



COPPE/UFRJ

**ESTUDO DA DISSOLUÇÃO ATIVA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI
EM SOLUÇÕES DE FLUORETO DE SÓDIO**

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano
Gomes

Rio de Janeiro
Março de 2010

ESTUDO DA DISSOLUÇÃO ATIVA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI
EM SOLUÇÕES DE FLUORETO DE SÓDIO

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Examinada por:

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

Prof. Luiz Henrique de Almeida, D. Sc.

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

Prof^a. Patrícia de Andrade Risso, D. Sc.

Prof^a. Leila Yone Reznik, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
MARÇO DE 2010

Barbosa, Fabiola Ormiga Galvão

Estudo da dissolução ativa de instrumentos endodônticos de NiTi em soluções de fluoreto de sódio. / Fabiola Ormiga Galvão Barbosa – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XVIII, 167 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes.

Tese – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2010.

Referencias Bibliográficas: p. 143-153.

1. Dissolução ativa. 2. Níquel-titânio. 3. Instrumentos endodônticos. I. Gomes, José Antônio da Cunha Ponciano. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

Aos meus pais, Conrado e Denise,
e ao meu marido Eduardo,
com muito carinho.

Agradecimentos

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

Ao meu marido Eduardo, por estar sempre ao meu lado, pelo amor, amizade, carinho, apoio nos momentos difíceis, compreensão, estímulo, e por toda ajuda nesta tese.

Aos meus irmãos: Patrícia e Alexandre, pela amizade, carinho e apoio.

Aos meus avós Gregório Ormiga (*in memorian*), Dirce Ormiga, Pedro Barbosa (*in memorian*) e Neusa Barbosa (*in memorian*) pelo carinho e por toda dedicação na criação dos meus pais. Sem o esforço deles nada seria possível.

À Mary, pelo carinho e dedicação durante toda minha vida.

Aos meus tios Amália, João, Reinaldo e Marcos, pela amizade, incentivo e dedicação durante toda minha vida.

Aos meus sogros José e Ingrid, e aos meus cunhados Fernanda, Ricardo, Marcela e Márcio, pela amizade, carinho e apoio durante esta etapa.

Aos meus cunhados Dianna e Sérgio, pela amizade e carinho.

Ao meu orientador, Professor José Antônio da Cunha Ponciano Gomes, por toda orientação, por seus ensinamentos e pela amizade.

Ao Professor Marcos Cesar Pimenta de Araújo, por todo incentivo, pela amizade, dedicação, e constante apoio.

Ao Professor Lúcio Sathler, pelos seus ensinamentos e por estar sempre pronto a ajudar.

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 amigos do Laboratório de Corrosão, Eduardo, Leila, Elisa e Marisa, pela inestimável ajuda na realização deste trabalho, pela amizade, e por estarem sempre prontos a dividir seus conhecimentos.

Ao amigo Alexandre Tanaka, pelas revisões de inglês, pela amizade e apoio.

Aos técnicos Alecir, Flávio e Robson, por estarem sempre prontos a ajudar.

Às amigas da FO-UFRJ, Heloísa, Adília, Patrícia, Claudinha, e Renata, por toda a ajuda e incentivo na realização deste trabalho.

Aos meus amigos Darlan, André, Simone, Marcello, Rafael, Flavia, Mariana, Wagner, Carlos, Solange, Amadeu, Gustavo e Camila, pelos bons momentos que me proporcionaram durante esta etapa da minha vida, pela amizade e pelo apoio nos momentos mais difíceis.

À amiga Marivone pelo constante apoio e suporte durante esta etapa.

À EndoPlus, pelo apoio a este trabalho.

Ao Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, ao CNPq, à CAPES e à FAPERJ pelo apoio a este trabalho.

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

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

ESTUDO DA DISSOLUÇÃO ATIVA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI EM SOLUÇÕES DE FLUORETO DE SÓDIO

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

Março / 2010

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

A ocorrência de fraturas de limas rotatórias de NiTi durante o uso clínico tem sido motivo de grande preocupação por parte dos endodontistas. Este tipo de falha pode impedir que a limpeza e a modelagem do sistema de canais radiculares sejam concluídas, dificultando a realização do tratamento endodôntico. Diversos métodos para remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares foram descritos na literatura, mas estes requerem o desgaste de uma porção considerável de dentina, o que pode fragilizar a estrutura dentária, ou aumentar o risco de perfuração. O objetivo deste trabalho foi estudar o processo de dissolução ativa de instrumentos endodônticos de NiTi em soluções contendo fluoreto de sódio. Este processo pode resultar em uma base consistente para o desenvolvimento de um novo método de dissolução de instrumentos fraturados no interior de canais radiculares através do uso de eletrodos. Os resultados mostraram que a liga NiTi sofre dissolução ativa em solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 desde o potencial de corrosão até 9,0 V_{ECS} . Um consumo progressivo das limas K3 25.04 de NiTi foi observado com o aumento do tempo de polarização. O processo de dissolução depende da área da superfície exposta à solução e da profundidade da interface entre o metal e a solução. A polarização dos fragmentos de lima no interior de canais simulados durante 6 horas resultou na dissolução parcial do fragmento, possibilitando a recuperação do trajeto original do canal e a instrumentação deste em todo o seu comprimento.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ACTIVE DISSOLUTION OF NIQUEL-TITANIUM ENDODONTIC INSTRUMENTS IN
SODIUM FLUORIDE ENVIRONMENTS

Fabiola Ormiga Galvão Barbosa

March /2010

Advisor: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Department: Metallurgic and Materials Engineering

Fractures of NiTi rotary files during clinical use represent a cause of worry to the endodontists. This type of fail may restrain the conclusion of the cleaning and shaping of the root canal system, which can difficult the endodontic treatment evolution. Several methods of retrieval of fractured instruments from root canals have been proposed in the literature. However, these methods require the wear of a considerable portion of dentine, which may weaken the tooth structure or increase the perforation risk. The purpose of this thesis was to study the active dissolution process of NiTi endodontic instruments in solutions containing sodium fluoride. This process may result in a consistent basis for the development of a method to dissolve fractured instruments from root canals using electrodes. The results showed that the NiTi alloy presents active dissolution in [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L] solution of pH 5.0 from the corrosion potential to 9.0 V_{ECS} . A progressive consumption of the K3 25.04 NiTi files was observed with the increasing of polarization time. The dissolution process depends of the surface area exposed to the solution and the depth of the interface between the metal and the solution. The polarization of the file's fragments in the simulated root canals during 6 hours generated the partial dissolution of the fragment and the recovery of the original path of the canal. Consequently, the canal shaping is possible in its total length.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	3
2.1. Estruturas Dentárias	3
2.2. Canais Radiculares.....	4
2.3. Tratamento Endodôntico.....	6
2.4. Instrumentos Endodônticos.....	7
2.4.1. Liga Níquel-Titânio.....	9
2.5. Fratura de Instrumentos Endodônticos.....	23
2.5.1. Incidência de Fratura	23
2.5.2. Causas de Fratura	27
2.5.3. Influência do Acabamento Superficial sobre a Fratura.....	35
2.5.4. Influência da Corrosão sobre a Fratura.....	37
2.5.5. Influência da Velocidade de Rotação sobre a Fratura.....	39
2.5.6. Análise dos Instrumentos Fraturados.....	41
2.6. Conseqüências da fratura de instrumentos	52
2.7. Remoção de instrumentos fraturados.....	53
2.7.1. Métodos de remoção de instrumentos fraturados	54
2.7.2. Fatores relacionados ao sucesso na remoção dos fragmentos.....	65
2.7.3. Avaliação dos métodos de remoção de instrumentos fraturados	67
3. JUSTIFICATIVA	72
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	73
4.1. Método de dissolução do fragmento por processo eletroquímico	73
4.2. Etapas seguidas na metodologia	74
4.3. Estudo inicial do comportamento do NiTi em soluções contendo fluoreto de sódio e cloreto de sódio	74
4.3.1. Curvas iniciais de polarização.....	75

4.3.2.	Influência do pH da solução sobre a corrente	77
4.4.	Caracterização da perda de massa referente à aplicação de 8,0 V _{ECS} a limas K3 de NiTi	79
4.5.	Polarizações realizadas com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V.....	80
4.5.1.	Polarização do eletrodo plano de NiTi plano	80
4.5.2.	Polarização de limas K3 25.04 de NiTi	81
4.5.3.	Polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado	82
4.6.	Curva Redox da solução e Curvas de Polarização Anódica do NiTi.....	84
4.7.	Caracterização da perda de massa referentes à aplicação de 0,7 V _{ECS} a limas K3 de NiTi	85
4.8.	Aplicação de 0,7 V _{ECS} ao NiTi através de uma ponta de platina 20.04	85
4.8.1.	Polarização do eletrodo plano de NiTi	85
4.8.2.	Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado	86
4.9.	Estudo de diferentes materiais para a maior eficiência do contato elétrico....	88
4.10.	Aplicação de 0,7 V _{ECS} ao NiTi através de um fio de platina de 0,1 mm de diâmetro	89
4.10.1.	Polarização do eletrodo plano de NiTi	89
4.10.2.	Polarização de fragmentos de limas de NiTi embutidas em resina	90
4.10.3.	Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado	94
5.	RESULTADOS	97
5.1.	Estudo inicial do comportamento do NiTi em soluções de [NaF + NaCl]	97
5.1.1.	Curvas iniciais de polarização.....	97
5.1.2.	Influência do pH da solução sobre a corrente	99
5.2.	Caracterização da perda de massa referente à aplicação de 8,0 V _{ECS} a limas K3 de NiTi	99
5.3.	Polarizações realizadas com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V.....	103
5.3.1.	Polarização do eletrodo plano de NiTi e de limas K3 25.04 de NiTi .	103
5.3.2.	Polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado	104

5.4.	Curva Redox da solução e Curvas de Polarização Anódica do NiTi.....	105
5.5.	Ensaio de perda de massa referentes à aplicação de 0,7 V _{ECS} a limas K3 de NiTi	107
5.6.	Aplicação de 0,7 V _{ECS} ao NiTi através de uma ponta de platina 20.04	110
5.6.1.	Polarização do NiTi Plano.....	110
5.6.2.	Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado	112
5.7.	Estudo de diferentes materiais para a realização do contato elétrico	113
5.8.	Aplicação de 0,7 V _{ECS} ao NiTi através de um fio de platina de 0,1 mm de diâmetro.....	115
5.8.1.	Polarização do NiTi plano	115
5.8.2.	Polarização de fragmentos de limas de NiTi embutidas em resina ..	116
5.8.3.	Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado	122
6.	DISCUSSÃO	124
7.	CONCLUSÕES.....	141
8.	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	142
9.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	143
ANEXO I	154
ANEXO II	159

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Dente (estruturas)	3
Figura 2 - Métodos para a determinação da curvatura dos canais radiculares.	5
Figura 3 - Lima endodôntica manual.....	7
Figura 4 - Diagrama Tensão x Deformação referente ao efeito memória de forma da liga NiTi (HUANG, 1998).....	10
Figura 5 - Termograma teórico das temperaturas de transição de fases (baseado em KUHN & JORDAN, 2002).	12
Figura 6 - Transformação de austenita em martensita em função da temperatura. Esta transformação tem início em Ms e término em Mf.....	17
Figura 7 - Curva Tensão x Deformação do NiTi e alterações esquemáticas de sua microestrutura entre as temperaturas M_s e M_d	19
Figura 8 - Curvas tensão X deformação das ligas de NiTi em três diferentes temperaturas.	20
Figura 9 – Curvas Tensão x Deformação de fios de NiTi obtidas a partir de ensaios de carregamento cíclico.....	22
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	22
Figura 11 - Curvas de carregamento em flexão de limas de NiTi e aço inoxidável (MIYAI <i>et al.</i> , 2006).....	23
Figura 12 - Distribuição dos casos de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi de acordo com o número de usos na prática clínica (SHEN <i>et al.</i> , 2009b).....	25
Figura 13 - Distribuição dos casos de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios ProTaper de NiTi de acordo com o número de usos na prática clínica	26
Figura 14 - Curvas de carregamento em torção de limas de NiTi e de aço inoxidável. Os ensaios foram realizados com limas #15 com seção transversal triangular	28
Figura 15 - Desenho esquemático dos canais utilizados nos ensaios de fadiga sob flexão (LOPES <i>et al.</i> , 2007).	30
Figura 16 - Microscopia eletrônica de varredura das limas K3 ensaiadas.....	42
Figura 17 - Microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de uma lima ensaiada em fadiga.....	43
Figura 18 - Fratografias de limas rotatórias K3 de NiTi..	44

Figura 19 - Fratografias de limas rotatórias K3 de NiTi..	44
Figura 20 - Fratografia por microscopia eletrônica de varredura de uma lima ProFile submetida ao ensaio de fadiga.	45
Figura 21 - Fratografias de limas EndoSequence e K3, à esquerda e à direita respectivamente, fraturadas durante os ensaios de fadiga sob flexão	46
Figura 22 - Fratografia de uma lima ProFile fraturada durante o ensaio de fadiga sob flexão subsequente ao uso clínico	46
Figura 23 - Fratografias de limas ProTaper fraturadas durante os ensaio de fadiga sob flexão.	46
Figura 24 - Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando a presença de marcas circulares de abrasão e a ausência de estrias de fadiga (CHEUNG <i>et al.</i> , 2005).	47
Figura 25 - Fratografia de uma lima ProTaper S1.	48
Figura 26 - Fratografia de uma lima ProTaper S1	48
Figura 27 - Fratografias de limas ProTaper descartadas após o uso clínico.	49
Figura 28 - Imagens da superfície de fratura de duas limas ProTaper.	50
Figura 29 - Fratografia de uma lima ProTaper.	51
Figura 30 - Fratografia de uma lima ProTaper	51
Figura 31 - Desenho esquemático do sistema proposto por ROIG-GREENE (1983).	57
Figura 32 - Brocas de Gates-Glidden como comercializadas, à esquerda, e brocas equivalentes modificadas, à direita (RUDDLE, 2004).	59
Figura 33 - (A) Ponta ultrassônica guiada pela plataforma criada na porção coronária do fragmento; (B) exposição da porção coronária do fragmento pela ponta ultrassônica (RUDDLE, 2004).	60
Figura 34 - Desenho esquemático do método que utiliza a agulha hipodérmica (ELEAZER & O'CONNOR, 1999).	61
Figura 35 - (A) Instrumentos de diferentes diâmetros que compõem o sistema iRS; (B) componentes de cada instrumento (RUDDLE, 2004).	62
Figura 36 - Instrumentos desenvolvidos para o método de TERAUCHI <i>et al.</i> (2006).	63
Figura 37 - Procedimento para remoção de fragmentos do interior de canais radiculares.	64
Figura 38 - Possível configuração da dissolução por processo eletroquímico de um instrumento fraturado.	73

Figura 39 - Diagrama de fluxo referente à metodologia utilizada nos ensaios.....	74
Figura 40 - Esquema da célula de três eletrodos utilizada nos ensaios de polarização	76
Figura 41 - Potenciostato utilizado nos ensaios de polarização.	76
Figura 42 - Esquema da célula de três eletrodos que utiliza uma lima como eletrodo de trabalho.....	78
Figura 43 - Esquema do ensaio realizado com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V.	81
Figura 44 - Fragmento de 3,0 mm da ponta de uma lima K3 25.04 no interior de um canal simulado em bloco de resina.	83
Figura 45 - Esquema do ensaio de polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado.	83
Figura 46 - Esquema do ensaio de polarização do NiTi plano através de uma ponta de platina 20.04.	86
Figura 47 - Esquema do ensaio de polarização de uma lima fraturada em um canal simulado através de uma ponta de platina 20.04.	87
Figura 48 - Esquema do ensaio de polarização do NiTi plano através fio de platina de 0,1 mm de diâmetro.	90
Figura 49 - (A) Dispositivo utilizado na confecção dos fragmentos embutidos; (B) cilindros de PVC com as limas embutidas; (C) lima embutida seccionada (SICILIANO, 2008).	92
Figura 50 - Esquema do ensaio de polarização de um fragmento de lima embutida em resina através de uma ponta de platina com 0,1 mm de diâmetro.	93
Figura 51 - Célula de três eletrodos montada para realização dos ensaios com a utilização do fio de platina de 0,1 mm de diâmetro como eletrodo de trabalho.....	93
Figura 52 - Esquema do ensaio de polarização de uma lima fraturada em um canal simulado através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.....	95
Figura 53 - Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em soluções aquosas de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L] com diferentes valores de pH.	97
Figura 54 - Amperimetria referente à aplicação de diferentes valores de potencial ao eletrodo de NiTi plano. Cada valor de potencial foi aplicado durante 5 min.	98
Figura 55 - Amperimetrias registradas durante a aplicação de um potencial de 8,0 V _{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em soluções aquosas de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], com diferentes valores de pH.	99

Figura 56 - Amperimetria registrada durante a aplicação de um potencial de $8,0 V_{ECS}$ a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante diferentes intervalos de tempo.	100
Figura 57 - Perda de massa e perda de comprimento de limas K3 25.04 de NiTi após aplicação de um potencial de $8,0 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.	101
Figura 58 - Limas K3 25.04 de NiTi. À esquerda, uma lima como recebida; à direita, uma lima submetida à aplicação de um potencial de $8,0 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante 25 min (500x).	102
Figura 59 - Limas K3 25.04 de NiTi. (A) Lima nova; (B-E) limas submetidas à aplicação de um potencial de $8,0 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante 8 min., 17 min., 25 min., 53 min., respectivamente (6,5x).	102
Figura 60 - Diâmetros de D0 a D16 de limas K3 25.04 submetidas à aplicação do potencial de $8,0 V_{ECS}$ em diferentes intervalos de tempo.	103
Figura 61 - Amperimetria e valores de potencial registrados durante a polarização de um eletrodo de NiTi plano e de uma lima K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, com uma bateria alcalina de 9,0 V.	104
Figura 62 - Amperimetria registrada durante a tentativa de dissolução de um fragmento de 3,0 mm da ponta de uma lima K3 25.04 no interior de um canal simulado em bloco de resina.	105
Figura 63 – Curva Redox da solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 e Curvas de Polarização Anódica do eletrodo plano de NiTi na mesma solução.	106
Figura 64 - Análise por microscopia óptica do eletrodo plano de NiTi. À esquerda, o eletrodo polido; à direita, o eletrodo após a polarização anódica.	107
Figura 65 - Amperimetria registrada durante a aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante diferentes intervalos de tempo.	108
Figura 66 - Perda de massa de limas K3 25.04 de NiTi após aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.	109
Figura 67 - Lima K3 25.04 de NiTi submetida à aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante 60 min. À esquerda, o aumento de 40x; à direita aumento de 200x.	109
Figura 68 - Análise por EDS de limas K3 25.04 de NiTi. Em cima, uma lima como recebida; em baixo, uma lima submetida a um potencial de $0,7 V_{ESC}$ durante 60 minutos.	110
Figura 69 - Registro da corrente com o tempo de uma ponta de Pt em contato com o NiTi plano.	111

