser possível a observação destas diferenças na análise por microscopia eletrônica de varredura.

Conclui-se dos resultados obtidos para os dois calibres de lima que não há evidências de corrosão localizada nas limas expostas à solução de hipoclorito de sódio, de acordo com a análise por microscopia eletrônica de varredura e apesar das indicações de correntes anódicas elevadas para o NiTi na solução de hipoclorito de sódio. Estas correntes, segundo as indicações de diagramas de equilíbrio do cloro e da água analisados, se referem a reações que não seriam de oxidação do metal.

Estes resultados não estão em concordância direta com aqueles apresentados por COSTA *et al.* (2000), que observaram sinais de corrosão por pites em limas de NiTi nessa mesma solução. Estes autores submeteram as limas a uma polarização potenciodinâmica, o que caracteriza condições de trabalho diferentes daquelas utilizadas nesta tese, na qual as limas foram mantidas sob imersão limitada ao potencial de corrosão.

Nossos resultados são compatíveis com os resultados de YOKOYAMA *et al.* (2004), obtidos para limas expostas à solução de hipoclorito de sódio sem tensionamento, que não apresentaram também indicações de corrosão por pite. Porém, estes autores relataram que a corrosão localizada do material ocorre na presença desta mesma solução desde que uma tensão fosse imposta ao material que supere uma tensão crítica para que ocorra a transformação martensítica.

Os resultados encontrados por BUSSLINGER & BARBAKOW (1998), que constataram a inexistência de corrosão significativa do NiTi nesta solução, estão também de acordo com os resultados obtidos no presente estudo, tendo porém

utilizando uma metodologia diferente. Os autores relatam que a concentração do titânio liberado em solução variou de $10 (\pm 9) \text{ pg g}^{-1}$ a $25 (\pm 20) \text{ pg g}^{-1}$ ao final de 1h de imersão em NaClO 1%. Para 1h de imersão em NaClO 5% esse valor foi calculado em uma diferença de $0,9 (\pm 0,1) \text{ }\mu\text{g}$. Estas quantidades de íons liberados foram consideradas clinicamente insignificantes pelos autores, pois as limas costumam trabalhar em um tempo muito menor que 1h, raramente além de 1 minuto. Cada vez que uma lima é utilizada, trabalha cerca de três segundos no interior do canal, sendo aconselhável, por segurança, que se use cada lima no máximo em quinze canais, de acordo com a prática clínica. Quanto ao níquel, as quantidades liberadas foram tão ínfimas que não puderam ser determinadas com precisão.

A inexistência de indicações de corrosão localizada na análise por microscopia das limas expostas à solução de hipoclorito de sódio está também em coerência com os resultados dos ensaios mecânicos, nos quais se constatou que o comportamento mecânico das limas não foi afetado pela exposição prévia a esta solução. As curvas Torque x Deformação Angular evidenciam um mesmo comportamento das limas como recebidas e das limas previamente expostas ao hipoclorito (Figura 55 – página 76). Não se constatou diferença significativa entre estes dois grupos de limas quanto ao torque e quanto à deformação angular. Da mesma forma, não houve diferença significativa entre as limas como recebidas e as limas previamente expostas à solução de hipoclorito de sódio quanto ao número de ciclos realizados até o momento da fratura, nos ensaios de fadiga sob flexão (Tabela 10 – página 77 e Tabela 11 – página 79).

Estes resultados são parcialmente compatíveis com os resultados apresentados por SVEC & POWERS (2002). Apesar de os autores constatarem a presença de sinais de pite em limas utilizadas clinicamente, os valores de torque

registrados no momento da fratura de instrumentos novos e usados não apresentaram diferença significativa.

Desta forma, conclui-se que as limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi não sofrem corrosão quando expostas à solução de hipoclorito de sódio 5,25%, mesmo em tempos relativamente longos de exposição. A exposição das limas a esta solução não apresenta influência sobre o comportamento em torção nem na vida em fadiga destas limas.

Em relação aos ensaios de polimento eletroquímico, observa-se que os valores de corrente anódica atingidos foram de aproximadamente 1,5mA para as limas 25.06 e 1,0mA para as limas 20.04 (Figuras 46 e 47 – página 71). Estes valores são compatíveis com aqueles registrados por SILVA (2004). A similaridade de perfis de corrente ao longo do processo de polimento é indicativa da boa reprodutibilidade do processo. Entretanto, o aspecto mais relevante a ser considerado é que o polimento eletroquímico não teve influência sobre a resistência mecânica das limas, em oposição ao que foi verificado por SILVA (2004). As curvas obtidas durante os ensaios de carregamento em torção evidenciam um comportamento semelhante entre as limas polidas e as limas como recebidas. Além disso, não houve diferença significativa entre estes dois grupos de limas quanto ao torque e quanto à deformação angular. Da mesma forma, não houve diferença significativa entre as limas como recebidas e as limas polidas quanto ao número de ciclos realizados até o momento da fratura, obtidos em ensaios de fadiga sob flexão.

A discrepância em relação aos resultados de SILVA (2004), que observou que as limas polidas atingiram um maior número de ciclos sob flexão em relação às limas como recebidas, poderia ser atribuída ao fato de o autor ter trabalhado com limas que continham uma maior quantidade de irregularidades de superfície em relação às limas

K3. Assim, uma vez que as limas mais irregulares passaram a ter uma superfície mais regular, após o polimento eletroquímico, houve um aumento da resistência à fadiga sob flexão. No presente estudo, a comparação ao microscópio eletrônico de varredura entre as superfícies das limas K3 polidas e das mesmas limas como recebidas não apresentou diferença significativa.

Uma vez que o polimento eletroquímico não teve influência sobre a resistência mecânica das limas endodônticas rotatórias K3 de NTi, uma posterior avaliação da eficiência de corte foi considerada desnecessária. Cabe observar, contudo, que SILVA (2004) observou que este tratamento superficial não afetou a eficiência de corte em limas Miltex de NiTi.

No que se refere a ensaios mecânicos, os estudos sobre fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi consideram basicamente dois tipos de solicitação mecânica, sendo estes a torção e a flexão, e que são avaliados de forma isolada.

No ato de cortar a dentina, há uma resistência ao movimento de rotação da lima no interior do canal, gerando uma determinada componente de solicitação por torção, que pode ser denominada torque dinâmico, em uma frequência próxima à frequência de rotação da lima.

Se a resistência a esse movimento de rotação é momentaneamente aumentada, pode ocorrer o travamento do instrumento no interior do canal, exatamente na porção onde este estiver realizando o corte. Esse esforço mecânico constituiria uma segunda componente de torção, que estaria superposta à primeira, ocorrendo em um curto espaço de tempo e levando a níveis mais elevados de torque. Nessa condição, a porção da lima que está acoplada ao motor continuaria seu movimento de rotação, enquanto a outra porção ficaria travada pelas paredes do canal. Desta forma poderia ocorrer fratura sob torção do instrumento, que seria

precedida por deformação plástica (YARED *et al.*, 2001, SATTAPAN *et al.*, 2000b, ALAPATI *et al.*, 2005).

De acordo com WALIA *et al.* (1988), a porção relativa ao regime plástico das curvas de carregamento em torção é bastante extensa e praticamente horizontal, reforçando a possibilidade de deformação plástica significativa por torção antes da fratura. SPANAKI-VOREADI *et al.* (2006) avaliaram limas rotatórias fraturadas sob condições clínicas e relataram que, apesar de a maior parte dos instrumentos ter fraturado sem evidência de deformação plástica macroscópica, as fraturas apresentam o característico padrão de dimples, sem evidências de nucleação e propagação de trinca. Baseados nestas observações, os autores concluem que um único incidente de sobrecarga, que causaria a fratura dúctil das limas, seria o mecanismo de fratura mais comumente encontrado na utilização de limas ProTaper sob condições clínicas.