Figura 70 - Análise por microscopia óptica do eletrodo plano de NiTi. À esquerda, o eletrodo polido; à direita, o eletrodo após a polarização anódica através da ponta de platina.....	111
Figura 71 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a um fragmento de lima 25.04 no interior de um canal simulado por meio de ponta de platina 20.04.	112
Figura 72 - Análise por microscopia óptica de limas endodônticas revestidas com ouro. No topo, uma lima manual #08 de aço revestida com ouro e uma lima manual #10 de aço sem revestimento; Na base, uma lima rotatória 10.04 de NiTi revestida com ouro e uma lima #10 de aço sem revestimento.....	113
Figura 73 - Registro do potencial com o tempo das limas revestidas com ouro e do eletrodo plano de Au/Pt/Ag/Pd na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.	114
Figura 74 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a limas de NiTi e de aço revestidas com ouro na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.	115
Figura 75 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ ao NiTi plano através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.....	116
Figura 76 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a fragmentos de limas K3 30.06 de NiTi seccionadas em D14, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.....	117
Figura 77 - Amperimetria registrada durante a aplicação alternada de $0,7 V_{ECS}$ e $3,0 V_{ECS}$ a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D14, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.	118
Figura 78 - Amperimetria registrada durante a aplicação alternada de $0,7 V_{ECS}$ e $3,0 V_{ECS}$ a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D6, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.	119
Figura 79 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D14, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro. A superfície do fragmento foi previamente submetida ao atrito com uma ponta fina ativada por vibração ultrassônica.	120
Figura 80 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D3, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro. A superfície do fragmento foi previamente submetida ao atrito com uma ponta fina ativada por vibração ultrassônica.	121
Figura 81 - Imagens radiográficas das limas seccionadas em D3 antes e após a polarização, à esquerda e à direita, respectivamente.	121

Figura 82 - Amperimetrias registradas durante a aplicação de 0,7 V_{ECS} a fragmentos de limas 25.04 no interior de canais simulados por meio de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.....	122
Figura 83 - Imagens radiográficas de um fragmento de lima submetido à polarização no interior de um canal simulado. (A) Imagem obtida antes do ensaio; (B) imagem obtida após o ensaio; (C) imagem de uma lima manual #10 ultrapassando o fragmento após o ensaio.	123
Figura 84 - Carga elétrica em função da perda de massa ocorrida durante a aplicação de um potencial de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.	131
Figura 85 - Detalhe das curvas apresentadas na Figura 62, evidenciando a estabilidade da solução até um potencial de 1,0 V_{ECS} e o processo de dissolução ativa do NiTi neste meio.....	133
Figura 86 - Carga elétrica em função da perda de massa ocorrida durante a aplicação de um potencial de 0,7 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.	135

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Médias das angulações dos canais radiculares (ROYAL & DONNELLY, 1995).	4
Tabela 2 - Composição de diferentes limas endodônticas rotatórias de NiTi existentes no mercado (SHAFER <i>et al.</i> , 2003).....	12
Tabela 3 - Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de limas de NiTi obtidas através do método DSC (MIYAI <i>et al.</i> , 2006).	13
Tabela 4 - Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de fios de NiTi e limas PoFile obtidas através do método DSC (BAHIA <i>et al.</i> , 2005).....	14
Tabela 5 - Valores referentes à temperatura Ms (°C) e à tensão no patamar superelástico (MPa) das amostras ensaiadas em tração a 25°C e 37°C.....	21
Tabela 6 - Média e desvio padrão dos valores de torque registrados no momento da fratura de limas K3 (YARED <i>et al.</i> , 2003).....	33
Tabela 7 - Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de 8,0 V _{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi.	101
Tabela 8 - Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de 0,7 V _{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi.	108
Tabela 9 - Valores de carga elétrica gerados durante a polarização dos fragmentos no interior de canais simulados e os respectivos valores teóricos de perda de massa ..	123

1. INTRODUÇÃO

A ocorrência de fraturas de limas rotatórias de níquel-titânio (NiTi) durante o uso clínico tem sido motivo de grande preocupação por parte dos endodontistas. Este tipo de falha pode impedir que a limpeza e a modelagem do sistema de canais radiculares sejam concluídas, dificultando a realização do tratamento endodôntico. Neste contexto, diversos métodos para remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares foram descritos na literatura (MASSERANN, 1971, FELDMAN *et al.*, 1974, WEISMAN, 1983, FORS & BERG, 1983, ROIG-GREENE, 1983, KRELL *et al.*, 1984, NAGAI *et al.*, 1986, HÜLSMANN, 1993, 1994, RUDDLE, 1997, SUTER, 1998, ELEAZER & O'CONNOR, 1999, OKIJI, 2003, TERAUCHI *et al.*, 2006). Entretanto, até o presente momento, não há consenso sobre um procedimento de remoção de instrumentos fraturados que possa ser considerado seguro e eficaz (ALOMAIRY, 2009). As técnicas e dispositivos descritos apresentam sucesso limitado e possibilidade de dano à raiz remanescente (HÜLSMANN & SCHINKEL, 1999). Além disso, os métodos de remoção mecânica não devem ser utilizados na remoção de fragmentos situados além da curvatura, devido ao alto risco de perfuração e à redução na resistência mecânica da raiz (WARD *et al.*, 2003a, 2003b, RUDDLE, 2004, SOUTER & MESSER, 2005, MADARATI *et al.*, 2008b). Esta limitação compromete a chance de sucesso do tratamento, considerando que a prevalência de fraturas de instrumentos no terço apical é significativamente maior do que àquelas dos terços médio e cervical (SUTER *et al.*, 2005, TZANETAKIS *et al.*, 2008).

Neste contexto, existe uma grande necessidade na área de Endodontia de uma técnica de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares que danifique o mínimo possível as estruturas dentárias (TERAUCHI *et al.*, 2006, MADARATI *et al.*, 2008b, ALOMAIRY, 2009). Uma possibilidade real de contribuir para

a solução deste problema seria a dissolução do fragmento metálico no interior do canal, permitindo a desobstrução do seu trajeto original sem dano às estruturas dentárias. Desta forma, um novo conceito de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares baseado na dissolução eletroquímica do fragmento pode ser proposto. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi estudar o processo de dissolução ativa de instrumentos endodônticos de NiTi em soluções de fluoreto de sódio. Este processo pode resultar em uma base consistente para o desenvolvimento de um novo método de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares através do uso de eletrodos. Os resultados mostraram que a liga NiTi sofre dissolução ativa em solução de teste, sendo que um consumo progressivo das limas K3 25.04 de NiTi foi observado com o aumento do tempo de polarização. A polarização dos fragmentos de lima no interior de canais simulados durante 6 horas resultou na dissolução parcial do fragmento, possibilitando a recuperação do trajeto original do canal e a instrumentação deste em todo o seu comprimento.

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, enquanto 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, sendo que os canais radiculares nunca apresentam um trajeto retilíneo (Figura 1).

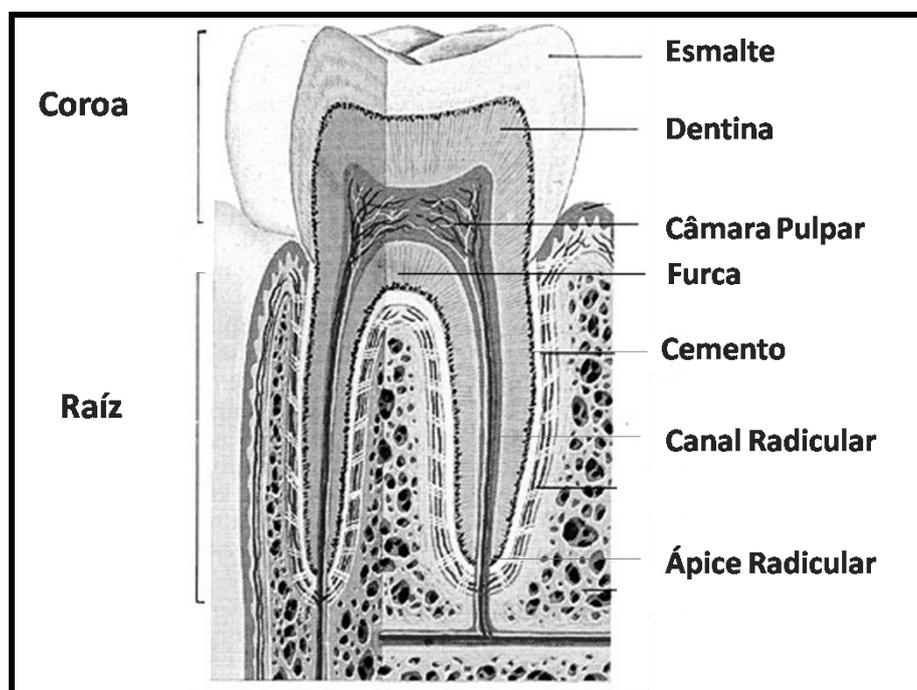


Figura 1 - Dente (estruturas) (www.giovannichetta.it/img/dente.jpg - 21/11/2007).

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 <i>et al.</i>	17	25,43°	Journal of Endodontics 18 (1): 32, 1992
SEPIC <i>et al.</i>	40	45,64°	Journal of Endodontics 15 (6): 240, 1969
SOUTHARD <i>et al.</i>	25	27°	Journal of Endodontics 13 (10):479, 1987
HUDSON <i>et al.</i>	10	31°	Journal of Endodontics 18 (9): 448, 1992
BECKMAN <i>et al.</i>	25	26,6°	Journal of Endodontics 18 (1): 19, 1992
ZMENER <i>et al.</i>	30	27,5°	Endodontics & Dental Traumatology 8: 99, 1992
ZUOLO <i>et al.</i>	11	21°	Endodontics & Dental Traumatology 8: 125, 1992
SWINDLE <i>et al.</i>	33	34,3°	Journal of Endodontics 17 (4): 147, 1991
CALHOUN <i>et al.</i>	12	32,5°	Journal of Endodontics 14 (6): 293, 1988
BOU DAGHER <i>et al.</i>	96	36,8°	Journal of Endodontics 21 (5): 264, 1995
ROYAL <i>et al.</i>	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 2A).

Outro método para análise da curvatura dos canais radiculares é o raio de curvatura, descrito por PRUETT *et al.* (1997), que 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. De acordo com o autor, a determinação da curvatura dos canais deve ser feita a partir de dois fatores: o ângulo de curvatura formado entre os trajetos retilíneos do canal e o raio de curvatura (Figura 2B).

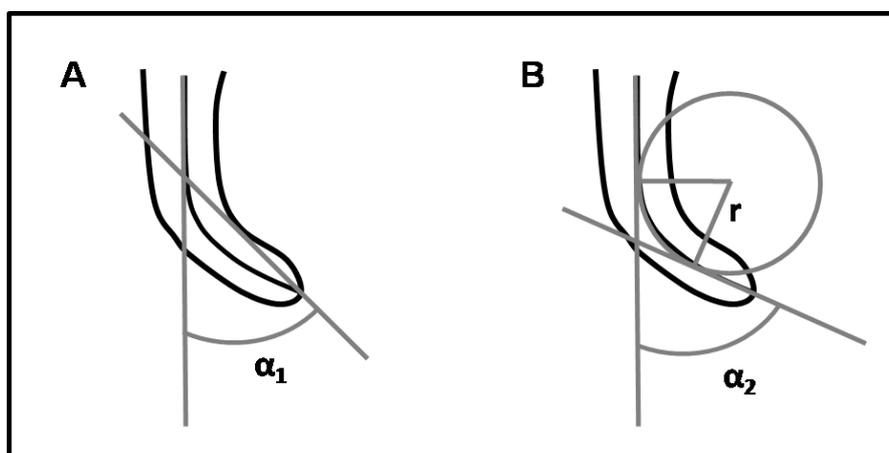


Figura 2 - Métodos para a determinação da curvatura dos canais radiculares. (A) ângulo de curvatura determinado pelo método de Schneider; (B) ângulo e raio de curvatura determinados pelo método de Pruett.

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 (DE DEUS, 1992), 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 0,15 mm de diâmetro na ponta).

Classe II → Canais radiculares de calibre constricto e com curvatura gradual acentuada (26° a 40°), de acesso à região apical relativamente mais difícil. A lima número 10 (0,10 mm 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 (41° a 90°) ou dupla curvatura (forma de baioneta). A lima número 08 (0,08 mm de diâmetro na ponta) penetra com dificuldade na extensão do canal.

2.3. Tratamento Endodôntico

O tratamento endodôntico é indicado quando a polpa dentária encontra-se comprometida por inflamação irreversível, necrose, ou até mesmo por planejamento protético. Este tratamento consiste no acesso à câmara pulpar, extirpação da polpa, limpeza e modelagem dos canais radiculares e sua posterior obturação 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. 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.

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 maioria das limas manuais é constituída de aço inoxidável, possuindo uma padronização. A conicidade é fixada em um incremento de 0,02 mm a cada milímetro em direção ao cabo. Sua parte ativa mede 16 mm, indo da ponta da lima (D0) até o final da parte ativa (D16). O número do instrumento é definido pela medida do diâmetro inicial na ponta da lima (D0) em centésimos de milímetros (LOPES & SIQUEIRA, 2004) (Figura 3).

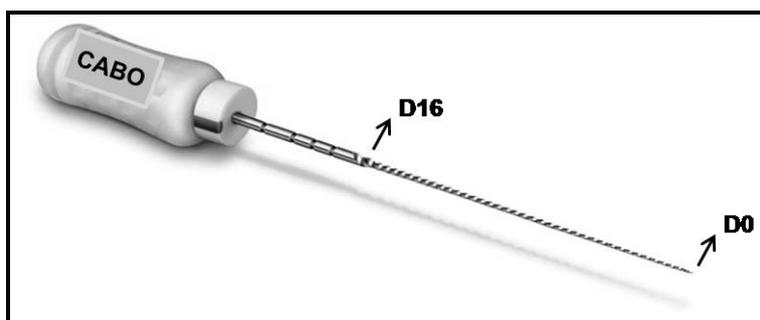


Figura 3 - Lima endodôntica manual.

As limas rotatórias são fabricadas a partir da liga NiTi e, ao contrário dos instrumentos manuais, não possuem uma padronização, apresentando diferentes conicidades e seção transversal de desenho variável. Tradicionalmente, vários sistemas de limas rotatórias têm sido comercializados, como as limas ProFile, limas GT (Dentsply-Mailleffer, Ballaigues, Suíça), HERO 642 (Micro-Mega, Besançon, França), Quantec (SybronEndo, Orange, CA), K3 (SybronEndo), RaCe (Brasseler, Savannah, GA), ProDesign (Miltex) e ProTaper (Dentsply-Mailleffer). Cada um destes

sistemas apresenta diversos instrumentos com diferentes combinações de diâmetros na ponta e conicidades. 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 0,20 mm de diâmetro na ponta e conicidade de 0,04 mm a cada milímetro de comprimento em direção ao cabo (LEONARDO & LEONARDO, 2005). No caso das limas ProTaper, entretanto, a nomenclatura difere desta regra geral, uma vez que diferentes conicidades são encontradas na parte ativa de um mesmo instrumento. Desta forma, estão disponíveis no mercado as limas S1, S2, SX, F1, F2 e F3.

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. GUELZOW *et al.* (2005) relataram que os instrumentos rotatórios possibilitaram um tempo reduzido de tratamento em relação aos instrumentos manuais. De acordo com os autores, tanto as limas manuais de aço inoxidável quanto os seis diferentes tipos de instrumentos rotatórios de NiTi utilizados respeitaram o trajeto original de canais mesiais de molares inferiores.

Além disso, SCHÄFER & KATJA (2000) observaram, por microscopia eletrônica de varredura, que as limas rotatórias de NiTi apresentaram a capacidade de realizar melhores preparos do que as limas manuais, principalmente em canais curvos. Estes resultados são compatíveis com os de MOLANDER *et al.* (2007), que observaram um aumento na frequência de obturações de boa qualidade quando a instrumentação rotatória com limas de NiTi substituiu a instrumentação manual com limas de aço inoxidável. Este aumento foi mais pronunciado em canais curvos, como os canais mesio-vestibulares de molares superiores e canais mesiais de molares inferiores.

Entretanto, HARTMANN *et al.* (2007) observaram por tomografia computadorizada que a instrumentação manual até a lima # 30 produziu significativamente menos transporte apical em relação à instrumentação rotatória com limas ProTaper de NiTi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) até a lima F3. Os autores observaram transporte apical com ambas as técnicas de instrumentação, e relataram que o uso do EDTA como uma das soluções irrigadoras pode ter contribuído para a ocorrência deste transporte, uma vez que esta solução promove uma descalcificação da dentina.

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 o risco elevado de fratura. Cabe salientar, no entanto, que estas desvantagens são compensadas pela qualidade do preparo e pelo tempo de instrumentação reduzido, e conseqüentemente os instrumentos rotatórios são utilizados em larga escala na prática clínica.

2.4.1. Liga Níquel-Titânio

As ligas quase equiatômicas de NiTi fazem parte de um grupo de ligas que apresenta propriedades especiais das quais as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi são fortemente dependentes. Estas propriedades especiais são denominadas efeito memória de forma e superelasticidade, e estão relacionadas com a transformação de fases ocorrida entre duas diferentes estruturas

cristalinas: a estrutura cristalina cúbica (CCC) da austenita e a estrutura cristalina monoclínica da martensita.

A propriedade de efeito memória de forma está relacionada a uma transformação de fases induzida por temperatura. A redução de temperatura faz com que a liga deixe de ter uma estrutura austenítica para ter uma estrutura martensítica ordenada, autoacomodada e reversível. Em baixas temperaturas, esta estrutura martensítica pode sofrer uma deformação que é reversível pelo aumento da temperatura (Figura 4) (HUANG, 1998).

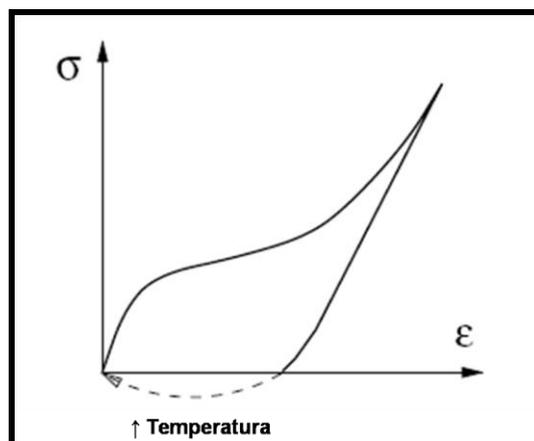


Figura 4 - Diagrama Tensão x Deformação referente ao efeito memória de forma da liga NiTi (HUANG, 1998).

A transformação martensítica ocorre inicialmente pela nucleação de cristais de martensita, que crescem a uma taxa proporcional à taxa de resfriamento. Os primeiros domínios martensíticos formados são os últimos a sofrer a transformação reversa, uma vez que a transformação é linear. Existe uma relação definida entre as orientações de um cristal de austenita e dos cristais vizinhos de martensita. Desta forma, em um único grão de austenita podem se formar até 12 variantes de martensita. Estas variantes são cristalograficamente equivalentes, mas apresentam diferentes orientações e planos de deslizamento. Todas as transformações livres de tensão externa tendem a ser auto-acomodadas, não havendo alteração macroscópica

na forma. Durante a transformação reversa, a martensita retorna a austenita com a orientação original (LIEBERMAN *et al.*, 1955, KNOWLES & SMITH, 1981, HUANG, 1998).

Em alguns casos, uma fase intermediária com estrutura romboidal, denominada fase R, é encontrada durante transição martensítica. A formação da fase R tem sido associada à existência de barreiras de alta energia que dificultam a transição martensítica normal (HUANG, 1998).

A re-orientação martensítica entre as variantes de martensita não envolve mudança de fase. Esse processo é sempre relacionado à tensão, e a deformação reversível correspondente é associada com a conversão entre as variantes. À medida que a tensão aumenta, conversões similares ocorrem nos domínios de martensita, até que todo o volume apresente uma única variante em um monocristal, ou cada cristal seja dominado por determinada variante em um policristal. Desta forma, uma grande deformação macroscópica é produzida. Se a tensão máxima não é suficiente, a re-orientação ocorre de forma parcial, sendo que diversas variantes diferentes podem ser encontradas (HUANG, 1998).

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 (Figura 5). Estas temperaturas de transição de fases dependem da composição química da liga, do processo de tratamento térmico, e dos parâmetros de trabalho a frio (LIU *et al.*, 1997).

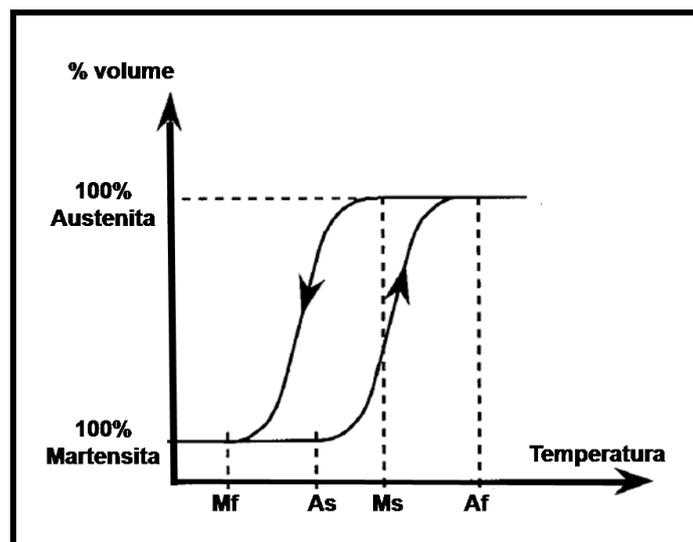


Figura 5 - Termograma teórico das temperaturas de transição de fases (baseado em KUHN & JORDAN, 2002).

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. Os autores não realizaram a análise das temperaturas de transformação de fase para que estas fossem relacionadas com a composição química de cada instrumento.

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

Composição de Limas de NiTi (% at)					
<i>Instruments</i>	<i>Ni</i>	<i>Ti</i>	<i>Fe</i>	<i>Al</i>	<i>Co+Cr</i>
FlexMaster	50,29	49,55	0,03	Max. 0,02	0,11
Hero	49,36	50,47	0,03	Max. 0,02	0,12
K3	49,53	50,28	0,04	Max. 0,02	0,13
ProFile	49,28	50,56	0,03	Max. 0,02	0,12
RaCe	50,25	49,60	0,03	Max. 0,02	0,10

MIYAI *et al.* (2006) realizaram análise por calorimetria (DSC) de cinco tipos de limas endodônticas de NiTi para estudo das temperaturas de transformação de fase destes instrumentos. A Tabela 3 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.

Tabela 3 - Temperaturas de transformação martensítica e austenítica de limas de NiTi obtidas através do método DSC (MIYAI *et al.*, 2006).

Temperaturas de Transformação de Fases de limas de NiTi (média ± SD, n = 5)				
Instrumentos	Resfriamento		Aquecimento	
	M_s	M_f	A_s	A_f
EndoWave	28.5 ± 1.2	-3.2 ± 2.0	-21.2 ± 7.4	36 ± 1.7
Hero 642	5.5 ± 2.6	-41.0 ± 1.9	-38.1 ± 6.9	9.3 ± 1.5
K3	9.2 ± 9.3	-43.7 ± 2.3	-41.0 ± 3.3	5.4 ± 6.8
ProFile.06	22.5 ± 1.9	-14.6 ± 6.1	-20.5 ± 3.0	29.6 ± 2.4
ProTaper	19.1 ± 1.6	-10.4 ± 1.9	-17.0 ± 8.1	32.1 ± 5.9

Os resultados de MIYAI *et al.* (2006) não são compatíveis com os de BAHIA *et al.* (2005), que encontraram valores diferentes de temperaturas de transição de fase ao analisar limas endodônticas ProFile de NiTi e os fios de NiTi utilizados na linha de produção destas limas (Tabela 4). Esta discrepância dos resultados pode estar relacionada com pequenas variações na composição química e atômica da liga, mesmo em instrumentos do mesmo fabricante.

Tabela 4 - 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 ± SD)				
Material	Resfriamento		Aquecimento	
	M _s	M _f	A _s	A _f
ProFile 30.06	18,2 ± 0,4	-2,3 ± 3,6	3,4 ± 4,7	22,9 ± 1,0
NiTi wires	17,5 ± 1,3	-5,0 ± 1,2	1,1 ± 1,1	21,8 ± 3,6

Alguns autores avaliaram o efeito do tratamento térmico sobre as temperaturas de transição de fases do NiTi (YEUNG *et al.*, 2004, KUHN & JORDAN, 2002, LIU *et al.*, 1997, PAULA *et al.*, 2004). Segundo YEUNG *et al.* (2004), para uma dada composição, a temperatura de transição de fase austenítica pode ser manipulada através de três parâmetros de tratamento térmico: temperatura de tratamento, tempo de tratamento e taxa de resfriamento. A análise por calorimetria (DSC) mostrou que temperatura de tratamento parece ser o fator mais crítico para a mudança da temperatura de transição, sendo que o tempo de tratamento e a taxa de resfriamento apresentam um efeito sutil sobre esta mudança.

YEUNG *et al.* (2004) relataram que a temperatura de tratamento térmico pode ser dividida em três faixas: tratamento de solução sólida a altas temperaturas (800-900 °C); tratamento de envelhecimento a médias temperaturas (400-550 °C); e tratamento de envelhecimento a baixas temperaturas (200-400 °C). Os autores observaram que, para uma dada composição, após tratamento de solução sólida, as temperaturas de transição austenítica ficaram compreendidas entre -5 °C e 5 °C. Entretanto, as temperaturas de transição das amostras previamente tratadas em solução sólida mudaram significativamente após envelhecimento a 450 °C.

KUHN & JORDAN (2002) observaram que após tratamentos térmicos entre 350 °C e 510 °C durante 10 min, são encontrados dois picos durante o processo de resfriamento (austenita → fase R, fase R → martensita) e dois picos durante o

aquecimento (martensita → fase R, fase R → austenita). Quando a temperatura de tratamento está acima da temperatura de recristalização (600 °C), os tratamentos térmicos determinam uma transição com apenas um pico durante o resfriamento e o aquecimento, sendo que a transformação martensítica ocorre a temperaturas mais baixas. Nestas condições, a liga apresenta transformações diretas entre austenita e martensita, não existindo a formação da fase R.

De acordo com LIU *et al.* (1997), o aumento da temperatura de envelhecimento dentro de uma faixa entre 325 °C e 425 °C resultou no aumento das temperaturas de transição martensita → austenita e fase R → martensita. Já a temperatura de transformação austenita → fase R sofreu um decréscimo progressivo com o aumento da temperatura de envelhecimento. Estes resultados estão de acordo com YEUNG *et al.* (2004), que observaram que os tratamentos de 400 °C a 480 °C promoveram um aumento da temperatura de transição austenítica de 0 a 40 °C. Entretanto, os tratamentos de 500 °C a 550 °C promoveram uma redução nesta temperatura. Os resultados de YEUNG *et al.* (2004) e de KUHN & JORDAN (2002) são discrepantes em relação aos de PAULA *et al.* (2004), que observaram uma tendência geral a um aumento das temperaturas de transição com o aumento da temperatura de recozimento entre 200 °C e 700 °C.

KUHN & JORDAN (2002) observaram que as condições de recozimento afetam fortemente o comportamento de tensão-deformação das limas de NiTi. Para tratamentos abaixo da temperatura de recristalização, as amostras geralmente apresentam níveis de tensão mais baixos para uma determinada deformação. Por outro lado, os resultados mostram que após os tratamentos em temperaturas acima da recristalização, os níveis de tensão aumentam.

PAULA *et al.* (2004) observaram, através de análise por difração de raios-X (XRD), que a intensidade do pico de martensita aumentou com o aumento da temperatura de recozimento, e diminuiu com o aumento do tempo de tratamento a 600 °C. A partir desta análise, a fase R foi detectada a uma temperatura de 45 °C. A análise por calorimetria (DSC) destas amostras também mostrou a presença da fase R na mesma faixa de temperatura (37-57 °C). Entretanto, a presença da fase R é apenas detectada nas amostras tratadas até 400-500 °C.

LIU *et al.* (1997) observaram alterações nas temperaturas de transição de fases do NiTi, após o tratamento a 900 °C durante 30 minutos seguido de envelhecimento a 325 °C com diferentes intervalos de tempo entre 0 e 100 horas. A análise por DSC mostrou que a transformação no resfriamento apresenta uma mudança de uma transformação em uma única etapa A → M1 para uma transformação em duas etapas austenita → fase R → martensita com o aumento do tempo de envelhecimento. A temperatura de transformação austenita → fase R permaneceu constante durante todo o processo de envelhecimento, o que indica que tal transformação é independente do tempo de envelhecimento. A temperatura de transformação austenita → martensita não variou significativamente até o início da transição austenita → fase R, quando as temperaturas começaram a diminuir. Entretanto, a transformação fase R → martensita aumentou com o tempo de envelhecimento. A transformação durante o aquecimento apresenta uma única etapa, sendo que a temperatura de transformação martensita → austenita apresenta um aumento gradual com o aumento do tempo de envelhecimento.

YEUNG *et al.* (2004) também relataram que tempos mais longos de tratamento resultam em maiores temperaturas de transição. Estes autores observaram que as taxas de resfriamento obtidas no forno, no ar, e na água, também apresentam efeitos nas características de transformação. Após o tratamento de envelhecimento, o

resfriamento em forno ou em água resultou em temperaturas de transição mais altas do que as obtidas com o resfriamento em ar.

A transformação martensítica também pode ser induzida por tensão, originando uma estrutura martensítica com um comportamento superelástico. 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).

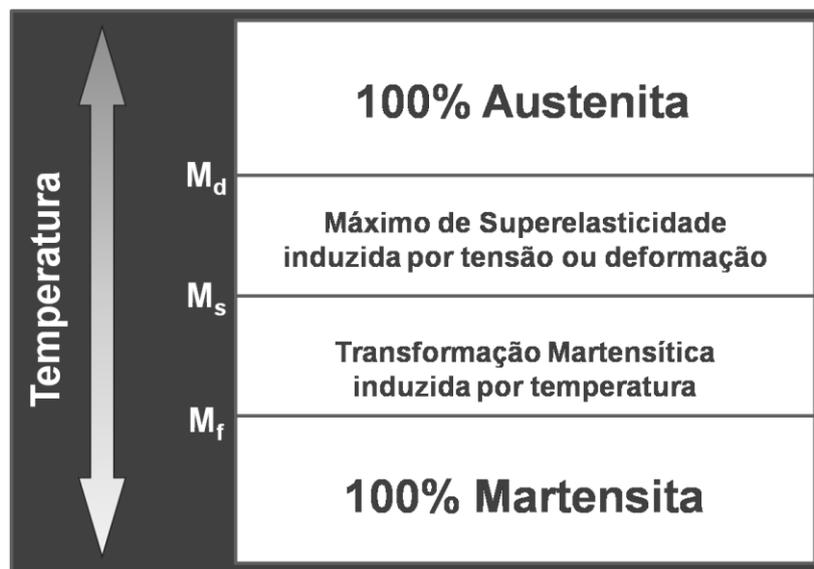


Figura 6 - Transformação de austenita em martensita em função da temperatura. Esta transformação tem início em M_s e término em M_f . A faixa de temperatura na qual se observa o máximo de superelasticidade também está presente, sendo delimitada por M_s e M_d .

Acima da temperatura M_d , a austenita apresenta um comportamento semelhante à maioria dos metais. Esta estrutura pode ser deformada quando submetida a uma carga externa, sendo que até um determinado limite de cargas, o corpo recupera suas dimensões originais quando a carga é retirada. Esta recuperação das dimensões originais de um corpo deformado quando se retira a carga aplicada é denominada comportamento elástico. Se excedido o regime elástico, o corpo

apresentará deformação permanente após a retirada da carga aplicada, sendo esta deformação denominada deformação plástica (DIETER, 1981).

Entre M_s e M_d , a uma temperatura de 37°C , SHAW & KYRIAKIDES (1995) observaram que inicialmente a tensão leva à deformação elástica da austenita (Figura 7, o-a). Entretanto, em um nível crítico de tensão, a austenita se torna instável e começa a se formar uma estrutura martensítica induzida por tensionamento. As duas fases passam a coexistir, resultando em deformação não homogênea e macroscópica no patamar de superelasticidade (Figura 7, patamar a-b). Neste caso, o resultado da transformação de fase consiste na deformação macroscópica de aproximadamente 5%. Ao final do patamar de superelasticidade (Figura 7b), se a carga aplicada for removida, ocorre uma recuperação elástica da martensita (Figura 7, b-b'), e posteriormente o material sofre a transformação inversa e passa a se formar austenita novamente (Figura 7, b'- a'), observando-se uma diminuição macroscópica na deformação. No ponto a' (Figura 7), o material já retomou sua estrutura inicial e passa a seguir o caminho inverso ao carregamento inicial (Figura 7, a'-o). Apesar de o material ter sofrido uma deformação de 6%, a deformação foi revertida. Este comportamento do NiTi é denominado "superelasticidade" ou "pseudoelasticidade".

Se o material continua a sofrer o carregamento após o ponto b (Figura 7), a tensão volta a subir para que ocorra uma deformação elástica da martensita. A uma deformação de aproximadamente 7,5% (Figura 7c), a tensão atinge um nível suficientemente alto para que haja o cisalhamento de planos, e assim se inicia a deformação plástica desta estrutura (Figura 7, c-d). Uma deformação residual de mais de 6% é observada caso a carga seja removida no regime de deformação plástica (Figura 7, d-e).

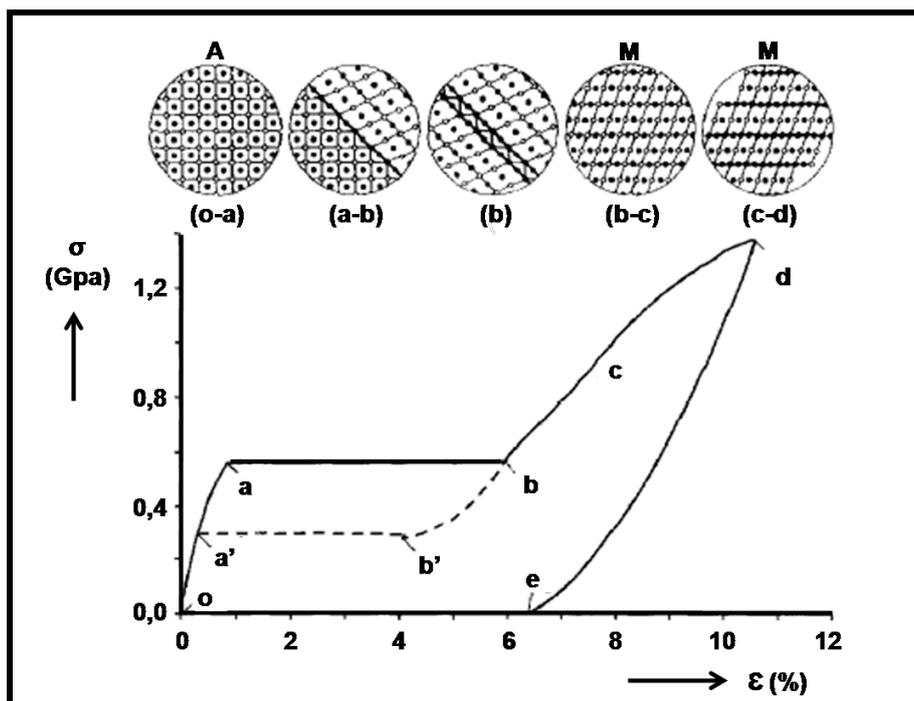


Figura 7 - Curva Tensão x Deformação do NiTi e alterações esquemáticas de sua microestrutura entre as temperaturas M_s e M_d . (o-a) Austenita; (a-b) patamar de superelasticidade; (b) martensita com resíduos de austenita; (b-c) deformação elástica da martensita; (c-d) deformação plástica da martensita (SHAW & KYRIAKIDES, 1995).

De acordo com HUANG (1998), transformações induzidas por tensão tendem a produzir apenas variantes que apresentam orientações favoráveis à tensão aplicada, sendo que 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. O autor observou que o carregamento é acompanhado por um aumento de temperatura, o que indica a ocorrência de 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 a ocorrência de um processo endotérmico.

A Figura 8 mostra o comportamento sob deformação da liga em três diferentes faixas de temperatura: 100% austenita acima de M_d ; austenita instável sujeita à transição martensítica induzida por tensão entre M_s e M_d ; 100% martensita abaixo de M_f .

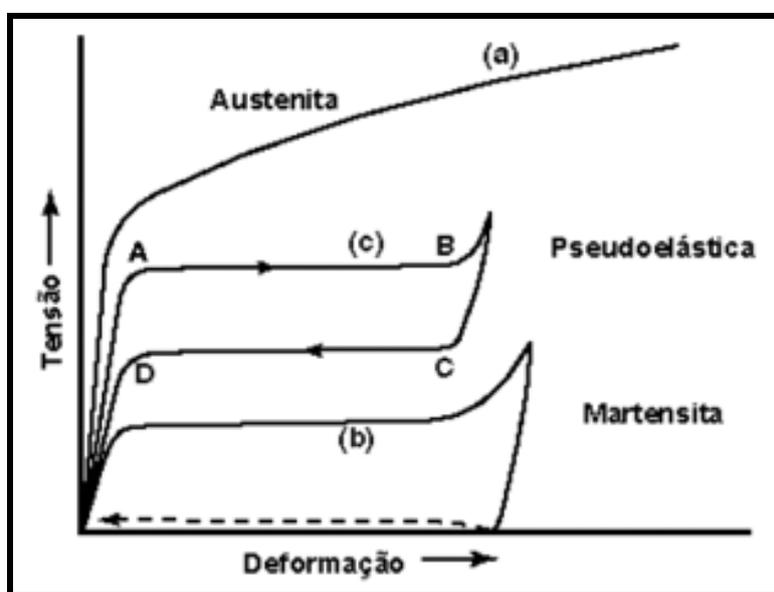


Figura 8 - Curvas tensão X deformação das ligas de NiTi em três diferentes temperaturas, mostrando em (a) a deformação no comportamento austenítico, em (b) a deformação abaixo de M_f , no comportamento martensítico, sendo que somente com a elevação da temperatura, a deformação é revertida, e em (c) a 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).