Esta fratura gerada por um carregamento em torção excessivo da lima estaria associada a uma componente de torque que incide em um tempo curto, levando a uma alta taxa de deformação da lima sob rotação. Uma vez excedido um limite de torque ou uma capacidade de absorção de energia sob deformação do instrumento, ocorreria sua fratura.

Considerando-se que uma lima fratura por torção após sofrer deformação angular de aproximadamente 900° (WALIA *et al.*, 1988) e que a velocidade de rotação do motor adotada é de 350 rpm, conclui-se que, durante a prática clínica, a fratura ocorreria em menos de 0,5s após o travamento. Por maior que seja a habilidade do profissional, seria inadequado confiar no ato reflexo deste para que a fratura seja evitada. Mostra-se necessária, portanto, a utilização de motores controladores de torque.

Nesta dissertação, os ensaios de carregamento em torção a 0,3 rpm permitiram a obtenção de curvas mais regulares em relação às obtidas nos ensaios a 1 rpm. De acordo com estas curvas foi possível a determinação das angulações a serem utilizadas nos ensaios de carregamento em torção interrompidos. As setas presentes na Figura 52 (página 74) deixam bem evidentes estas angulações. Observa-se que o patamar de torque determinado para as limas ensaiadas à velocidade de 0,3 rpm não se distingue dos patamares obtidos para as limas ensaiadas à velocidade de 1rpm (Figura 52 – página 74 e Figura 55 – página 76).

Durante os ensaios de carregamento em torção a 1 rpm, o torque oscilou em uma faixa de 0 N.cm e 1,5 N.cm para as limas 20.04 (Figura 55 – página 76). Para as limas 25.06, a faixa de torque ficou compreendida entre 2,5 N.cm e 4,5 N.cm para a torção a 7 mm da ponta, e entre 0,5 N.cm e 2,0 N.cm para a torção a 5 mm da ponta (Figura 60 – página 81). Estes resultados estão de acordo com SATTAPAN (2000a), que relatam que instrumentos de menor calibre são menos resistentes à torção do que os de maior calibre. BARBAKOW & PETERS (2002) também observaram maiores valores de torque para os instrumentos de maior calibre, enquanto os menores valores corresponderam aos instrumentos mais finos.

Os valores determinados no presente trabalho estão, em geral, acima daqueles registrados por WALIA et al. (1988), que observaram uma oscilação do torque entre 0,13 N.cm e 0,16 N.cm. Estes valores foram registrados em gf.cm por estes autores e convertidos para fins de comparação considerando-se $1\text{gf.cm} = 9,8 \times 10^{-3} \text{ N.cm}$. Os autores estudaram um outro tipo de lima, utilizando um dispositivo no qual a lima era presa pelo mandril a 3 mm da ponta. Estes fatores caracterizam condições experimentais diferentes em relação às aqui adotadas, que consistiram em prender a parte ativa da lima a 5 ou 7 mm da ponta, dependendo do tipo de ensaio.

Contudo, há coerência entre os resultados destes autores e os desta dissertação, uma vez que o calibre das limas por eles estudadas foi menor.

Os segmentos a partir da ponta das limas foram determinados por dois diferentes critérios. O sétimo milímetro a partir da ponta corresponde ao principal ponto no qual as limas 20.04 e 25.06 exercem o corte durante a prática clínica, de acordo com a Técnica do Preparo Segmentado descrita por BASSI (2002). Já o quinto milímetro foi determinado de acordo com a porção na qual a lima sofria a máxima curvatura durante os ensaios de fadiga sob flexão. Desta forma, quando a torção e a fadiga sob flexão eram combinadas, os desgastes provenientes de ambos os ensaios ficavam concentrados num mesmo ponto, sendo que de acordo com PRUETT *et al.* (1997), as fraturas se concentram no ponto de flexão máxima durante os ensaios de fadiga sob flexão. No caso em que apenas o ensaio de carregamento em torção foi realizado, este segmento foi utilizado para que fosse possível uma comparação do resultado desse ensaio com o resultado de ensaios combinados com fadiga sob flexão.

YARED *et al.* (2003) registraram um valor médio de torque de 0,09 N.cm, mais baixo em relação aos valores aqui obtidos. Estes autores trabalharam com limas 25.06 K3, que eram presas pelo mandril no 3º mm a partir da ponta, o que justifica tal diferença nos resultados como explicado anteriormente. BOOTH *et al.* (2003) também registraram valores diferentes em relação ao presente trabalho. Estes autores realizaram ensaios de carregamento em torção em limas submetidas simultaneamente a diferentes curvaturas, além de testarem limas de um tipo diferente. Desta forma, estas condições experimentais podem ser consideradas diferentes a ponto de não permitir uma comparação direta com os valores obtidos nesta dissertação.

Os estudos apresentados na literatura revista, relacionados ao torque estático, utilizam a velocidade de rotação de 2 rpm. Essa condição de ensaio determina uma taxa de deformação muito baixa, se comparada à taxa de deformação efetiva que corresponderia à velocidade de rotação de trabalho da lima de 300 rpm.

Portanto, os valores de torque obtidos a partir dos ensaios de carregamento em torção a baixas velocidades de rotação, próximas a 2 rpm, podem se afastar dos valores críticos para a fratura a uma velocidade de rotação de 300 rpm. Um aperfeiçoamento dos sistemas de controle de torque em motores endodônticos dependeria da determinação de valores críticos de torque em taxas de deformação mais próximas daquelas verificadas em situações clínicas. Considerando a alta incidência de falha (SPILI *et al.*, 2005, SATTAPAN *et al.*, 2000b), os motores controladores de torque utilizados durante a instrumentação de canais radiculares são ainda ineficientes para evitar que a fratura ocorra.

Desta forma, devem-se buscar os limites para controle de torque em ensaios que permitam instrumentar o torque estático a uma alta taxa de deformação e também as componentes de torque dinâmico. Sugere-se ainda que o registro do torque se faça durante a instrumentação de dentes extraídos, observando-se os registros no momento da fratura das limas nestas condições.

BLUM *et al.* (1999) registraram o torque durante a instrumentação de canais radiculares de pequeno calibre. Os valores de torque registrados são mais baixos do que aqueles obtidos nesta dissertação. Estes autores observaram que os valores de torque durante a instrumentação variaram de 7×10^{-3} a 12×10^{-3} N.cm na técnica escalonada e de 18×10^{-3} a 20×10^{-3} N.cm na a técnica *Crown-down*, para limas ProFile 25.06. Estes valores foram registrados em N.m pelos autores e convertidos da seguinte forma: $1\text{N.m} = 10^2 \text{ N.cm}$. Estes resultados sugerem que os valores de torque

gerados durante a instrumentação estão abaixo dos valores de torque obtidos nos ensaios de resistência à torção com baixa velocidade de rotação. Por outro lado, SATTAPAN *et al.* (2000a) observaram que o torque no momento da fratura foi significativamente maior do que o torque gerado durante a instrumentação, tendo sido bastante variada esta diferença.