CAMPISTA (2005) realizou ensaios de tração com ligas comerciais de NiTi de diferentes origens, sendo que a análise por DSC das mesmas ligas foi realizada. 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. A Tabela 5 mostra os valores referentes à temperatura M_s e à tensão no patamar das amostras ensaiadas em tração a 25°C e 37°C pelo autor.

Tabela 5 - Valores referentes à temperatura M_s ($^{\circ}\text{C}$) e à tensão no patamar superelástico (MPa) das amostras ensaiadas em tração a 25°C e 37°C .

Relação da Tensão no Patamar com a Temperatura M_s			
Amostras	M_s ($^{\circ}\text{C}$)	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

***Morelli e 3M = marcas de fios ortodônticos utilizadas; T.T. = tratada termicamente; super = superelástico; termo = termoativado (CAMPISTA 2005).**

Estes resultados estão de acordo com aqueles de MIYAI *et al.* (2006), que relataram que os instrumentos endodônticos de NiTi com temperaturas de transição mais baixas apresentaram valores mais altos de torque nos ensaios de resistência à torção. De acordo com os autores, as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos estão fortemente relacionadas com o comportamento de transformação de fases da liga.

Outro fator a ser mencionado é o carregamento cíclico dentro do regime de superelasticidade (Figura 9), que apresentou influência sobre o comportamento mecânico em tração (Figura 10) dos fios de NiTi utilizados na fabricação de limas ProFile, de acordo com BAHIA *et al.* (2005). Os resultados destes autores mostraram que o aumento da ciclagem gera a diminuição do nível de resistência e o aumento da deformação superelástica da liga, provavelmente associados à presença de defeitos micro-estruturais e ao conseqüente ao aumento da temperatura M_s . Desta forma, estes resultados são compatíveis com o relato de LIU *et al.* (1997), de que as temperaturas de transformação de fases dependem dos parâmetros de processamento de trabalho a frio.

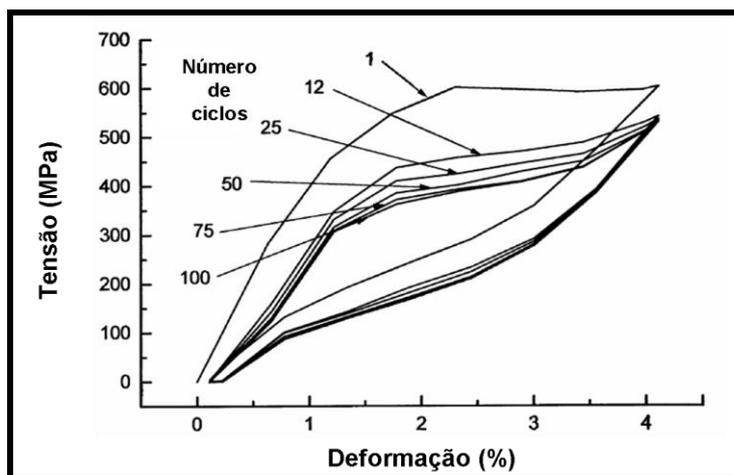


Figura 9 – Curvas Tensão x Deformação de fios de NiTi obtidas a partir de ensaios de carregamento cíclico (BAHIA *et al.*, 2005).

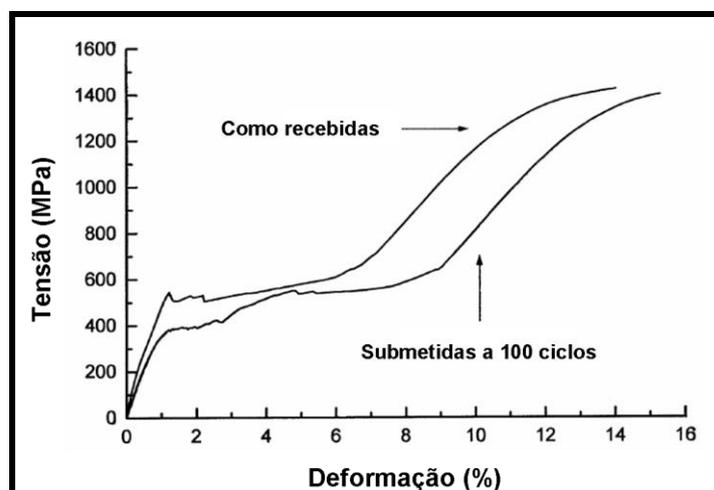


Figura 10 – Curvas Tensão x Deformação obtidas a partir de ensaios de tração de fios de NiTi como recebidas e previamente submetidos ao carregamento cíclico (BAHIA *et al.*, 2005).

MIYAI *et al.* (2006) observaram que as limas de NiTi apresentaram um comportamento bastante característico das ligas superelásticas durante ensaios de flexão realizados a 37°C. As limas foram submetidas a uma deformação de 4 mm e então foi feito o descarregamento, sendo que a tensão foi medida durante todo o ensaio (Figura 11).

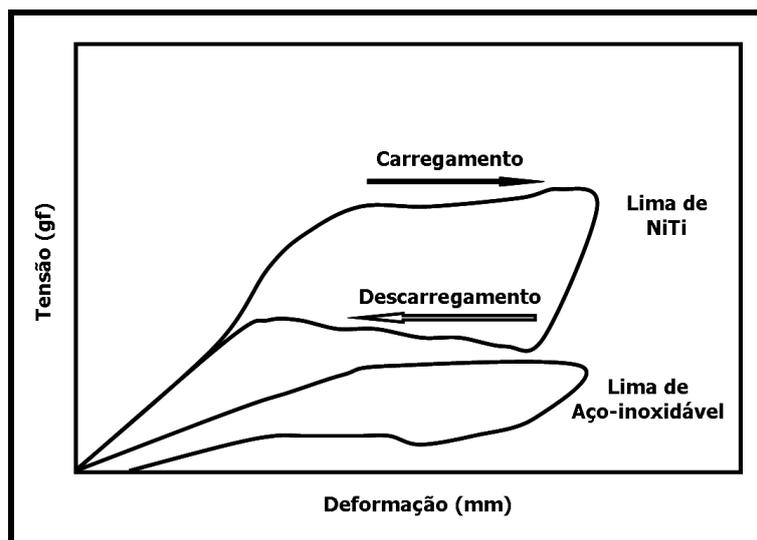


Figura 11 - Curvas de carregamento em flexão de limas de NiTi e aço inoxidável (MIYAI *et al.*, 2006).

Neste contexto, podemos concluir que a superelasticidade é a propriedade mais relevante da liga NiTi para as limas endodônticas, uma vez que possibilita uma grande deformação reversível do instrumento em um nível de tensão constante. Esta propriedade está diretamente relacionada com a capacidade das limas de NiTi de realizar melhores preparos em relação às limas manuais de aço inoxidável (SCHÄFER & KATJA, 2000). O conhecimento das temperaturas de transição de fases da liga NiTi é de grande importância para um melhor entendimento do comportamento dos instrumentos endodônticos, uma vez que estas temperaturas influenciam diretamente a propriedade de superelasticidade da liga.

2.5. Fratura de Instrumentos Endodônticos

2.5.1. Incidência de Fratura

No que se refere à incidência de fratura de instrumentos endodônticos, SUTER *et al.* (2005) observaram que 8,24% de 1177 casos tratados endodonticamente em um período de 18 meses apresentaram fratura. Destes casos de fratura, 52% ocorreram

com instrumentos rotatórios de NiTi, 28% com instrumentos manuais de aço inoxidável, 14% com espirais de lentulo, e 6% com outros tipos de instrumentos. Em relação ao tipo de raiz envolvida, 8% das fraturas ocorreram em dentes anteriores, 10% em pré-molares, 25% em raízes vestibulares de molares superiores, 50% em raízes mesiais de molares inferiores, e 7% em raízes distais de molares inferiores e raízes palatinas de molares superiores. Em relação à localização dos fragmentos, 20% encontravam-se no terço cervical do canal, 32% no terço médio, 41% no terço apical, 5% ocupavam toda a extensão do canal e 2% estavam parcialmente além do forame apical.

Estes dados estão de acordo com os resultados de TZANETAKIS *et al.* (2008), que observaram que a prevalência de fraturas de instrumentos no terço apical (52,5%) foi significativamente maior do que àquelas dos terços médio (27,5%) e cervical (12,5%). De acordo com RUDDLE (2004), as fraturas de instrumento normalmente ocorrem nos 3 a 5 mm apicais do canal, uma vez que esta é a região onde os canais apresentam as maiores curvaturas. Este relato é compatível com a observação de SUTER *et al.* (2005) de que os canais curvos apresentaram uma maior quantidade de instrumentos fraturados do que os canais retos.

Em relação à incidência de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi, SPILI *et al.* (2005) observaram que 4,4% de 5.130 casos clínicos apresentaram fratura. WOLCOTT *et al.* (2006) relataram que de 4.652 tratamentos de canais radiculares realizados na prática clínica com limas ProTaper, 2,4% apresentaram fratura. IQBAL *et al.* (2006a) observaram uma incidência de fratura de 1,68% em um programa de pós-graduação entre os anos de 2000 e 2004, sendo que esta incidência sobe para 2,5% se apenas os molares forem considerados. Todos estes autores (SPILI *et al.*, 2005, WOLCOTT *et al.*, 2006, IQBAL *et al.*, 2006a) observaram uma

maior incidência de fratura em molares superiores e inferiores, sendo que o terço apical foi o mais acometido.

INAN & GONULOL (2009) observaram que dos 593 instrumentos rotatórios Mtwo de NiTi (VDW, Munich, Germany) utilizados na prática clínica em um período de 12 meses, 16,02% apresentaram fratura. SHEN *et al.* (2009a) avaliaram 1682 instrumentos ProTaper e K3 descartados da clínica de três diferentes endodontistas durante 16 meses, e relataram que 5% destes instrumentos apresentaram fratura.

SHEN *et al.* (2009b) relataram um aumento significativo no número de fraturas de limas ocorridas após 7 ou 8 usos durante a prática clínica (Figura 12). Cabe salientar, no entanto, que o tipo de lima e a técnica utilizada por estes autores estão diretamente relacionadas com esta incidência, que conseqüentemente não pode ser extrapolada para outros tipos de condição clínica.

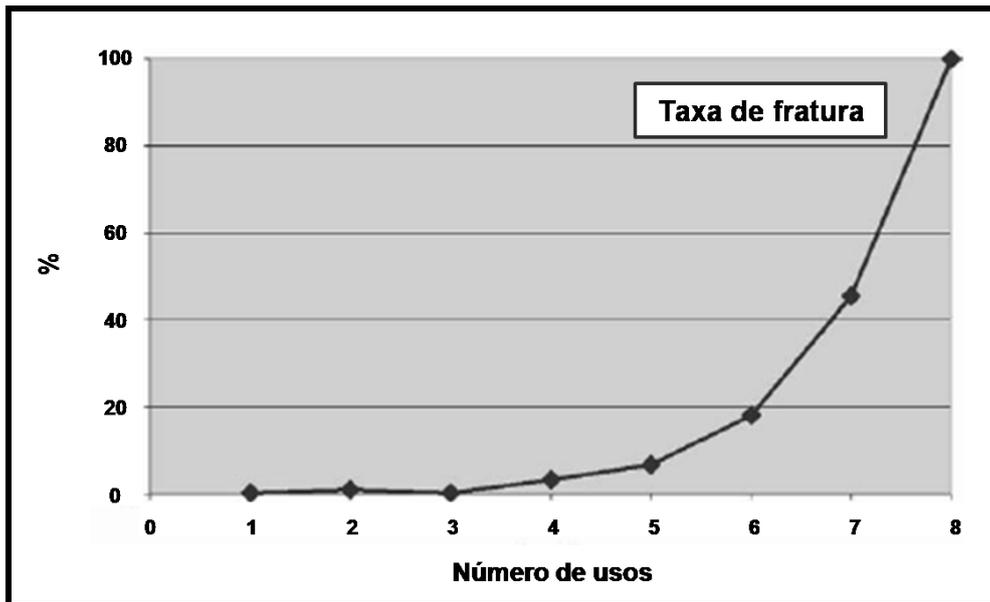


Figura 12 - Distribuição dos casos de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi de acordo com o número de usos na prática clínica (SHEN *et al.*, 2009b).

WOLCOTT *et al.* (2006) observaram que houve um aumento significativo no número de fraturas ocorridas no quinto uso (34,5%) em relação a todos os outros números de usos (Figura 13). De acordo com os autores, apesar de os fabricantes recomendarem o uso das limas rotatórias em apenas um caso clínico, não houve um aumento da incidência de fraturas até quatro usos. Eles relataram que as dimensões das limas rotatórias de NiTi representam um critério importante na determinação do número de vezes que elas podem ser reutilizadas com segurança.

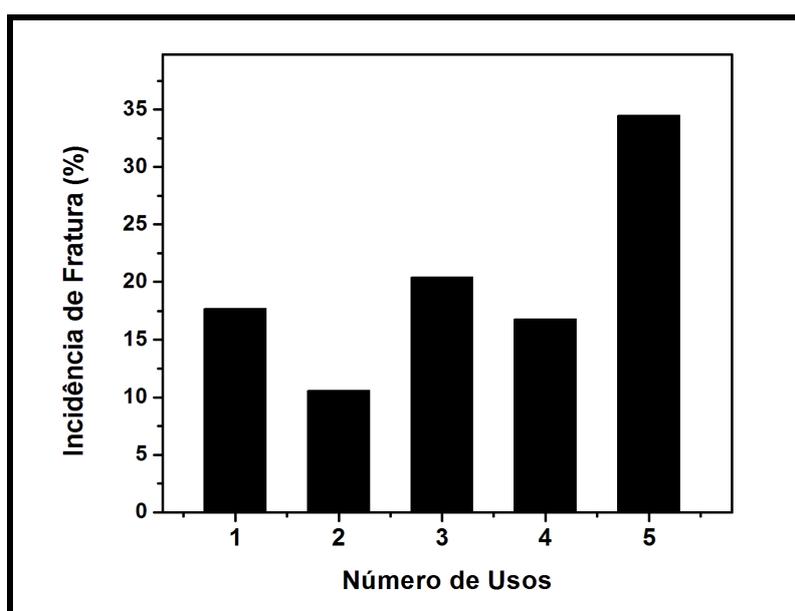


Figura 13 - Distribuição dos casos de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios ProTaper de NiTi de acordo com o número de usos na prática clínica (WOLCOTT *et al.*, 2006).

Neste contexto, podemos concluir que a incidência de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi depende de diversos fatores, como a morfologia, o acabamento superficial e as dimensões dos instrumentos, a anatomia dos canais instrumentados, a técnica de instrumentação utilizada, a experiência do operador e o número de utilizações dos instrumentos.

2.5.2. Causas de Fratura

SOTOKAWA (1988) observou que algumas limas sofrem deformação plástica antes da fratura, enquanto outras não apresentam qualquer sinal de deformação associada a este incidente. O autor relatou que a fratura pode ocorrer devido a dois tipos principais de tensionamento: por flexão e por torção. A deformação observada pelos autores 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.

WALIA *et al.* (1988) observaram que as limas de NiTi apresentaram uma capacidade de deformação reversível significativamente maior em relação às limas de aço inoxidável (Figura 14), além de apresentarem resistência à fratura por torção consideravelmente maior do que estas. 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. Os autores concluíram, portanto, que as limas de NiTi apresentam propriedades mecânicas superiores em relação às limas de aço inoxidável. Estes resultados estão de acordo com os de WALIA *et al.* (1989), que compararam as limas de NiTi com as limas de aço inoxidável quanto ao comportamento em torção e observaram que as limas de NiTi apresentaram deformação permanente de aproximadamente uma volta e meia, comparado a apenas meia volta apresentada pelas limas de aço.

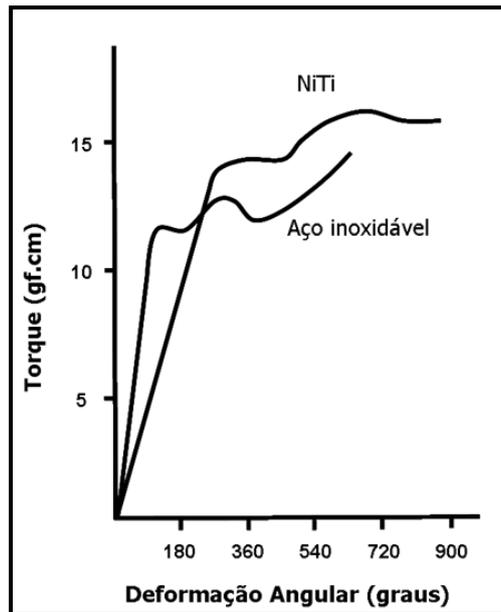


Figura 14 - Curvas de carregamento em torção de limas de NiTi e de aço inoxidável. Os ensaios foram realizados com limas #15 com seção transversal triangular (WALIA *et al.*, 1988).

YARED *et al.* (2001) e BERUTTI *et al.* (2004) avaliaram a influência do torque em falhas de limas endodônticas rotatórias de NiTi. YARED *et al.* (2001) selecionaram torques de 20, 30 e 55 N.cm com velocidade de 150 rpm para o preparo de canais de molares humanos extraídos. Nestas condições, durante o uso de limas ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) não observaram nenhuma fratura, deformação e travamento. Contudo, BERUTTI *et al.* (2004) observaram que a limitação em torques elevados (6,80 N.cm) proporcionou o uso de limas ProTaper S2, F1 e F2 em um número significativamente maior de canais em comparação aos menores valores de torque (1,36 a 2,72 N.cm). Segundo os autores, esse resultado provavelmente está relacionado ao aumento da pressão vertical realizada pelo operador durante a instrumentação com torques mais baixos.

Alguns autores realizaram estudos para avaliar a vida em fadiga das limas endodônticas de níquel-titânio (PRUETT *et al.*, 1997, MIZE *et al.*, 1998, YARED *et al.*,

2000, ZELADA *et al.*, 2002, YAO *et al.*, 2006, LOPES *et al.*, 2007, GAMBARINI *et al.*, 2008, LARSEN *et al.*, 2009, KIM *et al.*, 2010, AL-HADLAQ *et al.*, 2010).

PRUETT *et al.* (1997) observaram que quanto maior o diâmetro do instrumento, menor o raio de curvatura, ou maior a angulação do canal radicular, menor é o número de ciclos necessários para ocorrer fratura por fadiga durante a instrumentação. Estes resultados estão de acordo com ZELADA *et al.* (2002), que observaram que o risco de fratura por fadiga de um instrumento, em canais de dentes extraídos com curvaturas maiores que 30° e raio de curvatura pequeno, é maior em comparação a canais retos ou com curvaturas discretas.

LOPES *et al.* (2007) observaram que instrumentos ProTaper F3 ensaiados em diferentes comprimentos de arco (Figura 15) e mesmo raio de curvatura apresentaram uma diferença significativa do número de ciclos até a fratura. Os instrumentos submetidos à curvatura com maior comprimento de arco suportaram um número menor de ciclos. A fratura ocorreu próximo ao ponto médio do arco independentemente do comprimento, correspondendo ao ponto de maior amplitude de deformação. Segundo os autores, a tensão máxima ocorre sobre a porção do instrumento de maior diâmetro, quanto maior o comprimento do arco, uma vez que os instrumentos são cônicos. Esta observação é compatível com o relato de SATTAPAN (2000), de que os instrumentos de maior calibre são mais suscetíveis à fratura por fadiga do que os de menor calibre. Estes resultados também confirmam a constatação de PRUETT *et al.* (1997) de que a fratura ocorre sempre no ponto de maior curvatura, que corresponde ao ponto de maior amplitude de deformação.

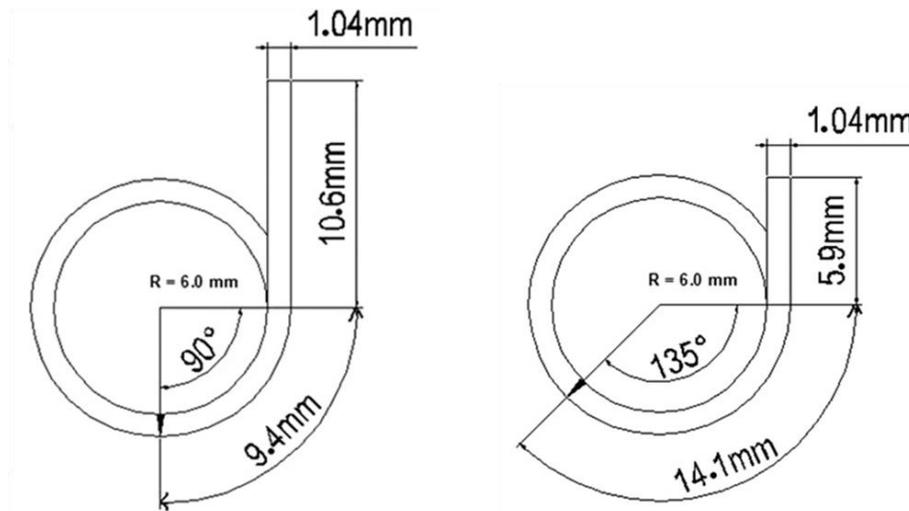


Figura 15 - Desenho esquemático dos canais utilizados nos ensaios de fadiga sob flexão (LOPES *et al.*, 2007).

YAO *et al.* (2006) relataram que as limas K3 25.04 (SDS Kerr, Glendora, CA, EUA) foram significativamente mais resistentes à fadiga em comparação às limas ProFile e RaCe (Brasseler, Savannah, GA, EUA). No grupo de limas 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.

Os estudos de MIZE *et al.* (1998) e YARED *et al.* (2000) avaliaram o efeito da esterilização em estufa ou em autoclave sobre a vida em fadiga do níquel-titânio. Estes autores concluíram que as variações térmicas ocorridas durante estes processos não geraram um aumento da vida em fadiga das limas de NiTi. Além disso, YARED *et al.* (2000) relataram a possibilidade de que processos corrosivos possam atuar durante a esterilização em autoclave, aumentando o risco de fratura.

GAMBARINI *et al.* (2008) relataram que a liga M-wire foi desenvolvida em 2007 para a fabricação dos instrumentos GT Series X (Dentsply Tulsa-Dental Specialties, Tulsa, OK, EUA). De acordo com o fabricante, um novo processamento térmico da liga

é utilizado para conferir maiores flexibilidade e resistência à fadiga aos instrumentos em comparação às limas fabricadas a partir da liga NiTi convencional. Estes autores também relataram um outro processo de fabricação desenvolvido recentemente pela SybronEndo (Orange, CA, EUA) para confeccionar uma nova lima de NiTi denominada Twisted File (TF, SybronEndo, Orange, Ca, EUA). Este processo utiliza a torção associada ao tratamento térmico para favorecer a propriedade de superelasticidade do instrumento e aumentar a sua resistência à fadiga. Os autores observaram que as limas Twisted File apresentaram maior resistência à fadiga sob flexão quando comparadas às limas K3 de mesmas dimensões. Entretanto, as limas GT Series X não apresentaram uma resistência à fadiga significativamente diferente em relação às limas K3 de mesmas dimensões.

Os resultados de GAMBARINI *et al.* (2008) são compatíveis com os de KIM *et al.* (2010) e LARSEN *et al.* (2009), que observaram que as limas Twisted File apresentaram maior resistência à fadiga sob flexão do que as limas RaCe, ProTaper, Helix (DiaDent, Chongju, Coreia) e EndoSequence. Entretanto, LARSEN *et al.* (2009) não observaram diferença significativa entre as limas Twisted File e ProFile quanto à resistência à fadiga. Quanto às limas fabricadas a partir da liga M-wire, os resultados de GAMBARINI *et al.* (2008) são conflitantes com os resultados de AL-HADLAQ *et al.* (2010), que relataram que estas limas apresentaram maior resistência à fadiga sob flexão quando comparadas às limas fabricadas a partir da liga NiTi regular. Esta discrepância pode estar relacionada aos diferentes tipos de limas utilizadas nestes estudos, e aos diferentes dispositivos utilizados nos testes.

Numerosos trabalhos têm sido feitos com o intuito de avaliar a influência dos esforços de flexão e torção sobre um mesmo instrumento rotatório de NiTi (YARED *et al.*, 1999, 2000 e 2003, GAMBARINI, 2001, OUSIN *et al.*, 2007, BOOTH *et al.*, 2003,

BARBOSA, 2006, BAHIA *et al.*, 2006, 2008, ULLMANN & PETERS, 2005, BARBOSA *et al.*, 2007b).

YARED *et al.* (1999) observaram que o uso clínico simulado em molares extraídos não causou uma redução no número de ciclos necessários para a fratura de limas ProFile durante o ensaio de fadiga sob flexão de 90°. Os autores atribuíram estes resultados à não reprodutibilidade do ensaio de fadiga em relação ao uso em canais radiculares, principalmente em relação à curvatura de 90°, raramente encontrada em dentes humanos. Assim, as grandes tensões aplicadas durante o ensaio de fadiga sob flexão com grande amplitude minimizam os efeitos gerados nas etapas anteriores. Estes resultados estão de acordo com YARED *et al.* (2000), que relataram que o uso clínico em molares não afetou a resistência à fadiga sob flexão de limas ProFile. Estes autores utilizaram um ângulo de curvatura de 90° nos ensaios de fadiga, o que confirma a constatação feita por YARED *et al.* (1999) em relação às tensões aplicadas durante estes ensaios.

Entretanto, GAMBARINI (2001) relatou que o uso clínico reduziu a resistência à fadiga por flexão de limas ProFile. O autor observou que a limitação a valores elevados de torque durante o uso clínico proporcionou uma menor resistência à fadiga por flexão em relação à limitação em valores mais baixos. De acordo com o autor, os baixos valores tendem a garantir um maior tempo de vida em fadiga dos instrumentos endodônticos na prática clínica. OUSIN *et al.* (2007) também observaram que o uso clínico reduziu a resistência à fadiga por flexão de limas rotatórias, sendo que estes autores testaram limas ProTaper. Os resultados mostraram que os instrumentos S1, S2 e F2 previamente utilizados em canais retos suportaram um número maior de ciclos em relação àqueles previamente utilizados em canais curvos. Não houve fratura de instrumentos durante o uso clínico, mas um instrumento S2 e dois instrumentos S1 sofreram deformação plástica durante a instrumentação de canais curvos.

YARED *et al.* (2003) observaram que o torque e o ângulo de rotação atingidos na fratura por torção são significativamente afetados pelo uso repetido das limas K3 em canais curvos simulados. A Tabela 6 mostra os valores de torque registrados pelos autores no momento da fratura. 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. Estes resultados estão de acordo com a constatação de SATTAPAN (2000) de que instrumentos de menor calibre são mais suscetíveis à fratura por torção do que os de maior calibre.

Tabela 6 - Média e desvio padrão dos valores de torque registrados no momento da fratura de limas K3 (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)

BOOTH *et al.* (2003) realizaram ensaios de carregamento em torção em limas ProFile submetidas a diferentes curvaturas e encontraram uma diferença significativa entre a curvatura aguda e a gradual, requerendo esta última um torque maior para a fratura. Os autores observaram que as limas de menor calibre fraturaram com um torque menor em relação às de maior calibre, estando de acordo com YARED *et al.* (2003) e SATTAPAN (2000).

BARBOSA (2006) observou que o carregamento seqüencial de fadiga sob flexão até 6000 ciclos e carregamento em torção não reduz o torque necessário para a

fratura dos instrumentos K3 de NiTi. Estes resultados são compatíveis com os de BAHIA *et al.* (2008), que observaram que o carregamento cíclico em torção prévio não alterou a resistência à torção de limas K3 de NiTi. Entretanto, ULLMANN & PETERS (2005) e BAHIA *et al.* (2006) observaram que ensaios interrompidos de fadiga realizados previamente aos ensaios de torção levaram a uma diminuição no torque necessário para a fratura dos instrumentos ProFile e ProTaper, respectivamente. BAHIA *et al.* (2006) concluíram que valores mais baixos de torque podem causar a fratura por torção de limas endodônticas rotatórias de NiTi durante a prática clínica, após o preparo de um certo número de canais. Desta forma, os motores limitadores de torque só poderão prevenir a fratura por torção quando os valores selecionados forem similares àqueles referentes à resistência dos instrumentos usados.

BARBOSA *et al.* (2007b) relataram que a deformação angular sob torção prévia reduziu a resistência à fadiga sob flexão de limas K3 de NiTi. De acordo com os autores, quanto maior a deformação angular imposta durante os ensaios de carregamento em torção prévios, menor é o número de ciclos até a fratura durante os ensaios de fadiga sob flexão. Mesmo em condições de deformação plástica reduzida, o número de ciclos até a fratura foi menor em relação às limas não ensaiadas previamente em torção. Os autores sugeriram que o carregamento seqüencial de torção e fadiga pode ser responsável pela fratura de instrumentos durante a prática clínica. Estes resultados são compatíveis com os de BAHIA *et al.* (2008), que observaram que o carregamento cíclico em torção reduziu a resistência à fadiga sob flexão de limas K3 de NiTi.

Cabe salientar que o mecanismo de fratura de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi está associado a diversos fatores, sendo que a avaliação simultânea destes na prática laboratorial representa uma grande dificuldade. Como consequência, estes fatores são tratados separadamente, de forma que a literatura considera

basicamente dois tipos de solicitação mecânica das limas: a torção e a flexão. Entretanto, estudos que avaliem o somatório dos diversos fatores são necessários para que uma maior proximidade das condições encontradas na prática clínica seja alcançada.

2.5.3. Influência do Acabamento Superficial sobre a Fratura

A influência do acabamento superficial sobre a fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi também tem sido estudada (SILVA, 2004, ANDERSON *et al.*, 2007, BARBOSA *et al.*, 2008b, CHEUNG *et al.*, 2007b, HEROLD *et al.*, 2007, BUI *et al.*, 2008)

SILVA (2004) observou que as limas Miltex de NiTi passaram a ter uma superfície muito mais regular após serem submetidas a um polimento eletroquímico em solução aquosa de [2 ml HF + 5 ml HNO₃ + 30 ml ac. Acético], pH 1,1. Esta observação está de acordo com ANDERSON *et al.* (2007), que observaram que o polimento eletroquímico promoveu uma melhora no acabamento superficial de limas ProFile, EndoWare (J Morita Corporation, Osaka, Japão), e RaCe de NiTi. Entretanto, BARBOSA *et al.* (2008b) observaram que polimento eletroquímico realizado nas mesmas condições utilizadas por SILVA (2004) não afetou a superfície de limas K3 de NiTi. Esta discrepância pode estar relacionada aos diferentes tipos de limas utilizadas pelos autores, sendo que o polimento tende a ter menor influência em limas com melhor acabamento superficial.

Em relação à influência do polimento eletroquímico sobre as propriedades mecânicas de limas de NiTi, BARBOSA *et al.* (2008b) observaram que o tratamento de superfície utilizado não afetou a resistência mecânica sob torção das limas K3. A resistência à fadiga sob flexão destas limas também não foi alterada pelo polimento.

Além disso, CHEUNG *et al.* (2007b) relataram que o polimento eletroquímico não teve influência sobre a vida em fadiga de limas Hero (Micro-Mega, Besançon, França) em presença de hipoclorito de sódio 1,2%. Estes resultados estão de acordo com HEROLD *et al.* (2007), que observaram que o polimento eletroquímico não inibiu a nucleação de trincas em limas EndoSequence de NiTi (Brassler USA, Savannah, GA, EUA).

Contudo, SILVA (2004) observou que as limas Miltex de NiTi (Miltex Inc., York, EUA), quando polidas, apresentam uma vida em fadiga mais longa do que as limas como recebidas, sendo que o polimento utilizado pelo autor não alterou de forma significativa a eficiência de corte das limas. Esta discrepância em relação aos outros autores pode ser atribuída ao fato de o autor ter trabalhado com limas que continham uma maior quantidade de irregularidades de superfície em relação às limas Hero e 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.

ANDERSON *et al.* (2007) também observaram que o polimento eletroquímico proporcionou uma vida em fadiga significativamente maior para limas ProFile, EndoWare, e RaCe de NiTi. A resistência mecânica sob torção também foi maior para as limas polidas. Estes autores também testaram tipos de limas diferentes em relação a BARBOSA *et al.* (2008b) e CHEUNG *et al.* (2007b). Além disso, eles obtiveram amostras do mesmo lote de limas, sendo os instrumentos não polidos removidos da linha de produção antes do processo de polimento. Este fator caracteriza uma condição experimental diferente em relação aos outros autores, que utilizaram limas como comercializadas.

Em contradição a todos os outros autores, BUI *et al.* (2008) observaram que o polimento eletroquímico provocou uma redução na capacidade de deformação plástica sob torção e na resistência à fadiga sob flexão de limas ProFile de NiTi. Estes autores utilizaram diferentes lotes de limas, que podem apresentar diferenças nas propriedades mecânicas. Por outro lado, os resultados destes autores estão de acordo com os de BARBOSA *et al.* (2008b), quando observaram que o polimento eletroquímico não afetou o torque máximo atingido durante os ensaios de carregamento em torção.

2.5.4. Influência da Corrosão sobre a Fratura

Alguns autores avaliaram a influência da corrosão localizada sobre a fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi (COSTA *et al.* , 2000, YOKOYAMA *et al.*, 2004, SVEC & POWERS, 2002, BUSSLINGER & BARBAKOW, 1998, DARABARA *et al.*, 2004, MARTINS *et al.*, 2006, BARBOSA *et al.*, 2007a, MOTTA, 2008, CHEUNG & DARVELL, 2007a).

COSTA *et al.* (2000) observaram corrosão localizada por pite em limas endodônticas rotatórias de NiTi em presença de hipoclorito de sódio (NaClO) 1%. Os autores submeteram as limas à polarização potenciodinâmica, o que caracteriza condições experimentais bem diferentes das encontradas no uso clínico destes instrumentos. Este resultado é compatível com o de YOKOYAMA *et al.* (2004), que observaram corrosão localizada em limas de NiTi quando a transição de fases induzida por tensionamento foi promovida. Estas limas foram expostas a soluções de NaClO a 0.1, 1.0 e 5.0%. SVEC & POWERS (2002) também observaram sinais de pites e trincas em limas endodônticas rotatórias de NiTi após a utilização em canais curvos. Contudo, estes autores não observaram diferença entre limas novas e limas

usadas em relação aos valores de torque registrados na fratura por carregamento em torção.

BUSSLINGER & BARBAKOW (1998) avaliaram por absorção atômica a corrosão de limas endodônticas provocada pela solução de NaClO, com concentrações variando de 0,5% a 5,5%. Os autores concluíram que as quantidades de íons níquel e de íons titânio liberados são clinicamente insignificantes. Esta conclusão está de acordo com os resultados de DARABARA *et al.* (2004), que observaram através de polarização potenciodinâmica cíclica que a liga NiTi não foi suscetível a corrosão por pite nem por crêvice em solução de NaClO.

MARTINS *et al.* (2006) observaram que a imersão em solução de NaClO não teve influência sobre as características da superfície e sobre a resistência à fadiga das limas ProFile de NiTi. A utilização prévia na instrumentação de canais radiculares curvos com água deionizada e NaClO 5,25% não afetou a resistência à fadiga destas limas. Estes resultados estão de acordo com BARBOSA *et al.* (2007a), que relataram que a exposição ao NaClO 5,25% não teve influência sobre as propriedades mecânicas de limas K3 de NiTi. Estes autores observaram que a resistência mecânica sob torção e a resistência à fadiga sob flexão destas limas não foram afetadas pela exposição prévia ao NaClO. A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas expostas à solução de NaClO não evidenciou sinais de corrosão localizada.

MOTTA (2008) observou que a deformação induzida por tensionamento não influenciou a resistência à corrosão do NiTi pelo hipoclorito de sódio. Segundo a autora, a análise por microscopia eletrônica de varredura e a tensão constante durante o tracionamento em meio de NaClO 1% e 5,25% indicam a não ocorrência de corrosão localizada. Além disso, CHEUNG & DARVELL (2007a) observaram que a superfície de fratura das limas submetidas a ensaios de fadiga sob flexão em presença de NaClO

1,2% é muito semelhante àquela observada para as limas ensaiadas sob fadiga em presença de ar ou de água deionizada. Estes resultados estão em contradição ao relatado por YOKOYAMA *et al.* (2004) de que a corrosão sob tensão aplicada acima da tensão crítica para a transformação martensítica é uma das causas de fratura de instrumentos de NiTi durante o uso clínico com soluções de NaClO.

2.5.5. 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 (PRUETT *et al.*, 1997, GABEL *et al.*, 1999, YARED *et al.*, 2001, DAUGHERTY *et al.*, 2001, ZELADA *et al.*, 2002, BORTNICK *et al.*, 2001, KARAGÖZ-KÜÇÜKAY *et al.*, 2003, KITCHENS *et al.*, 2007, LOPES, *et al.*, 2009).

PRUETT *et al.* (1997) observaram que a frequência não altera significativamente o número de ciclos para a fratura em ensaios de fadiga sob flexão. As velocidades selecionadas pelos autores foram 750 rpm, 1300 rpm e 2000 rpm. Estes resultados foram compatíveis com os de KITCHENS *et al.* (2007), que não observaram diferença significativa entre os grupos submetidos aos ensaios de fadiga sob flexão com velocidades de rotação de 350 rpm e 600 rpm. Apesar destes resultados, os autores recomendaram que as limas utilizadas em maiores velocidades de rotação fossem descartadas antes, uma vez que o número de ciclos para a fratura ocorrerá em um menor intervalo de tempo. Os resultados de PRUETT *et al.* (1997) e KITCHENS *et al.* (2007) são conflitantes com os de LOPES *et al.* (2009), que observaram um aumento no número de ciclos até a fratura de limas ProTaper Universal F3 e F4 quando a velocidade de rotação foi reduzida de 600 rpm para 300 rpm em ensaios de fadiga sob flexão.