BARBAKOW & PETERS (2002) encontraram resultados que mostram uma média de valores de torque de 1,4 N.cm durante a instrumentação de dentes extraídos. Este valor médio foi obtido em N.mm pelos autores e convertido no presente estudo da seguinte forma: $1 \text{ N.mm} = 10^{-1} \text{ N.cm}$. Apesar de este valor médio ter sido obtido a partir de limas de diferentes calibres, as faixas de torque observadas durante os ensaios de carregamento em torção do presente estudo compreendem este valor. Contudo, este tipo de ensaio registra valores de torque gerados durante uma condição complexa de solicitação mecânica, não sendo comparável com ensaios de carregamento em torção pura.

Um fator importante a ser levado em consideração no estudo do torque é a técnica de instrumentação adotada. Cada técnica determina uma seqüência diferente de limas e cada lima exerce o corte em uma porção distinta. Desta forma, o controle de torque deve ser específico para cada lima, dentro de uma seqüência específica, uma vez que os valores de torque variam de acordo com a porção do instrumento que estiver exercendo o corte e com o seu calibre.

Uma vez obtidos estes valores específicos, atenção deve ser dada às características do motor endodôntico. É essencial que o tempo de resposta do dispositivo seja compatível com as curvas de variação de torque registradas. Variações abruptas de torque dificultam o controle, sendo que picos de torque não compensados pela ação de controle do motor podem levar a danos sob a forma de

deformação plástica ainda abaixo da capacidade de deformação do instrumento. Porém, pode-se considerar que um acúmulo de eventos sucessivos de deformações e solicitações não críticas pode levar a um processo de fratura por fadiga.

Além das tensões por torção, as paredes de dentina impõem à lima uma deformação por flexão proporcional à curvatura do canal. Uma vez que os instrumentos de NiTi suportam uma deformação elástica por flexão de até 90° (WALIA *et al.*, 1988), e dificilmente esta curvatura é verificada entre os canais radiculares, um alto índice de fraturas de limas não deve estar relacionado com uma deformação excessiva por flexão.

No entanto, estes instrumentos trabalham num regime de rotação no interior de canais radiculares curvos, o que caracterizaria uma condição favorável à ocorrência de fadiga sob flexão. De acordo com este princípio, após um determinado número de ciclos, a lima sofreria fratura devido às tensões dinâmicas a que é submetida. De acordo com PRUETT *et al.* (1997), um elevado número de ciclos aliado a uma amplitude suficiente de deformação sugere que a fratura ocorra por fadiga. CHEUNG *et al.* (2005) relatam que a fadiga parece ser um fator importante na fratura de instrumentos rotatórios durante o uso clínico.

YAO *et al.* (2006) relatam que as limas K3 25.04 foram significativamente mais resistentes à fadiga em comparação com limas ProFile e RaCe. No grupo de limas 25.06, as limas K3 e ProFile se mostraram mais resistentes do que as limas RaCe. Esta maior resistência está possivelmente associada a um acabamento superficial mais regular destas limas, uma vez que o número de ciclos é afetado pela presença de defeitos de superfície que atuam como concentradores de tensão.

Os resultados desta dissertação mostram que para um ângulo de curvatura de 45° e um raio de curvatura de 5 mm as limas 25.06 K3 suportam em média 7100 ciclos

até que ocorra a fratura por fadiga. Este resultado mostra um número de ciclos superior àquele registrado por YAO *et al.* (2006) para limas K3 25.06. Estes autores registraram uma média de 1500 ciclos até que ocorresse a fratura por fadiga. O dispositivo utilizado apresenta um ângulo de 60° e um raio de curvatura de 5 mm, caracterizando condições experimentais com uma solicitação mecânica mais severa da lima em relação ao presente estudo. Além disso, durante os ensaios as limas foram submetidas a movimentos oscilatórios axiais, simulando o movimento de “vai e vem” no interior do canal, o que representa uma outra diferença importante de condições experimentais.

YARED *et al.* (2000) também registraram um menor número médio de ciclos em relação a esta dissertação. Os autores trabalharam com limas ProFile 25.06, registrando uma média de 1056 ciclos para limas ensaiadas como recebidas. O ângulo de curvatura utilizado nos ensaios de fadiga foi 90°, o que caracteriza condições experimentais diferentes em relação ao presente trabalho.

Os ensaios em laboratório direcionados para se avaliar a fadiga sob flexão têm apresentado como resultado números extremamente altos de ciclos necessários para a fratura, se comparados aos tempos de utilização verificados na prática clínica. Isso demonstra a complexidade de simulação das condições de uso das limas endodônticas. A análise isolada das diferentes solicitações tem levado a indicações de limites de utilização das limas não muito próximos daqueles verificados clinicamente durante a instrumentação de canais.

PRUETT *et al.* (1997) registraram 500 ciclos para as limas 30.02 e 320 ciclos para as limas 40.02. Estes números foram registrados nos ensaios de fadiga sob flexão com mesmo ângulo e raio de curvatura em relação ao presente estudo, que apresenta um número significativamente maior de 7100 ciclos. Considerando-se que

os diâmetros das limas 30.02 e 40.02 no segmento correspondente à curvatura são menores em relação ao diâmetro das limas 25.06, a diferença de dimensão das limas não pode ser considerada para justificar a diferença nos resultados. Tal diferença pode estar relacionada com o torque de $9,8 \times 10^{-3}$ N.cm a que os autores submeteram as limas (Figura 24 – página 35). Este torque foi aplicado através de um dinamômetro, sendo mantido constante durante os ensaios de fadiga sob flexão, o que pode determinar uma condição de ensaio que combina as solicitações mecânicas de torção e flexão.

Com efeito, a amplitude da deformação sob flexão é um fator determinante e a ela se soma a deformação por torção. Esse efeito combinado pode ser suficiente para reduzir drasticamente o número de ciclos necessários para a fratura, considerada comumente como sendo por fadiga.

No presente estudo, o ensaio interrompido de fadiga sob flexão não teve influência significativa sobre o ensaio de carregamento em torção. Esta observação provavelmente se deve à interrupção do ensaio antes que ocorresse a nucleação de trincas sob flexão e rotação combinadas. A análise por microscopia eletrônica de varredura confirma esta constatação, uma vez que nenhuma trinca foi observada nas limas analisadas após o ensaio interrompido de fadiga sob flexão (Figura 67 – página 88).

Estes resultados não estão de acordo com ULTMANN & PETERS (2005), que observaram que os esforços aos quais foram submetidas as limas, previamente aos ensaios de torção, levaram a uma diminuição no torque necessário para a fratura nos instrumentos. Estes autores submeteram as limas a 30, 60 e 90% do número ciclos necessários para causar a fratura por fadiga, com uma curvatura de 90° e 5mm de raio, previamente aos ensaios de torção. Estas condições experimentais diferem das

condições de ensaio desta dissertação, uma vez que a curvatura aqui utilizada foi de 45° e 5mm de raio. Desta forma, os resultados destes dois trabalhos não podem ser comparados de forma direta.

YARED et al. (2003) observaram que o torque e o ângulo de rotação no momento da fratura foram significativamente afetados pelo uso repetido das limas na instrumentação de canais curvos em blocos de resina. Estes resultados provavelmente estão relacionados às complexas solicitações a que foram submetidas as limas durante a instrumentação dos canais. Desta forma, estas condições experimentais podem ser consideradas diferentes a ponto de não permitir uma comparação direta com os valores obtidos no presente estudo.