Durante a instrumentação de canais de dentes humanos extraídos, GABEL *et al.* (1999) observaram 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 relataram que a utilização de velocidades mais baixas de rotação tende a aumentar a vida útil dos instrumentos, diminuir a sobrecarga, e prevenir problemas durante o tratamento endodôntico. Os autores não relataram o número de ciclos aplicados durante os ensaios. Estes resultados estão de acordo com YARED *et al.* (2001), que observaram uma incidência mais alta de deformações, fraturas e travamentos no grupo instrumentado com velocidade de 350 rpm em relação ao grupo de 150 rpm.

Entretanto, DAUGHERTY *et al.* (2001) , ZELADA *et al.* (2002) e KARAGÖZ-KÜÇÜKAY *et al.* (2003) observaram que a velocidade de rotação utilizada na instrumentação de canais de dentes humanos extraídos não teve influência sobre a fratura de limas rotatórias de NiTi. DAUGHERTY *et al.* (2001) não encontraram diferença significativa entre as velocidades de rotação de 150 e 350 rpm, e relataram que ambas as velocidades podem ser consideradas seguras. ZELADA *et al.* (2002) não encontraram diferença significativa entre as velocidades de rotação de 150, 250 e 350 rpm. KARAGÖZ-KÜÇÜKAY *et al.* (2003) não observaram fratura de lima quando as velocidades de 300, 400 e 600 rpm foram utilizadas, provavelmente devido ao controle de torque utilizado durante a instrumentação em todos os grupos.

BORTNICK *et al.* (2001) demonstraram que não houve diferença significativa entre a utilização de motores elétricos e motores acionados a ar comprimido sobre a deformação e a fratura de limas de NiTi. As velocidades aplicadas nos motores citados foram, respectivamente, 150 rpm e 166,67 rpm.

2.5.6. Análise dos Instrumentos Fraturados

PRUETT *et al.* (1997) e BARBOSA *et al.* (2007b) realizaram análise da superfície lateral de instrumentos submetidos a ensaios laboratoriais. PRUETT *et al.* (1997) observaram que os instrumentos não fraturados nos ensaios de fadiga 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. BARBOSA *et al.* (2007b) relataram que as limas fraturadas no ensaio de carregamento em torção evidenciam a incidência de deformação plástica próximo ao sítio de fratura. Este padrão não foi observado nas limas fraturadas apenas por fadiga sob flexão. A deformação plástica não foi observada nas limas submetidas à deformação angular de 90°, mas foi observada após o carregamento em torção interrompido nas outras angulações.

A Figura 16 mostra a análise por microscopia eletrônica de varredura de uma lima fraturada no ensaio de carregamento em torção, uma lima fraturada no ensaio de fadiga sob flexão sem deformação angular prévia, limas submetidas às deformações angulares 90°, 180° e 420°, e limas fraturadas durante o ensaio de fadiga, previamente submetidas a estas deformações angulares (BARBOSA *et al.*, 2007b).

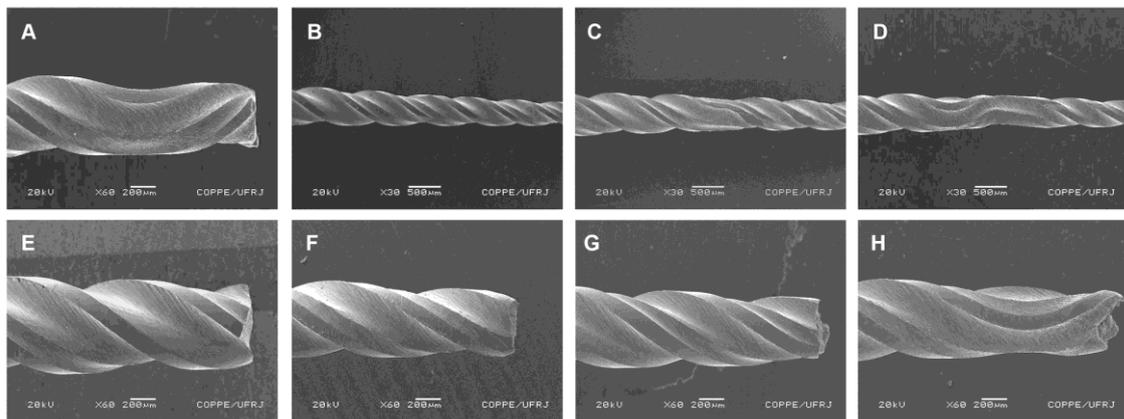


Figura 16 - Microscopia eletrônica de varredura das limas K3 ensaiadas. (A) Lima fraturada no ensaio de carregamento em torção (60x); (B-D) limas submetidas às deformações angulares 90°, 180° e 420°, respectivamente (30x); (E) lima fraturada no ensaio de fadiga sob flexão sem deformação angular prévia (60x); (F-H) limas fraturadas durante o ensaio de fadiga, previamente submetidas às deformações angulares de 90°, 180° e 420°, respectivamente (30x) (BARBOSA *et al.*, 2007b).

A análise fratógrfica de instrumentos submetidos a ensaios laboratoriais foi realizada por alguns autores (PRUETT *et al.*, 1997, BARBOSA, *et al.*, 2008a, CHEUNG & DARVELL, 2007a, 2007b, YAO *et al.*, 2006, RAY *et al.*, 2007, OUNSI *et al.*, 2007, e BAHIA & BUONO, 2005).

A Figura 17 mostra o padrão de fratógrafia observado para os instrumentos ensaiados sob fadiga por PRUETT *et al.* (1997). Segundo os autores, a fratógrafia 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.

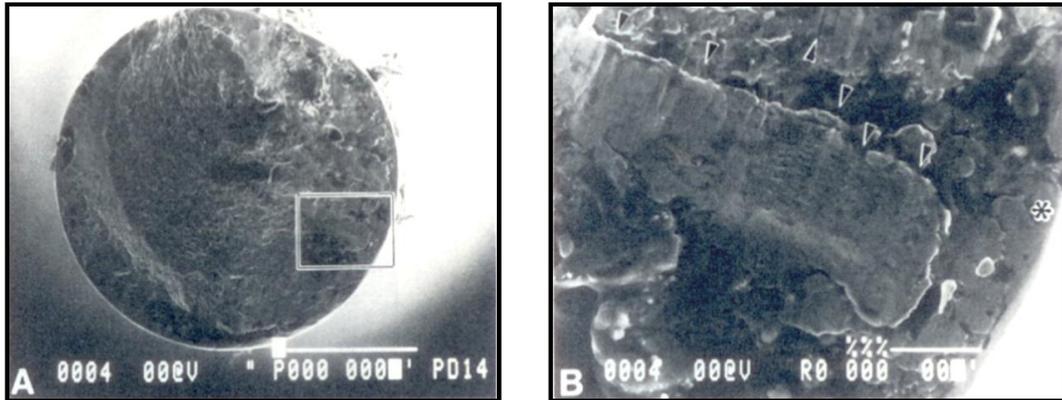


Figura 17 - Microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de uma lima ensaiada em fadiga. (A) aumento de 300x; (B) aumento de 1900x da área evidenciada em (A). Segundo os autores, na área central de (A) pode ser observada a ruptura final dúctil, a área de nucleação da trinca na periferia é evidenciada pelo asterisco em (B), e as setas apontam estrias referentes à propagação da trinca (PRUETT *et al.*, 1997).

BARBOSA *et al.* (2008a) determinaram padrões de fraturografia para os diferentes tipos de solicitação mecânica a que podem ser submetidas as limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi. O padrão de fraturografia de 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 fraturografia de 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 18). Os autores observaram nos ensaios mecânicos combinados de torção e fadiga sob flexão, que a fraturografia corresponde ao padrão definido pela segunda etapa do ensaio (Figura 19). Os padrões de fraturografia estabelecidos por estes autores podem ser de grande utilidade para um melhor entendimento do processo de fratura em condições clínicas.

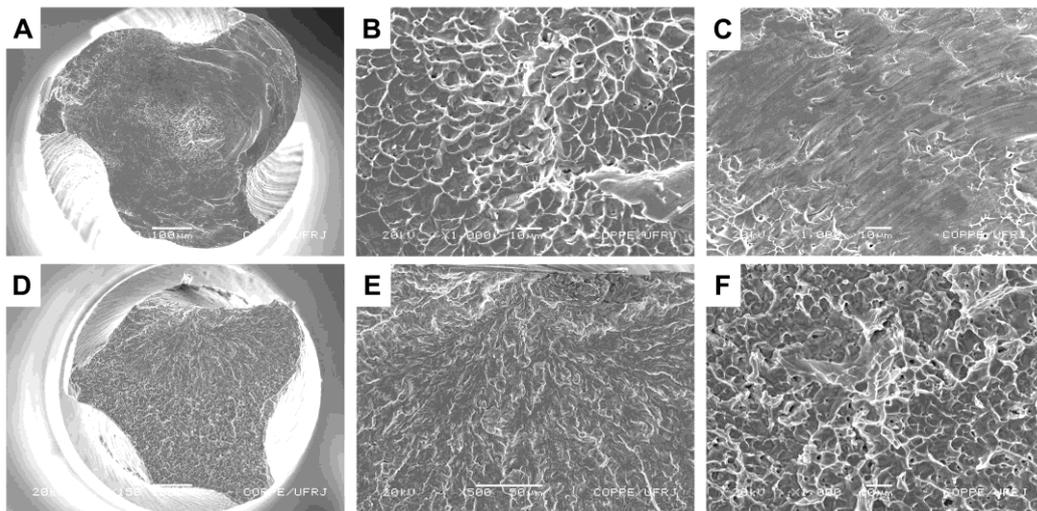


Figura 18 - Fratografias de limas rotatórias K3 de NiTi. (A) Lima fraturada por torção; (B-C) Área central e periférica, respectivamente, de uma lima fraturada por torção; (D) lima fraturada por fadiga sob flexão; (E) área com estrias radiais de uma lima fraturada por fadiga sob flexão; (F) área caracterizada pela presença de dimples de uma lima fraturada por fadiga sob flexão (BARBOSA *et al.*, 2008a).

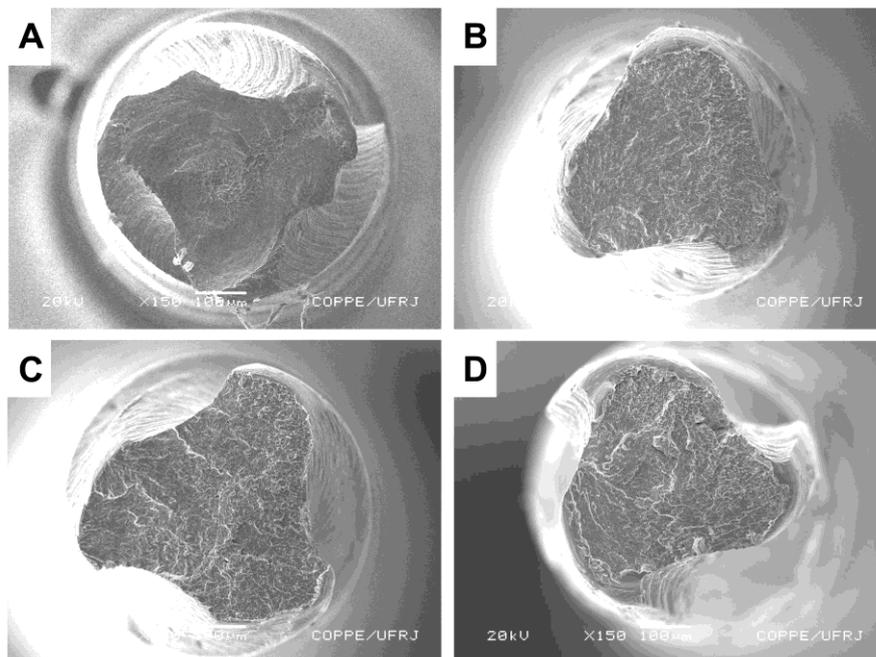


Figura 19 - Fratografias de limas rotatórias K3 de NiTi. (A) Lima fraturada sob carregamento em torção subsequente ao ensaio de fadiga sob flexão; (B-D) limas fraturadas durante os ensaios de fadiga sob flexão previamente submetidas a deformações angulares sob torção de 90°, 180° e 420°, respectivamente (BARBOSA *et al.*, 2008a).

O padrão de fratura de limas fraturadas por fadiga sob flexão apresentado por BARBOSA *et al.* (2008a) é similar àquele apresentado por CHEUNG & DARVELL. (2007a, 2007b) para limas de diferentes sistemas fraturadas durante ensaios de fadiga. As fraturas referentes aos ensaios de fadiga apresentadas por YAO *et al.* (2006) também mostram um padrão similar, exceto pela presença de mais de uma área com estrias radiais (Figura 20).

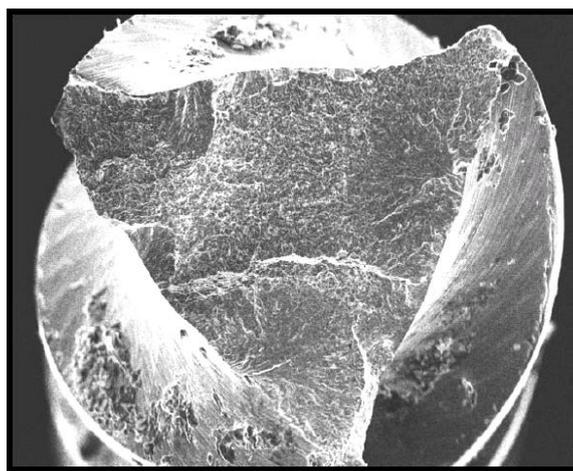


Figura 20 - Fratura por microscopia eletrônica de varredura de uma lima ProFile submetida ao ensaio de fadiga (YAO *et al.*, 2006).

Entretanto, RAY *et al.* (2007), OUNSI *et al.* (2007) BAHIA & BUONO (2005) observaram diferentes padrões fraturográficos em limas fraturadas em ensaios de fadiga sob flexão. RAY *et al.* (2007) apresentaram fraturas com presença de dimples em toda a superfície para limas EndoSequence e K3 (Figura 21). OUNSI *et al.* (2007) e BAHIA & BUONO (2005) observaram a presença de uma área referente à propagação da trinca e outra área caracterizada pela presença de dimples. Apesar de esta descrição ser compatível com o padrão descrito por BARBOSA *et al.* (2008a), os aspectos fraturográficos são diferentes (Figuras 22 e 23). OUNSI *et al.* (2007) e BAHIA & BUONO (2005) realizaram testes de fadiga sob flexão após o uso clínico dos instrumentos, o que caracteriza condições experimentais extremamente diferentes em relação às de BARBOSA *et al.* (2008a).

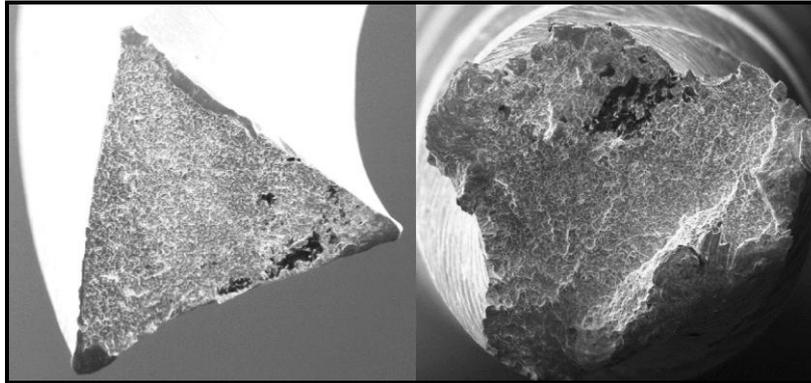


Figura 21 - Fratografias de limas EndoSequence e K3, à esquerda e à direita respectivamente, fraturadas durante os ensaios de fadiga sob flexão (RAY *et al.*, 2007).

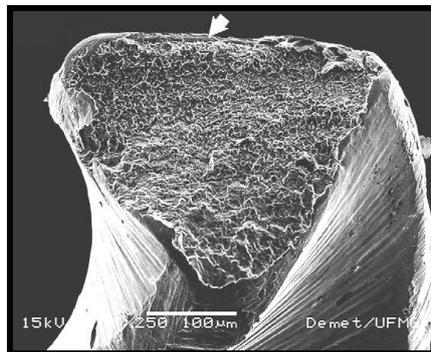


Figura 22 - Fratografia de uma lima ProFile fraturada durante o ensaio de fadiga sob flexão subsequente ao uso clínico (BAHIA & BUONO, 2005).

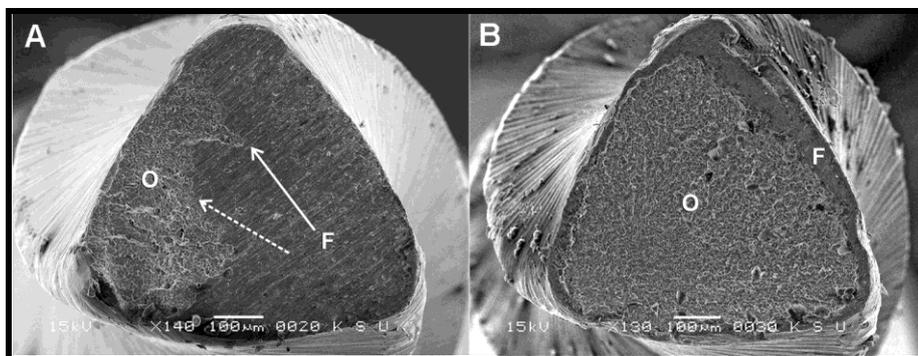


Figura 23 - Fratografias de limas ProTaper fraturadas durante os ensaio de fadiga sob flexão. (A) Lima submetida somente ao ensaio de fadiga sob flexão; (B) lima submetida ao ensaio de fadiga sob flexão subsequente ao uso clínico.

Nota: os autores descreveram F como zona de fadiga e O como zona de sobrecarga, sendo que as setas indicam as direções de propagação da trinca e de divisão entre as duas zonas (OUNSI *et al.*, 2007).

Alguns autores observaram limas endodônticas rotatórias de NiTi descartadas após o uso na prática clínica (SATTAPAN *et al.*, 2000, CHEUNG *et al.*, 2005, ALAPATI *et al.*, 2005, SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2006, WEI *et al.*, 2007). SATTAPAN *et al.* (2000) observaram que 21% das limas estavam fraturadas e que 28% demonstravam outros defeitos diferentes de fratura. Contudo, WEI *et al.* (2007) observaram que de um total de 774 limas ProTaper, 100 (12%) estavam fraturadas, caracterizando uma porcentagem significativamente menor do que a de SATTAPAN *et al.* (2000). Esta discrepância provavelmente está associada aos diferentes tipos de lima e às diferentes técnicas utilizadas pelos dois autores.