Constatou-se em nosso trabalho, contrariamente e de forma relevante, que os ensaios interrompidos de carregamento em torção influenciaram de forma significativa os resultados de ensaios de fadiga sob flexão realizados em seqüência, sendo que quanto maior o ângulo de torção ao qual a lima tenha sido submetida durante o primeiro ensaio, menor foi o número de ciclos suportado sob flexão (Figura 70 – página 91). As limas como recebidas suportaram um número médio de 7100 ciclos, e as limas previamente submetidas à torção até 90°, 180° e 420° suportaram, respectivamente, números médios de 3744, 2199 e 1561 ciclos.

Esta observação provavelmente está relacionada à deformação plástica ocorrida, de forma que quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção, maior a deformação aparente observada na análise por microscopia eletrônica de varredura. As limas previamente submetidas a 90° de torção também apresentaram um número menor de ciclos em relação às limas como recebidas. Apesar de nenhuma deformação plástica ter sido observada na análise microscópica, o ensaio de carregamento em torção pode ter provocado a nucleação

de algum defeito, que agiu como concentrador de tensão no ensaio de fadiga sob flexão.

Desta forma, uma sucessão de sobrecargas em torção, mesmo em ângulos limitados que não impliquem em deformação plástica significativa, podem reduzir a vida em fadiga sob flexão. O limitador de torque pode ou não atenuar ou suprimir essas sobrecargas em torção, dependendo de como atue e de como esteja ajustado.

Estes resultados são compatíveis com aqueles apresentados por GAMBARINI (2001), que observou que as limas utilizadas na instrumentação prévia de dentes resistiram a um número menor de ciclos em relação às limas novas, quando ensaiadas laboratorialmente. Além disso, os autores observaram uma diferença significativa entre os dois grupos de limas usadas com diferentes motores limitadores de torque, concluindo que a limitação a valores mais baixos de torque proporcionou uma maior resistência à fadiga por flexão. Esta conclusão poderia ser justificada pela menor deformação plástica possibilitada com a limitação a valores inferiores de torque.

Por outro lado, YARED *et al.* (1999) observaram que o uso clínico simulado em presença de NaClO e a esterilização a seco não causaram uma redução no número de ciclos necessários para a fratura das limas durante o ensaio de fadiga. Os autores atribuem estes resultados à não reprodutibilidade do ensaio de fadiga em relação ao uso em canais radiculares, principalmente em relação à curvatura. Assim, as grandes tensões aplicadas durante o ensaio de fadiga minimizam os efeitos gerados nas etapas anteriores.

A velocidade de rotação normalmente utilizada na prática clínica em trabalhos científicos é 300 rpm. Os resultados de GABEL *et al.* (1999) mostram que, durante a instrumentação de canais curvos, as taxas de fratura e de deformação são quatro vezes maiores na velocidade de 333,33 rpm em relação à velocidade de 167,67 rpm.

Estes resultados sugerem que tais taxas estão relacionadas ao número de ciclos aplicados, no entanto os autores não fazem tal observação.

Por outro lado, KARAGÖZ-KÜÇÜKAY *et al.* (2003) não observaram fratura de lima trabalhando com velocidades de rotação de 300, 400 e 600 rpm, durante a instrumentação de canais mesiais de molares inferiores. Estes resultados provavelmente estão relacionados ao controle de torque utilizado durante a instrumentação. Os autores também mostraram que a velocidade de rotação não influi de forma significativa sobre o preparo do canal com limas endodônticas HERO 642. Este estudo, bem como outros trabalhos citados, justifica o uso da velocidade normalmente utilizada na prática clínica em trabalhos científicos.

Os estudos realizados com limas fraturadas na prática clínica não apresentam um consenso quanto à incidência de fraturas classificadas como fratura por torção ou fratura por fadiga de acordo com a análise fratógráfica. CHEUNG *et al.* (2005) relatam que das 27 limas observadas pelos autores, 9 apresentaram fratura por cisalhamento, e 18 foram fraturadas por fadiga, sendo que poucas limas apresentaram trincas que não se comunicam com a superfície lateral do instrumento.

Segundo SATTAPAN *et al.* (2000b), 55,7% das fraturas foram originadas por torção, enquanto a fratura por flexão ocorreu em 44,3% dos casos. Os resultados sugerem que a fratura por torção ocorre com maior frequência do que a fratura por flexão. ALAPATI *et al.* (2005) observaram que, em geral, a superfície de fratura dos instrumentos apresenta natureza dúctil, com presença de “dimples” e deformação permanente prévia. Na superfície de fratura de algumas limas puderam ser observados, simultaneamente, sinais de fratura transgranular e de fratura intergranular.

Esta variação provavelmente está associada à falta de rastreabilidade dos padrões de fratura observados nestes estudos. Nesta tese, uma complexidade muito grande foi observada nas fraturas das limas de NiTi. Desta forma, torna-se desaconselhável a tentativa de interpretação de fraturas de instrumentos fraturados durante a prática clínica, sem antes conhecer padrões observados em limas fraturadas segundo carregamento claramente definido, ainda que mais simples do que aqueles impostos na prática clínica.

Todas as limas fraturadas durante os ensaios de carregamento em torção apresentaram um mesmo padrão na análise por microscopia eletrônica de varredura. As limas fraturadas durante os ensaios de carregamento em torção subsequentes aos ensaios de fadiga sob flexão interrompidos também apresentaram este mesmo padrão. A análise lateral destas limas permite a observação de deformação plástica macroscópica na região adjacente à superfície de fratura (Figuras 53, 56, 58, 61 e 68 – páginas 75, 78, 80, 83 e 89, respectivamente). SATTAPAN et al. (2000b) também observaram deformação plástica na forma de distorção associada à fratura em limas submetidas a este tipo de ensaio. Estes defeitos também ocorreram na região adjacente à superfície de fratura, assim como se observou no presente trabalho.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas submetidas à torção interrompida em 90° não permite a observação de deformação evidente (Figura 71 – página 92). Já nas figuras 72 e 73 (páginas 92 e 93, respectivamente), é possível a observação de deformação plástica aparente nas outras duas condições de carregamento interrompido, sendo que quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção, maior a deformação aparente.

A fratura de todas as limas submetidas aos ensaios de carregamento em torção também apresentaram um mesmo padrão na análise por microscopia eletrônica

de varredura (Figuras 54, 57, 59, 62, 69 e 80 – páginas 75, 78, 80, 83, 89 e 120, respectivamente). A superfície de fratura evidencia duas diferentes áreas: uma no centro, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia da superfície, com um aspecto mais regular e sem a presença de dimples. ALAPATI *et al.* (2005) também observaram fratógrafias com áreas caracterizadas pela presença de dimples. Estes autores realizaram análise por microscopia eletrônica de varredura de limas rotatórias de NiTi que fraturaram durante o uso clínico.

A interpretação do mecanismo de fratura por torção de limas de NiTi pode ser extremamente complexa, sendo necessário levar em consideração a influência da distribuição de tensões desde a superfície externa até o centro do instrumento. Além disso, a influência das transformações de fase deve ser considerada. HUANG (1998) realizou um estudo muito interessante sobre o comportamento do NiTi sob torção e tração, relatando observar uma resposta complexa do material em relação à transformação martensítica. De acordo com este autor, a distribuição de fases, em fração de volume, depende do nível de tensão gerado. Conseqüentemente, esta transformação ocorre em diferentes proporções nas diferentes regiões do instrumento. Distribuições extremamente complexas de temperatura foram observadas por este mesmo autor devido à natureza exotérmica da transformação de fase.

De acordo com CHEUNG *et al.* (2005), limas fraturadas por torção apresentam marcas de abrasão, ausência de estrias de fadiga e áreas de dimples na superfície de fratura. As fratógrafias observadas por estes autores apresentaram aspecto similar em relação àquele observado nesta dissertação (Figura 80 – página 120).

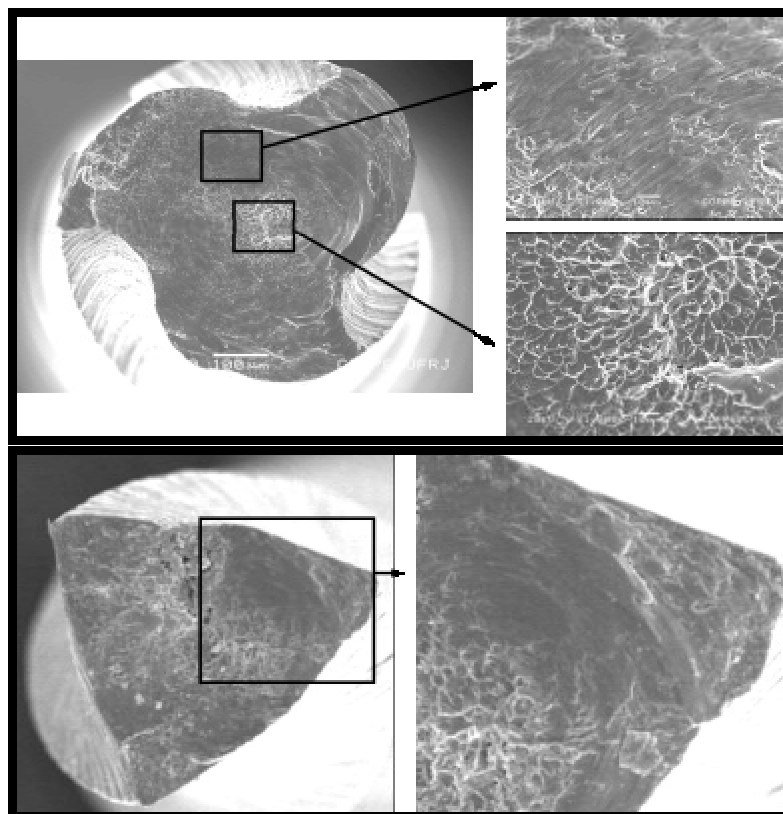


Figura 80 – Fratografias referentes, em cima, a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de carregamento em torção no presente trabalho; e em baixo, a uma lima ProTaper S1 fraturada durante a prática clínica no trabalho de CHEUNG *et al.* (2005).

Em relação às observações fratógráficas apresentadas no presente trabalho, entretanto, uma interpretação precisa não foi alcançada. O mecanismo de fratura por torção das limas de NiTi deve levar em consideração a influência da tensão e da distribuição de fases no material. Não ficou claro, até esta etapa atual do trabalho, se as diferentes morfologias de fratura observadas podem ser atribuídas à fratura da austenita ou da martensita. Mais estudos são necessários para um melhor entendimento deste complexo comportamento mecânico.

Todas as limas fraturadas durante os ensaios de fadiga sob flexão apresentaram um mesmo padrão na análise por microscopia eletrônica de varredura. A análise lateral destas limas não permite a observação de deformação plástica macroscópica na região adjacente à superfície de fratura (Figura 64 – página 85). A

análise lateral das limas fraturadas em fadiga previamente submetidas à torção até 90°, também não permite a observação de deformação plástica evidente (Figura 74 – página 94). A análise lateral das limas fraturadas em fadiga, previamente submetidas à torção até 180° e 420°, permite a observação de deformação plástica macroscópica caracterizada pela distorção na região adjacente à superfície de fratura (Figuras 76 e 78 – páginas 95 e 96, respectivamente). Estes resultados indicam que esta deformação pode estar diretamente relacionada à torção, não apresentando grande influência da fadiga sob flexão, uma vez que ao término dos ensaios interrompidos de carregamento em torção, a deformação já era observada.

A fratografia de todas as limas submetidas aos ensaios de fadiga sob flexão também apresentaram um mesmo padrão na análise por microscopia eletrônica de varredura (Figura 81A – página 122). A superfície de fratura evidencia duas diferentes áreas: uma com a presença de estrias radiais partindo de um ponto localizado próximo à borda; e outra caracterizada pela presença de dimples. A análise fratógrfica das limas fraturadas durante os ensaios de fadiga por flexão subsequentes aos ensaios de carregamento em torção interrompidos também permite a observação destas duas diferentes áreas (Figura 82 – página 123). Quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção prévios, mais pronunciadas se apresentam as estrias radiais.

Nas fratografias realizadas por TABANLI *et al.* (1999), também é possível a observação de uma região apresentando estrias radiais partindo de um ponto localizado próximo à borda, e outra região apresentando dimples (Figura 81 – página 122). Estes autores realizaram análise por microscopia eletrônica de varredura de corpos de prova tubulares de NiTi que fraturaram durante o ensaio de fadiga. YAO *et al.* (2006) compararam a resistência à fadiga de três diferentes tipos de limas

endodônticas rotatórias de NiTi. Os autores observaram um padrão de fratura na análise por microscopia eletrônica de varredura (Figura 81), que mostra numerosos dimples na superfície de fratura, sendo que regiões com estrias radiais também foram observadas.