Segundo SATTAPAN *et al.* (2000), 55,7% das fraturas foram originadas por torção, enquanto a fratura por flexão ocorreu em 44,3% dos casos. Os autores sugeriram que a fratura por torção deve ser causada pela aplicação de força excessiva no sentido apical da raiz durante a instrumentação. Já CHEUNG *et al.* (2005) observaram que das 27 limas ProTaper S1 observadas, 9 apresentaram o padrão mostrado na Figura 24, descrito como fratura por cisalhamento; e 18 foram classificadas pelos autores como limas fraturadas por fadiga (Figura 25).

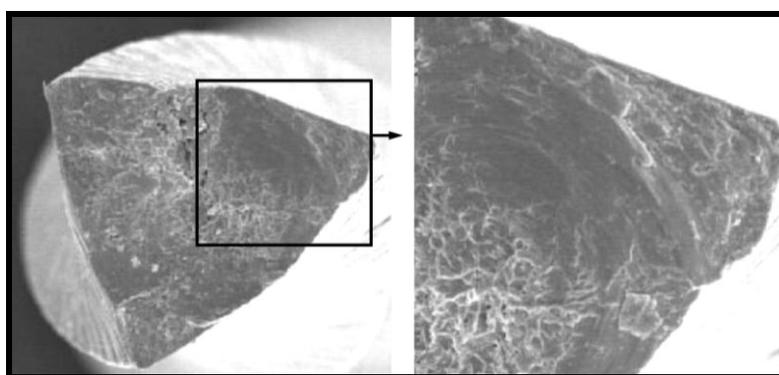


Figura 24 - Fractografia de uma lima ProTaper S1 mostrando a presença de marcas circulares de abrasão e a ausência de estrias de fadiga (CHEUNG *et al.*, 2005).

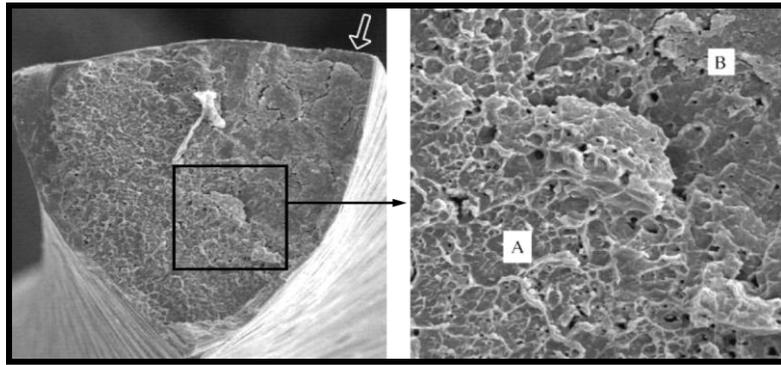


Figura 25 - Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando, à esquerda, a iniciação da trinca na região periférica do instrumento, e à direita, um aumento maior da região central mostrando a presença de dimples (A) e uma parte da região de propagação da trinca (B) (CHEUNG *et al.*, 2005).

Poucas limas apresentaram trincas que não se comunicaram com a superfície lateral do instrumento (Figura 26). Os autores (CHEUNG *et al.*, 2005) concluíram que a fadiga parece ser um fator importante na fratura de instrumentos rotatórios durante o uso clínico.

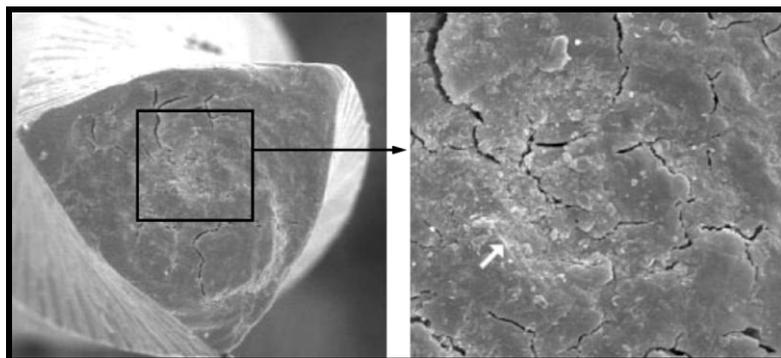


Figura 26 - Fratografia de uma lima ProTaper S1 mostrando, à esquerda, trincas na porção central que não se estendem até a superfície lateral do instrumento, e à direita, em um aumento maior, os autores se referem ao detalhe como sendo estrias de fadiga (CHEUNG *et al.*, 2005).

WEI *et al.* (2007) observaram três modos de fratura: fratura por torção, fratura por fadiga, e fratura pela combinação de torção e fadiga. A fratura por fadiga sob flexão foi o modo predominante (91%), sendo caracterizado pela presença de estrias e dimples, enquanto 3% das fraturas foram caracterizadas como fratura por torção pela

presença de marcas de abrasão, e 4% como combinação de fadiga e torção. Os autores relataram que a combinação de fadiga e torção pode ser caracterizada pela presença de estrias de fadiga e marcas de abrasão numa mesma superfície de fratura (Figura 27). Entretanto, os critérios adotados para a caracterização de estrias de fadiga e de marcas de abrasão não foram bem determinados neste estudo.

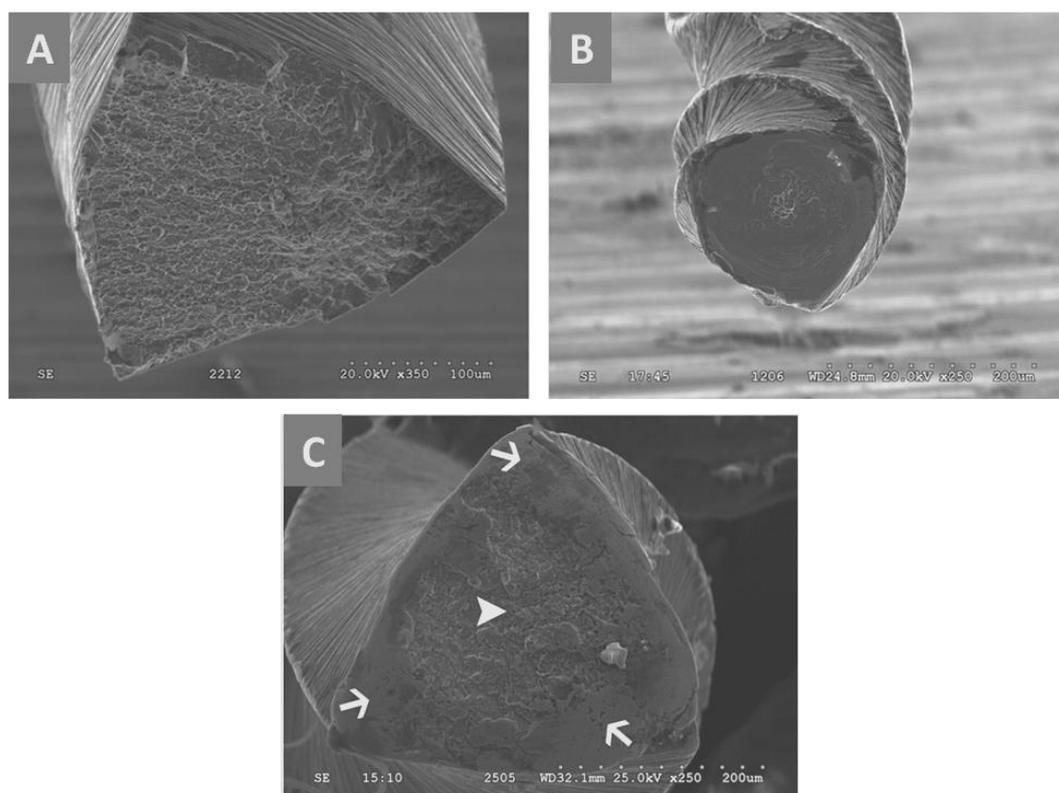


Figura 27 - Fratografias de limas ProTaper descartadas após o uso clínico. (A) Lima fraturada por fadiga; (B) lima fraturada por torção; (C) lima fraturada pela combinação de torção e fadiga. As setas indicam, segundo os autores, marcas de abrasão; e a ponta de seta indica estrias de fadiga (WEI *et al.*, 2007).

As fratografias referentes às fraturas por de torção apresentadas por WEI *et al.* (2007) são semelhantes às fratografias referentes ao modo de cisalhamento apresentadas por CHEUNG *et al.* (2005). Estas fratografias apresentam um padrão similar àquele apresentado por BARBOSA *et al.* (2008a) para o modo de torção observado em ensaios laboratoriais. CHEUNG *et al.* (2007a) observaram este mesmo

padrão de fraturação para limas manuais ProTaper de NiTi fraturadas durante o uso clínico.

SPANAKI-VOREADI *et al.* (2006) observaram que de um grupo de 46 limas ProTaper com defeitos, 17,4% estavam deformadas plasticamente, 8,7% fraturadas com deformação plástica, e 73,9% fraturadas sem deformação plástica. A análise por MEV da superfície de fratura das limas fraturadas pode ser observada nas Figuras 28, 29 e 30. Os autores relataram que não houve diferença entre os instrumentos fraturados com ou sem deformação plástica, apresentando ambos os grupos um padrão de fratura dúctil. Entretanto, a Figura 28 mostra dois diferentes padrões de imagens fratógráficas para limas com deformação plástica macroscópica e sem deformação plástica macroscópica. É importante perceber que o padrão fratógráfico das limas classificadas, em um aumento menor, como deformadas plasticamente não apresenta sinais de deformação plástica na superfície de fratura. Em contrapartida, o padrão fratógráfico das limas classificadas, em um aumento menor, como não deformadas plasticamente apresenta sinais de deformação plástica nas bordas da superfície de fratura.

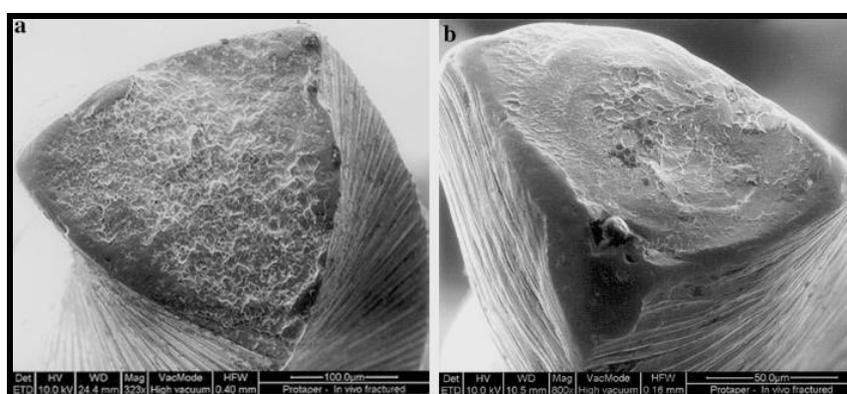


Figura 28 - Imagens da superfície de fratura de duas limas ProTaper. (A) Padrão de superfície de fratura observado para limas com deformação plástica macroscópica; (B) superfície de fratura de uma lima sem deformação plástica macroscópica (SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2006).

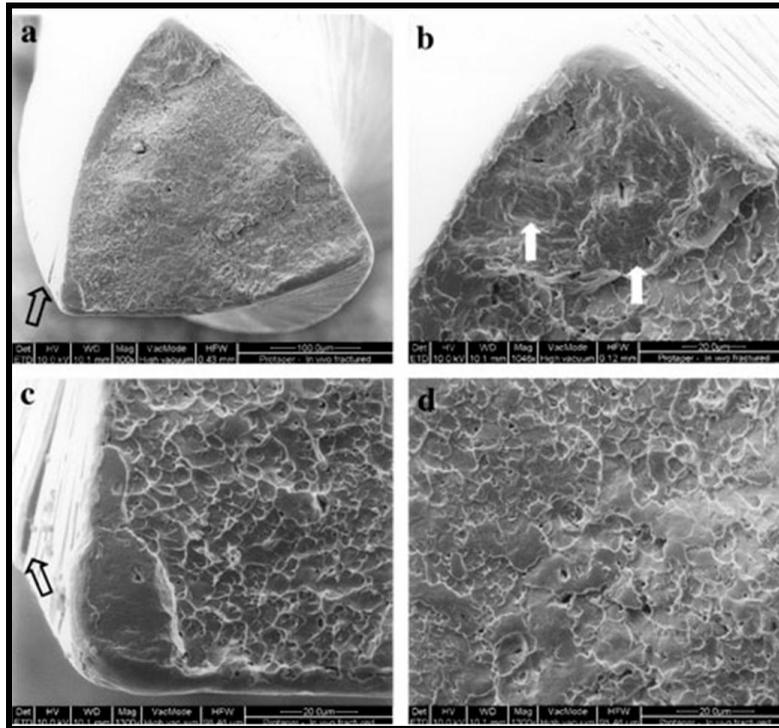


Figura 29 - Fratografia de uma lima ProTaper mostrando (A) a superfície completa de fratura e o detalhe de uma trinca secundária, (B) um aumento maior da superfície próximo ao fio de corte com o detalhe, segundo os autores, de típicas linhas de deformação, (C) um aumento maior da diferença de planos 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.*, 2006).

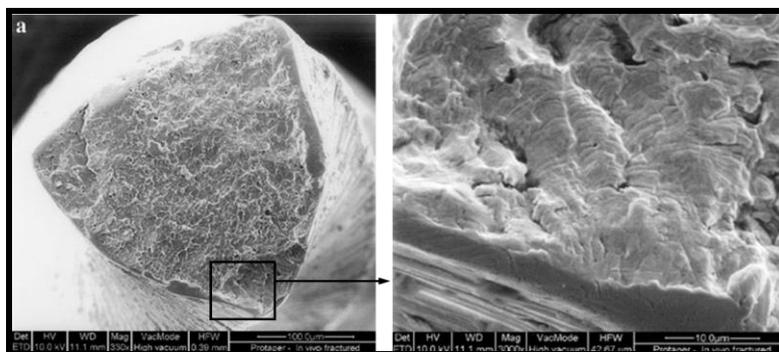


Figura 30 - Fratografia de uma lima ProTaper mostrando, à esquerda e segundo os autores, um padrão dúctil, e à direita, o detalhe da região adjacente ao fio de corte, com a presença, também de acordo com os autores, de estrias de fadiga (SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2006).

ALAPATI *et al.* (2005) observaram que, em geral, a superfície de fratura dos instrumentos apresentou natureza dúctil, com presença de *dimples* e deformação permanente prévia. Os autores supuseram 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. Ressaltaram 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. SPANAKI-VOREADI *et al.*, 2006) também relataram que um único incidente de sobrecarga que causa fratura dúctil de limas ProTaper é o mecanismo de fratura mais comumente encontrado em condições clínicas. Entretanto, estes autores não consideraram que *dimples* também podem ser observados na região de ruptura final estática de limas fraturadas por fadiga. Desta forma, fratógrafias indicativas de fratura por fadiga podem ter sido associadas a incidentes de sobrecarga, característicos da fratura por carregamento em torção.

2.6. Conseqüências da fratura de instrumentos

De acordo com PARASHOS & MESSER (2006), poucos estudos avaliaram o prognóstico de casos envolvendo instrumentos fraturados na literatura, sendo que as conclusões destes trabalhos são contraditórias e em grande parte baseadas em um pequeno número de casos.

GROSSMAN (1969) observou que a presença de instrumentos fraturados causou uma redução significativa no prognóstico de casos associados a uma periodontite apical pré-operatória. Este resultado está de acordo com o relato de WARD *et al.* (2003b), de que o instrumento fraturado frequentemente impede o acesso ao forame, prejudicando a limpeza, desinfecção e obturação adequadas. Entretanto,

CRUMP & NATKIN (1970) relataram que a fratura de instrumentos não gerou aumento no número de casos de fracasso em relação ao grupo controle, concluindo que os instrumentos fraturados considerados isoladamente não afetam o prognóstico do tratamento endodôntico. Este relato está de acordo com SPILI *et al.* (2005), que observaram que a presença de periodontite apical pré-operatória apresenta uma maior influência negativa sobre o prognóstico do tratamento do que a fratura de instrumentos. De acordo com os autores, porém, o prognóstico dependerá do estágio do preparo do canal no qual ocorreu a fratura, e conseqüentemente do grau de desinfecção atingida previamente à fratura.

2.7. Remoção de instrumentos fraturados

De acordo com SOUTER & MESSER (2005), as chances de sucesso da remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares devem ser avaliadas em relação às possíveis complicações decorrentes deste procedimento. Tentativas de remoção mecânica de instrumentos fraturados podem levar à formação de degraus, perfurações, transporte e ampliação exagerada do canal. Desta forma, pode ser clinicamente interessante deixar o fragmento no interior do canal radicular, principalmente em casos de fratura ocorrida durante o tratamento de dentes com vitalidade do tecido pulpar ou durante a remoção da medicação intra-canal, nos quais encontramos uma melhor condição de desinfecção dos canais (SUTER *et al.*, 2005). De acordo com HÜLSMANN (1993), se o fragmento estiver bloqueando a porção apical do canal e nenhum sinal de periodontite apical estiver presente, o fragmento pode ser deixado como material obturador.

PARASHOS & MESSER (2006) estabeleceram alguns fatores a serem considerados em tratamentos envolvendo fratura de instrumentos:

- Estabelecer a localização do instrumento fraturado, sendo que sua remoção é menos provável quando o fragmento situa-se na curvatura do canal ou além desta;
- Considerar o momento da fratura, sendo que fraturas ocorridas no início do tratamento apresentam uma maior possibilidade de limpeza inadequada do canal;
- Considerar a presença de periodontite apical, uma vez que esta indica um comprometimento do prognóstico;
- Tentar inicialmente ultrapassar o fragmento utilizando cuidadosamente uma lima manual;
- Após esta tentativa e após as considerações dos outros quatro fatores, bem como a sintomatologia, o operador deve verificar a necessidade de medidas mais invasivas.

Estas considerações estão de acordo com WARD *et al.* (2003b), que relataram que o tratamento de um caso envolvendo fratura de instrumento pode ser feito de três formas: tentativa de remoção do instrumento; tentativa de ultrapassagem do instrumento; preparo e obturação até o fragmento.

2.7.1. Métodos de remoção de instrumentos fraturados

De acordo com RUDDLE (2004), os fatores mais importantes para que um instrumento seja removido com sucesso são o conhecimento, a prática e a competência em selecionar a melhor técnica de remoção. HÜLSMANN (1993) constatou que desde o início do século XX várias técnicas foram relatadas com o uso de agentes químicos como ácido sulfúrico, ácido nítrico, ácido clorídrico, cristais de iodo, entre outros, com o objetivo de corroer obstruções metálicas intencionalmente.