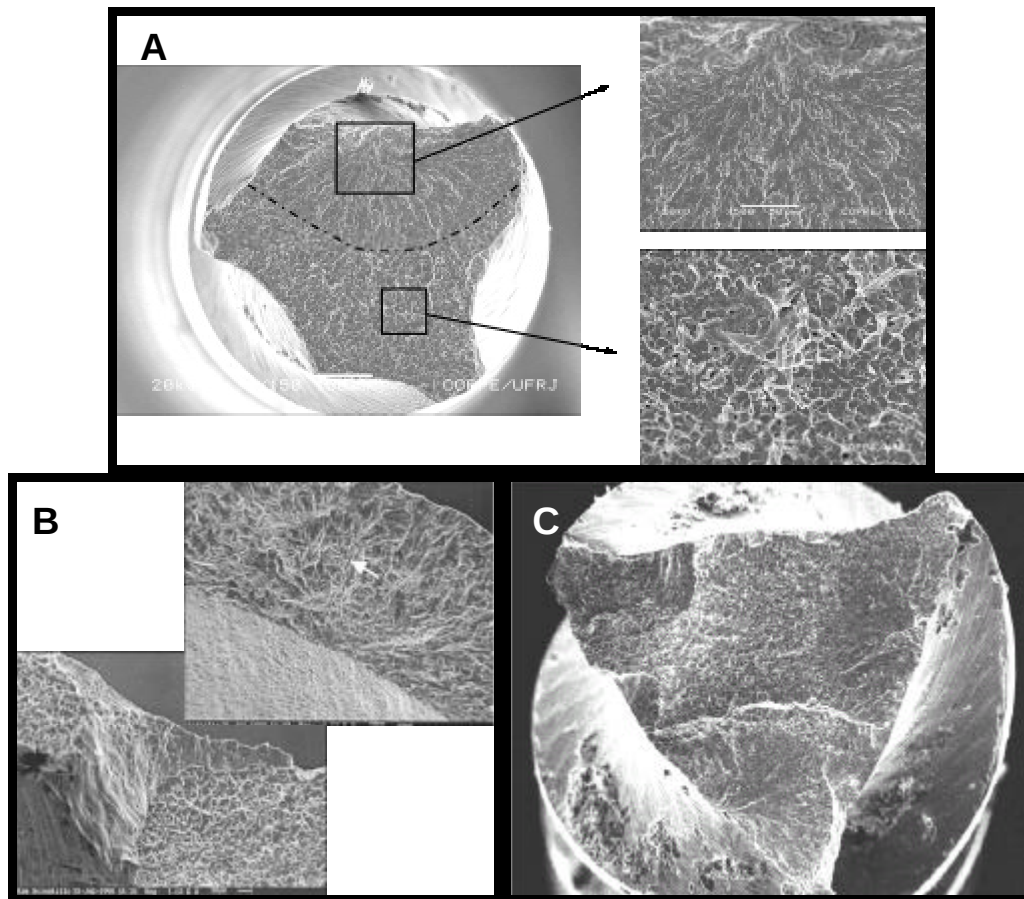


Figura 81 – Fratografias referentes, em “A”, a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão no presente estudo; em “B”, a um corpo de prova tubular submetido ao ensaio de fadiga no trabalho de TABANLI *et al.* (1999); e em “C”, a uma lima ProFile fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão no estudo de YAO *et al.* (2006).

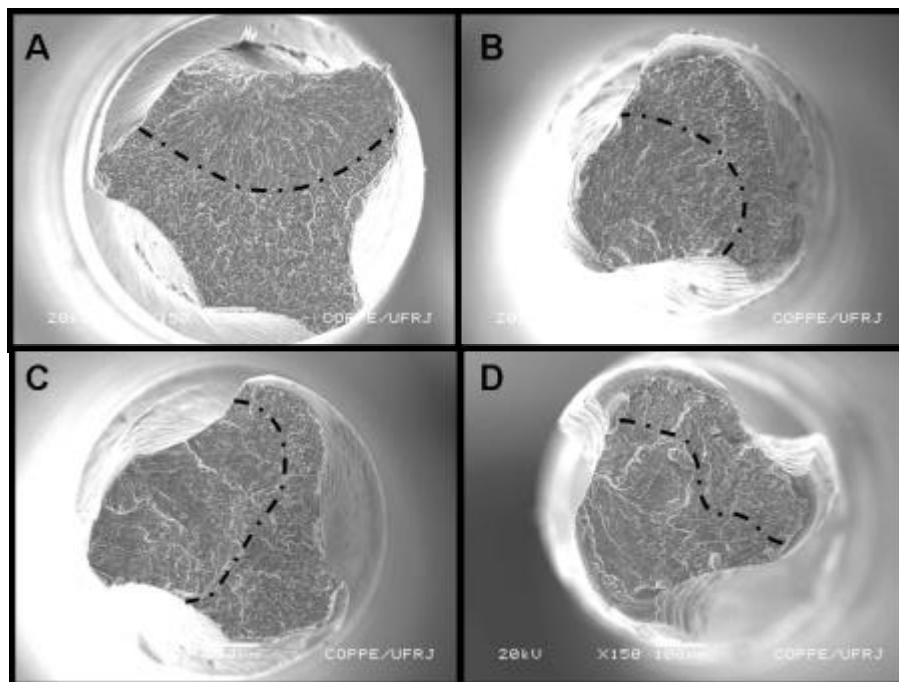


Figura 82 – Fratografias realizadas no presente estudo referentes, em “A”, a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão; em “B”, “C” e “D”, limas fraturadas durante os ensaios de fadiga por flexão subsequentes aos ensaios de carregamento em torção interrompidos em 90°, 180° e 420°, respectivamente.

PRUETT *et al.* (1997) também realizaram a análise fratógrfica de limas endodônticas de níquel-titânio submetidas a ensaios de fadiga sob flexão. O aumento apresentado pelos autores, contudo, não permite uma identificação clara das regiões da superfície de fratura descritas no estudo. Segundo os autores, a fratógrafia dos instrumentos mostrou os estágios de iniciação e propagação da trinca, e de ruptura final, que seriam característicos de fratura por fadiga.

De acordo com GHEUNG *et al.* (2005), que estudaram limas fraturadas durante a prática clínica, o padrão de fratura por fadiga apresenta uma região de propagação da trinca, e outra região mostrando dimples. Apesar de a descrição das regiões da superfície de fratura ter sido feita de forma semelhante à desta dissertação, o aspecto visual das fratógrafias é diferente na região que não apresenta dimples (Figura 83 – página 124).

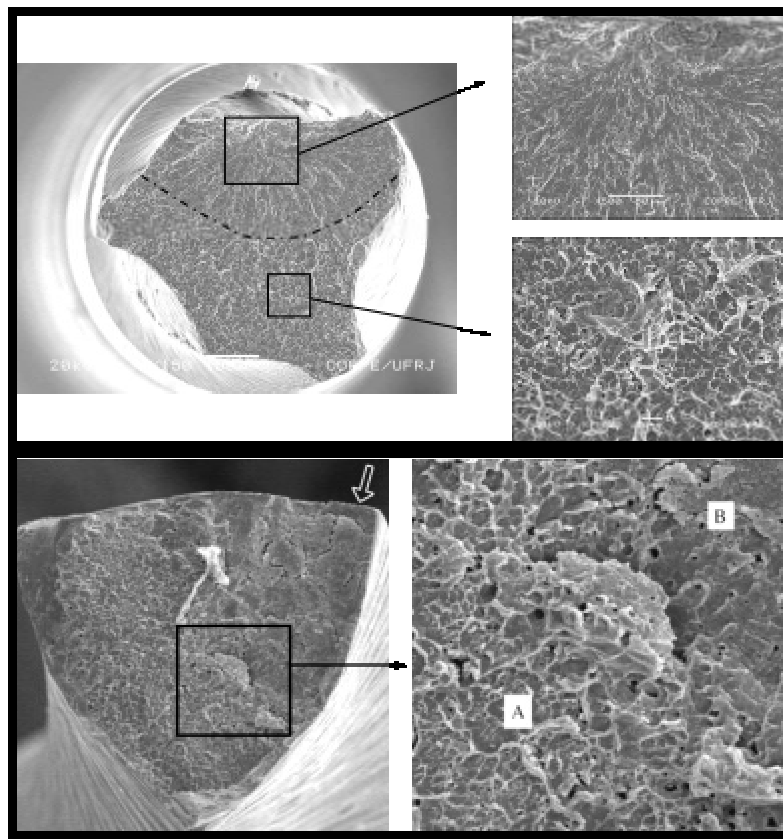


Figura 83 – Fratografias referentes, em cima, a uma lima K3 25.06 fraturada durante os ensaios de fadiga sob flexão no presente trabalho; e em baixo, a uma lima ProTaper S1 fraturada durante a prática clínica (CHEUNG *et al.*, 2005).

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas submetidas ao ensaio de fadiga sob flexão interrompido permite a observação um mesmo padrão para todas as limas, sendo que nenhum tipo de deformação plástica ou trinca foi encontrado nas limas observadas. Este resultado está de acordo com PRUETT *et al.* (1997), que observaram um aspecto normal sob análise por microscopia eletrônica de varredura dos instrumentos não fraturados durante os ensaios de fadiga sob flexão quando não flexionados. Contudo, quando esses mesmos instrumentos foram analisados ao MEV sob flexão, trincas puderam ser observadas, estando associadas aparentemente a defeitos na superfície.

Baseando-se nos resultados da análise por microscopia eletrônica de varredura do presente estudo, padrões de fraturografia foram estabelecidos para limas fraturadas por torção e limas fraturadas por fadiga sob flexão. O padrão de fraturografia para limas fraturadas por torção evidencia duas diferentes áreas: uma no centro, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia da superfície, com um aspecto mais regular e sem a presença de dimples (Figura 80 – página 120). O padrão de fraturografia para limas fraturadas por fadiga sob flexão também evidencia duas diferentes áreas: uma com a presença de estrias radiais partindo de um ponto localizado próximo à borda; e outra caracterizada pela presença de dimples (Figura 81A – página 122).

Estes padrões estabelecidos para limas fraturadas consistem em bases concretas para se interpretar a fratura sob carregamentos complexos, servindo de referência para uma posterior avaliação fraturográfica de fraturas ocorridas durante a prática clínica.

As ligas metálicas equiatômicas compostas por níquel-titânio fazem parte de um grupo de ligas que apresentam propriedades especiais, incluindo a superelasticidade. Em consequência, e de forma essencialmente importante, é preciso considerar ainda que a resposta às diferentes solicitações mecânicas de uma liga de NiTi é afetada pela ocorrência da transformação de fase da liga, responsável por sua superelasticidade. Essa transformação é dependente da tensão atuante e da temperatura, levando a uma maior complexidade em termos de comportamento mecânico das limas rotatórias de NiTi. Sabe-se que uma transformação martensítica ocorre quando uma tensão é aplicada à lima, sendo revertida quando a tensão deixa de atuar. Esta transformação ocorre em uma determinada faixa de temperatura, que pode incluir a temperatura ambiente, conferindo ao material uma alta capacidade de deformação ainda no regime elástico.

CAMPISTA (2005) observou que a tensão do patamar de deformação com comportamento superelástico diminui quanto mais alto for o valor de M_s , sendo que na temperatura de 37°C a tensão de escoamento mostrou-se mais alta em relação à registrada em 25°C. MIYAI *et al.* (2006) observaram que os instrumentos com temperaturas de transição martensítica mais baixas apresentaram valores mais altos de torque durante os ensaios de carregamento em torção. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos podem estar fortemente relacionadas ao comportamento da transformação de fase da liga.

Estudos que incorporam os efeitos relacionados com a transformação de fase citada são escassos. Porém, é cabível considerar que um melhor entendimento sobre o comportamento mecânico das limas de NiTi depende de uma abordagem que busque interpretar também os efeitos das transformações de fase.

6. CONCLUSÕES

- 1) As limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi não sofrem corrosão localizada quando expostas à solução de hipoclorito de sódio 5,25%.
- 2) O polimento eletroquímico não proporcionou um aumento da resistência mecânica sob torção e sob flexão das limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi.
- 3) Os valores de torque na fratura sob torção foram determinados entre 1,0 N.cm e 2,2 N.cm para as limas 20.04; entre 2,8 N.cm e 4,7 N.cm para as limas 25.06 no 7º mm; e entre 1,3 N.cm e 4,5 N.cm para as limas 25.06 no 5º mm.
- 4) O número de ciclos até a fratura determinado nos ensaios de fadiga sob flexão é elevado relativamente à expectativa de utilização em condições clínicas.
- 5) O carregamento seqüencial de fadiga sob flexão até 6000 ciclos mais carregamento em torção não reduz o torque na fratura.
- 6) O carregamento seqüencial torção mais fadiga sob flexão reduz significativamente o número de ciclos até a fratura. Quanto maior a angulação imposta durante os ensaios de carregamento em torção prévios, maior foi a deformação plástica aparente, mais pronunciadas foram as estrias radiais na superfície de fratura, e menor foi o número de ciclos registrado. Contudo, mesmo em condições de deformação plástica reduzida, observada nas limas previamente submetidas a 90º de torção, o número de ciclos foi reduzido.
- 7) Em função das conclusões anteriores, pode-se levantar a hipótese de que a fratura sob uso clínico deve ser induzida por uma sucessão de sobrecargas em torção, mesmo em ângulos limitados que não impliquem em deformação plástica significativa, reduzindo a vida em fadiga sob flexão. O limitador de torque pode

ou não atenuar ou suprimir essas sobrecargas em torção, dependendo de como atue e de como esteja ajustado.

- 8) O padrão de fratografia para limas fraturadas por torção evidencia duas diferentes áreas: uma no centro, caracterizada pela presença de dimples; e outra na periferia da superfície, com um aspecto mais regular e sem a presença de dimples. O padrão de fratografia para limas fraturadas por fadiga sob flexão também evidencia duas diferentes áreas: uma com a presença de estrias radiais partindo de um ponto localizado próximo à borda; e outra caracterizada pela presença de dimples.
- 9) Estes padrões de fratografia estabelecidos para limas fraturadas por torção e para limas fraturadas por fadiga sob flexão serão de grande utilidade para um melhor entendimento do processo de fratura em condições clínicas.
- 10) Observou-se nos ensaios mecânicos combinados que a fratografia corresponde ao padrão definido pela segunda etapa do ensaio.

7. REFERÊNCIAS

- ALAPATI, S.B., BRANTLEY, W.A., SVEC, T.A., et al., 2005, "SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use", *Journal of Endodontics*, v. 31, pp. 40-43.
- ANKRUM, M.T., HARTWELL, G.R., TRUITT, J.E., 2004, "K3 Endo, ProTaper, and ProFile Systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars", *Journal of Endodontics*, v. 30, pp. 234-237.
- AZEVEDO, L.B.C., 2003, *Avaliação da resistência à corrosão de fios NiTi termo-ativado e superelástico em presença de íons fluoreto*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- BAHIA, M.G.A., MARTINS, R.C., GONZALEZ, B.M., et al., 2005, "Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments", *International Endodontic Journal*, n. 38, pp. 795-801.
- BARBAKOW, F., PETERS, O.A., 2002, "Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals", *International Endodontic Journal*, v. 35, pp. 379-389.
- BASSI, H.A.A., 2002, "Sistema Easy-Endo-Multitaper". In: Leonardo, M.R., Leonardo, R.T., *Sistemas rotatórios em endodontia – instrumentos de níquel-titânio*, São Paulo, Brasil, Artes Médicas, pp. 287-314.
- BERUTTI, E., CHIANDUSSI, G., GAVIGLIO I., et al., 2003, "Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 15-19.
- BERUTTI, E., NEGRO, A.R., LENDINI, M., et al., 2004, "Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 30, pp. 228-230.
- BLUM, J.Y., COHEN, A., MACHTOU, P., et al., 1999, "Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Proffile NiTi rotary instruments", *International Endodontic Journal*, v. 32, pp. 24-31.
- BLUM, J.Y., MACHTOU, P., RUDDLE, C., et al., 2003, "Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the Safety Quotient", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 567-575.

- BOOTH, J.R., SCHEETZ, J.P., LEMONS, J.E., et al., 2003, "A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 55-57.
- BORTNICK, K.L., STEIMAN, H.R., RUSKIN, A., 2001, "Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces", *Journal of Endodontics*, v. 27, pp. 57-59.
- BUSSLINGER, B.S., BARBAKOW, F., 1998, "Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium lightspeed instruments", *International Endodontic Journal*, v. 31, pp. 290-294.
- CALLISTER, J.R., W. D., 2002, *Materials Science and Engineering - an Introduction*. 5 ed. New York.
- CAMPISTA, C.S., 2005, *Comportamento mecânico de ligas com efeito memória – relação do processamento termomecânico com a eficiência em tratamento ortodôntico*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- CANTISANO, W., PALHARES, W.R., SANTOS, H.J., 1987, *Anatomia Dental e Escultural*. 3 ed. Rio de Janeiro.
- CHEUNG, G.P.S., PENG, B., BIAN, Z., et al., 2005, "Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination", *International Endodontic Journal*, v. 38, pp. 802-809.
- CHOW, D.Y., STOVER, S.E., BAHCALL, J.K., et al., 2005, "An in vitro comparison of the rake angles between K3 and ProFile endodontic file systems", *Journal of Endodontics*, v. 31, pp. 180-182.
- COSTA, C., ALONSO-FALLEIROS, N., SANTOS, M., 2000, "Análise morfométrica da corrosão de três instrumentos rotatórios de níquel-titânio", *Endodontics*, vol. 2, n. 1.
- DARABARA, M., BOURITHIS, L., ZINELIS, S., et al., 2004, "Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions", *International Endodontic Journal*, v. 37, pp. 705-710.
- DAREL, E., HODGSON, M.H.W., BIERMANN, R.J., 2006, "Shape Memory Alloys", www.jmmedical.com/html/_shape_memory_alloys_.html.
- DAUGHERTY, D.W., GOUND, T.G., COMER, T.L., 2001, "Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm", *Journal of Endodontics*, v. 27, pp. 93-95.
- GABEL, W., HOEN, M., STEIMAN, H.R., et al., 1999, "Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion", *Journal of Endodontics*, v. 25, pp. 752-754.

- GAMBARINI, G., 2001, "Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors", *Journal of Endodontics*, v. 27, pp. 772-774.
- HUANG, W., 1998, *Shape memory alloys and their application to actuators for deployable structures*. D.Sc. dissertation, University of Cambridge, Cambridge, UK.
- JODWAY, B., HÜLSMANN, M., 2006, "A comparative study of root canal preparation with NiTi-TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments", *International Endodontic Journal*, v. 39, pp. 71-80.
- KARAGÖZ-KÜÇÜKAY, I., ERSEV, H., ENGIN-AKKOCA, E., et al., 2003, "Effect of rotational speed on root canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 447-449.
- LIN, H.C., LIN, K. M., CHEN, Y. C., 2000, "A study on the machining characteristics of NiTi shape memory alloys", *Journal of Materials Processing Technology*, v. 105, pp. 327-332.
- MACHTOU, P., 1998, "Endodontic canal preparation: advances in rotary instrumentation", *Pract. Periodont. Aest. Dent.*, v. 10, pp. 937-940.
- MACHTOU, P., AMOR, J., MARTIN, D., 2002, "Mechanized endodontics: the ProTaper system – principles and clinical protocol", *Rev. Odont. Stomat.*, v. 31, pp. 33-42.
- MIYA, I. K., EBIHARA, A., HAYASHI, Y., et al., 2006, "Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments", *International Endodontic Journal*, v. 39, pp. 119-126.
- MIZE, S.B., CLEMENT, D.J., PRUETT, J.P., et al., 1998, "Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments", *Journal of Endodontics*, v. 24, pp. 843-847.
- PRUETT, J.P., CLEMENT, D.J., CARNES, D.L., 1997, "Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments", *Journal of Endodontics*, v. 23, pp. 77-85.
- ROYAL, J.R., DONNELLY, J.C., 1995, "A comparison of maintenance of canal curvature using balanced force instrumentation with three different file types", *Journal of Endodontics*, v. 21, pp. 300-304.
- SATTAPAN, B., PALAMARA, J.E.A., MESSER, H.H., 2000a, "Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files", *Journal of Endodontics*, v. 26, pp. 156-160.
- SATTAPAN, B., NERVO, G.J., PALAMARA, J.E.A., et al., 2000b, "Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use", *Journal of Endodontics*, v. 26, pp. 161-165.
- SCHÄFER, E., KATJA, Z., 2000, "A comparative scanning electron microscopic investigation of the efficacy of manual and automated instrumentation of root canals", *Journal of Endodontics*, v. 26, pp. 660-667.

- SCHÄFER, E., DZEPINA, A., DANESH, G., 2003, "Bending properties of rotary nickel-titanium instruments", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endod*, v. 96, pp. 757-763.
- SCHNEIDER, S.W., TEXAS, A., 1971, "A comparison of canal preparation in straight and curved canals", *Oral Surgery*, v. 32, pp. 271-275.
- SERENE, T.P., ADAMS, J.D., SAXENA, A., 1995, "Nickel-titanium instruments applications in endodontics", St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica.
- SHAW, J.A., KYRIAKIDES, S., 1995, "Thermomechanical aspects of níquel-titânium", *J. Mech. Phys. Solids*, v. 43, n. 8, pp. 1243-1281.
- SILVA, M.A.C., 2004, *Caracterização da vida em fadiga de limas endodônticas rotatórias de Níquel-Titânio*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- SOTOKAWA, T., 1988, "An analysis of clinical breakage of root canal instruments", *Journal of Endodontics*, v. 14, pp. 75-82.
- SPANAKI-VOREADI, A.P., KEREZOUDIS, N.P., ZINELIS, S., 2006, "Failure mechanism of ProTaper NiTi rotary instruments during clinical use: fractographic analysis", *International Endodontic Journal*, v. 39, pp. 171-178.
- SPILI, P., PARASHOS, P., MESSER, H.H., 2005, "The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment", *Journal of Endodontics*, v. 31, pp. 845-850.
- SVEC, T., POWERS, J.M., 2002, "The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions", *Journal of Endodontics*, v. 28, pp. 105-107.
- TABANLI, R.M., SIMHA, N.K., BERG, B.T., 1999, "Mean stress effects on fatigue of NiTi", *Materials Science & Engineering A*, v. 273-275, pp. 644-648.
- ULTMANN, C.J., PETERS, O.A., 2005, "Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in protaper nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 31, pp. 183-186.
- WALIA, H., BRANTLEY, W.A., GERSTEIN, H., 1988, "An initial investigation of the bending and torsional properties of NiTinol root canal files", *Journal of Endodontics*, v. 14, pp. 346-351.
- WALIA, H., COSTAS, J., BRANTLEY, W., et al., 1989, "Torsional ductility and cutting efficiency of the NiTinol file", *Journal of Endodontics*, v. 15, p. 174.
- www.giovannichetta.it/img/dente.jpg
- YAO, J.H., SCHWARTZ, S.A., BEESON, T.J., 2006, "Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model", *Journal of Endodontics*, v. 32, pp. 55-57.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P., 1999, "Cyclic fatigue of profile rotary instruments after simulated clinical use", *International Endodontic Journal*, v. 32, pp. 115-119.

- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P., 2000, "Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use", *International Endodontic Journal*, v. 33, pp. 204-207.
- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P., 2001, "Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*, v. 34, pp. 47-53.
- YARED, G., KULKARNI, G.K., GHOSAYN, F., 2003, "An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments", *International Endodontic Journal*, v. 36, pp. 764-769.
- YOKOYAMA, K., KANEKO, K., YABUTA, E., et al., 2004, "Fracture of nickel-titanium superelastic alloy in sodium hypochlorite solution", *Materials Science and Engineering A*, v. 369, pp. 43-48.
- ZELADA, G., VARELA, P., MARTIN, B., et al., 2002, "The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments" *Journal of Endodontics*, n. 28, pp. 540-542.