Entretanto, estes agentes podem ser irritantes aos tecidos periapicais quando extruídos pelo forame, além de serem agressivos ao próprio tecido dentinário com o qual estariam em constante contato, tendendo a aumentar o risco de perfuração da raiz (HÜLSMANN, 1993, NAGAI *et al.*, 1986, FORS & BERG, 1983). HÜLSMANN (1993) também relatou que meios magnéticos e de eletro-soldagem também foram sugeridos sem sucesso. Desta forma, alguns instrumentos e métodos para remoção mecânica destes instrumentos foram propostos na literatura (MASSERANN, 1971, FELDMAN *et al.*, 1974, WEISMAN, 1983, FORS & BERG, 1983, ROIG-GREENE, 1983, KRELL *et al.*, 1984, NAGAI *et al.*, 1986, HÜLSMANN, 1993, 1994, RUDDLE, 1997, SUTER, 1998, ELEAZER & O'CONNOR, 1999, OKIJI, 2003, TERAUCHI *et al.*, 2006).

O princípio do método Masserann (MASSERANN, 1971) consiste em liberar o fragmento através do desgaste da dentina periférica, através da utilização de brocas de trepanação*. Com este propósito, foi criado o sistema Masserann (Micro-Mega, Besancon, França), composto por brocas de trepanação de diferentes diâmetros internos, que devem corresponder aos diâmetros dos fragmentos a serem removidos. Segundo o autor, o próprio fragmento serve como guia para a broca, evitando que se forme um novo trajeto. Em alguns casos, a resistência à remoção do fragmento é reduzida com o aumento da profundidade de penetração. Caso seja necessário, um segundo instrumento deve ser utilizado para extrair o fragmento. OKIJI (2003) propôs a vibração ultrassônica da broca de trepanação deste sistema em casos de extrema dificuldade de remoção do fragmento.

FELDMAN *et al.* (1974) propuseram o uso de brocas de trepanação associado ao uso de um extrator denominado Extractor (Medidenta, Woodside, NY, EUA). De acordo com os autores, uma broca de Peeso* deve ser usada para obtenção do acesso ao fragmento. Subseqüentemente, uma broca de trepanação deve ser usada

* Brocas em formato cilíndrico com uma cavidade cilíndrica concêntrica em sua extremidade ativa.

para expor alguns milímetros do fragmento com o auxílio da trans-iluminação deste com fibra óptica. O instrumento Extractor deve ser então inserido no canal de forma que sua ponta deslize ao redor da porção livre do fragmento. Ao apertar o êmbolo rosqueado do instrumento, o fragmento fica preso e pode ser removido com um movimento no sentido anti-horário do cabo do extrator.

WEISMAN (1983) propuseram o uso do alicate de Perry e de uma pinça hemostática para a remoção de cones de prata do interior de canais radiculares. De acordo com o autor, o alicate de Perry tem uma ponta serrilhada muito fina e pode alcançar facilmente a extremidade do cone. O alicate deve ser travado por uma pinça hemostática, que permite a aplicação da força necessária para soltá-lo das paredes do canal. Apesar de o autor ter descrito esta técnica para a remoção de cones de prata do interior de canais radiculares, fragmentos de instrumentos também podem ser removidos, desde que tenham a extremidade exposta.

ROIG-GREENE (1983) propôs um método para envolver o fragmento a ser removido usando um laço de fio. De acordo com o autor, este método deve utilizar um sistema composto por uma agulha descartável de diâmetro externo igual a 0,46 mm e um segmento de fio de aço de diâmetro igual a 0,14 mm. As extremidades do fio devem ser passadas por dentro da agulha, formando um laço em sua ponta livre. O laço deve ser firmado ao redor do fragmento a ser removido utilizando-se uma pinça hemostática, que deve prender as duas extremidades livres do fio e sofrer rotação no eixo perpendicular ao da agulha (Figura 31). Este método é conhecido na Literatura como Técnica do Laço. Segundo o autor, este método não deve ser usado para remover fragmentos que estejam firmemente aderidos às paredes do canal, mas aqueles que já tenham sido previamente soltos por outro método.

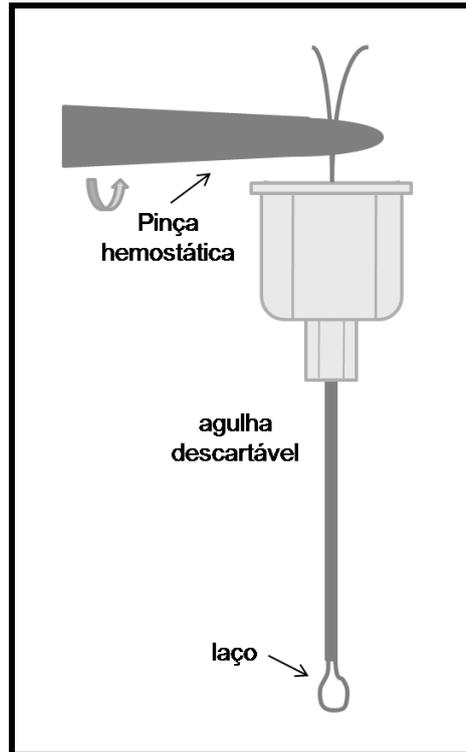


Figura 31 - Desenho esquemático do sistema proposto por ROIG-GREENE (1983).

De acordo com SUTER (1998) e TERAUCHI *et al.* (2006), a técnica do laço descrita por ROIG-GREENE (1983) requer a exposição de uma grande porção do instrumento, sendo que neste estágio o fragmento pode ser removido por qualquer outro sistema de remoção.

FORS & BERG (1983) propuseram o uso de brocas esféricas extra-longas e finas para expor a extremidade do instrumento fraturado. De acordo com os autores, a remoção do fragmento deve ser realizada com uma pinça porta-agulha modificada (Stille-Werner, Stockholm, Suécia).

KRELL *et al.* (1984) propuseram o uso de limas hedström e da vibração ultrassônica para a remoção de cones de prata do interior de canais radiculares. De acordo com os autores, uma lima hedström deve ser inserida entre o cone e a parede do canal, e a vibração ultrassônica desta lima fará com que o cone se solte do canal.

Este método é semelhante àquele descrito por NAGAI *et al.* (1986), que propuseram a utilização de uma lima tipo K acoplada à caneta do ultrassom. Segundo os autores, a lima deve ser inserida entre o fragmento e a parede do canal e acionada com a vibração do ultrassom, sendo necessária uma pequena força vertical para que haja uma penetração no sentido apical. Entretanto, NEHME (1999), que propuseram o uso semelhante de um alargador modificado, sugeriram que não seja aplicada força excessiva nem movimentos de “vai e vem” durante o procedimento, sendo que a única função do alargador é transmitir a vibração para que o fragmento se solte das paredes do canal. Tanto NAGAI *et al.* (1986) quanto NEHME (1999) relataram que o fragmento deve soltar-se das paredes do canal devido à vibração, sendo que a própria solução irrigadora é capaz de removê-lo do canal.

FRIEDMAN *et al.* (1990) sugeriram a tentativa de ultrapassagem do fragmento com o uso de instrumentos manuais ou de instrumentos acionados por vibração ultrassônica em casos nos quais a remoção não seja possível. O método de ultrapassagem do fragmento com uma lima nova e fina havia sido previamente descrito por FELDMAN *et al.* (1974). Entretanto, uma vez que este método pode gerar perfurações da raiz, HÜLSMANN (1994) propôs a utilização do sistema Canal Finder (Fa. Societé Endo Technique, Marseille, France) para a ultrapassagem do fragmento. Este sistema realiza um movimento de “vai e vem” com amplitude máxima de 1,0 mm, sendo que quando o instrumento encontra resistência no interior do canal radicular, um movimento helicoidal tem início (HÜLSMANN, 1993). O autor propôs a associação deste sistema ao uso de pontas de ultrassom para desprender o fragmento das paredes do canal.

De acordo com FRIEDMAN *et al.* (1990), a vibração ultrassônica pode ser usada para soltar o fragmento das paredes dos canais, facilitando a remoção das obstruções constituídas de materiais sólidos por uma grande variedade de

instrumentos e técnicas. Este relato está de acordo com aquele de WONG & CHO (1997), de que estes instrumentos extratores podem ser utilizados apenas em casos nos quais o fragmento está solto das paredes do canal.

O sistema Endo Extractor (Brasseler Inc., Savannah, GA, EUA) é composto por uma broca de trepanação para exposição da extremidade do fragmento e por um tubo que se adapta a esta extremidade, devendo ser ligado a esta com polímero cianoacrilato (HÜLSMANN, 1993). SPRIGGS *et al.* (1990) relataram que uma sobreposição de 2mm do fragmento com o tubo e uma espera de 5 minutos para a polimerização do adesivo devem ser adequadas para a maioria das situações clínicas.

RUDLE (1997) descreveu um método de remoção que utiliza a vibração ultrassônica com o uso de pontas ultrassônicas para o desgaste de dentina. Este método utiliza brocas de Gates-Glidden modificadas (Figura 32) para criar uma plataforma na porção coronária do fragmento.

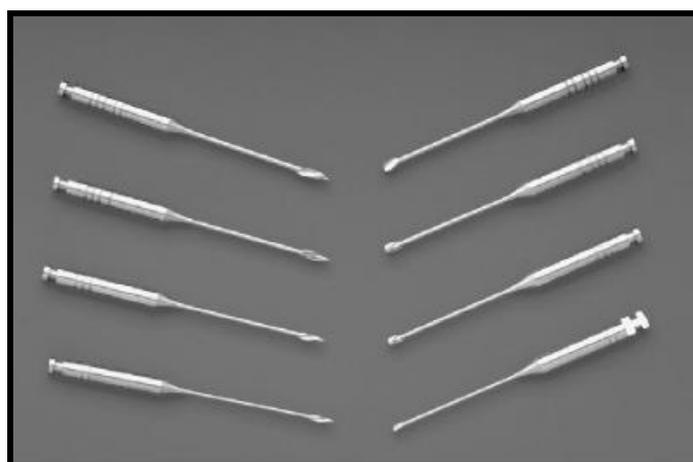


Figura 32 - Brocas de Gates-Glidden como comercializadas, à esquerda, e brocas equivalentes modificadas, à direita (RUDDLE, 2004).

Após a criação da plataforma, uma ponta ultrassônica deve ser selecionada e colocada em contato com o fragmento. A ponta deve ser acionada pela vibração ultrassônica, e a sua extremidade deve ser movida no sentido anti-horário ao redor do

fragmento para a exposição da porção coronária do mesmo. De acordo com RUDDLE (2004), a colocação da ponta ultrassônica entre o fragmento e a parede do canal é suficiente para que o fragmento seja expulso do canal. O autor propôs que um microscópio clínico seja utilizado durante procedimento para que haja a visualização do fragmento (Figura 33).

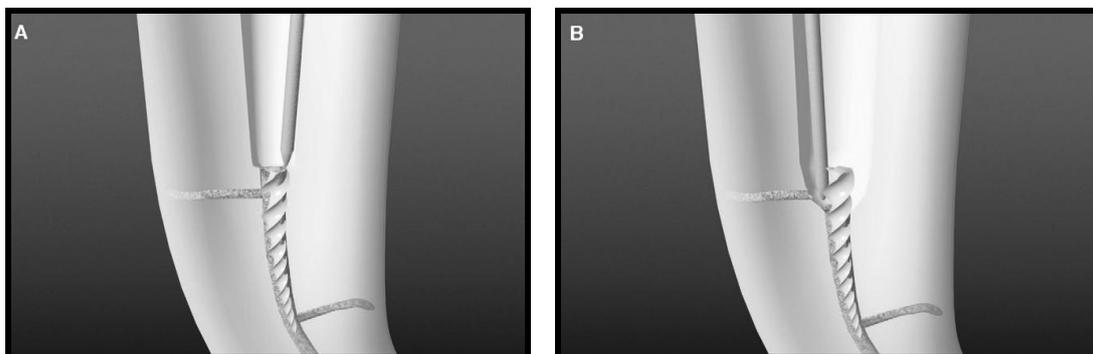


Figura 33 - (A) Ponta ultrassônica guiada pela plataforma criada na porção coronária do fragmento; (B) exposição da porção coronária do fragmento pela ponta ultrassônica (RUDDLE, 2004).

SUTER (1998) descreveu um método no qual o operador deve criar um acesso em linha reta ao fragmento do instrumento, de forma que este possa ser visualizado com o auxílio de um microscópio óptico clínico. Um sulco circular deve então ser criado ao redor da porção coronária do fragmento com o uso de pontas de ultrassom, obtendo-se um espaço entre o fragmento e as paredes do canal. Subseqüentemente, uma secção de 5 a 10 mm de uma agulha descartável tamanho 21 ou menor deve ser empurrada contra o sulco criado. Uma lima hedström deve então ser inserida entre o fragmento e a agulha, com um movimento no sentido horário, até que esta sofra um travamento. Puxando-se o cabo da lima hedström, os três objetos conectados podem ser removidos do interior do canal.

De acordo com o método proposto por ELEAZER & O'CONNOR (1999), uma agulha hipodérmica com o bisel cortado deve ser usada para remover a dentina

adjacente ao fragmento do instrumento (Figura 34). Segundo os autores, esta remoção é conservadora uma vez que o próprio fragmento guia a agulha. Entretanto, a falta de flexibilidade da agulha impede que o método seja utilizado em canais curvos.

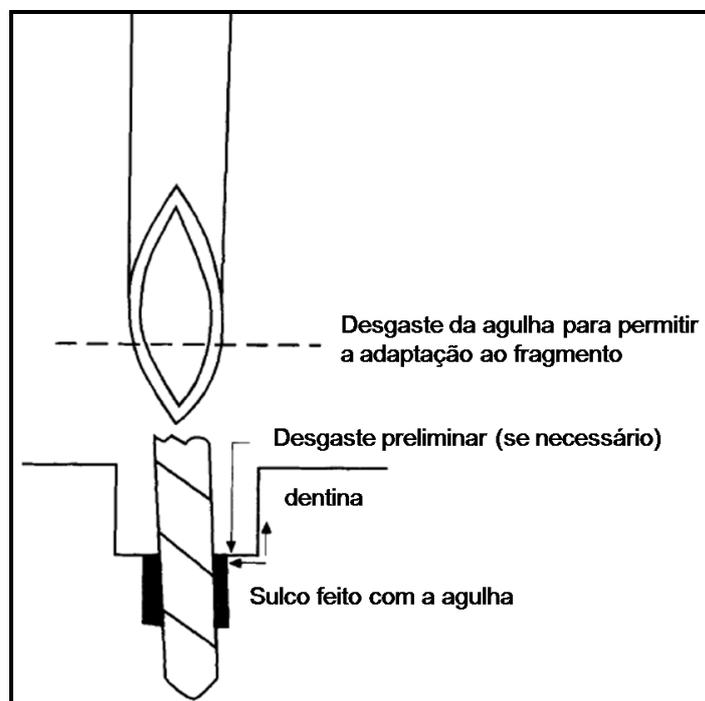


Figura 34 - Desenho esquemático do método que utiliza a agulha hipodérmica (ELEAZER & O'CONNOR, 1999).

O sistema iRS (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EUA) é formado por três instrumentos de diâmetros externos de 1,00 mm, 0,80 mm, e 0,60 mm. Cada instrumento é composto por um micro-tubo e uma peça rosqueável. Cada micro-tubo apresenta um pequeno cabo polimérico, uma janela lateral e uma ponta biselada a 45°. Cada peça rosqueável apresenta um cabo metálico serrilhado, um mecanismo de rosca, e um cilindro sólido que se aproxima de uma lima tipo K com conicidade 0,02 para facilitar o engate do instrumento fraturado (Figura 35) (RUDDLE, 2004).

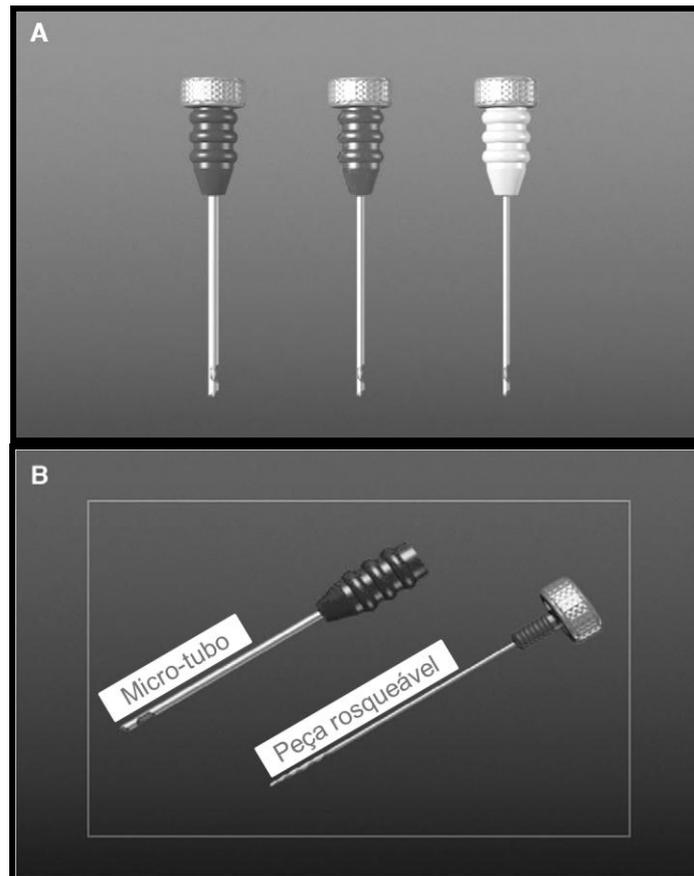


Figura 35 - (A) Instrumentos de diferentes diâmetros que compõem o sistema iRS; (B) componentes de cada instrumento (RUDDLE, 2004).

De acordo com RUDDLE (2004), o sistema iRS pode ser utilizado quando as tentativas de remoção com pontas ultrassônicas não resultarem em sucesso, atendendo apenas aos casos de remoção de fragmentos situados na parte reta do canal.

O método descrito por TERAUCHI *et al.* (2006) é semelhante àquele descrito por RUDLLE (1997), exceto pela utilização de instrumentos especialmente desenvolvidos para este tipo de procedimento. O acesso em linha reta ao fragmento deve ser feito com duas diferentes brocas de baixa rotação, sendo que a broca CBA alarga o canal, e a broca CBB corta a dentina ao redor do fragmento (Figura 36 A e B). Segundo os autores, estas brocas também exercem uma função mecânica de

desprender o fragmento das paredes do canal, uma vez que são usadas no sentido anti-horário, contrário ao movimento de corte dos instrumentos rotatórios. O desgaste da dentina situada ao redor do fragmento e a exposição de sua porção coronária devem ser realizados com a utilização de um instrumento ultrassônico próprio (Figura 36C), com a finalidade de minimizar a quantidade de dentina removida. A remoção mecânica do fragmento deve ser então realizada com a utilização do dispositivo do laço, mostrado na Figura 36D. O desenho esquemático de todas as etapas do procedimento proposto pode ser observado na Figura 37. Segundo TERAUCHI *et al.* (2006), uma das vantagens do sistema descrito pelos próprios autores é a necessidade de exposição de apenas 0,7 mm do fragmento para que o laço seja efetivo na sua remoção. Além disso, o instrumento não precisa estar em uma posição vertical para que a sua remoção seja possível.

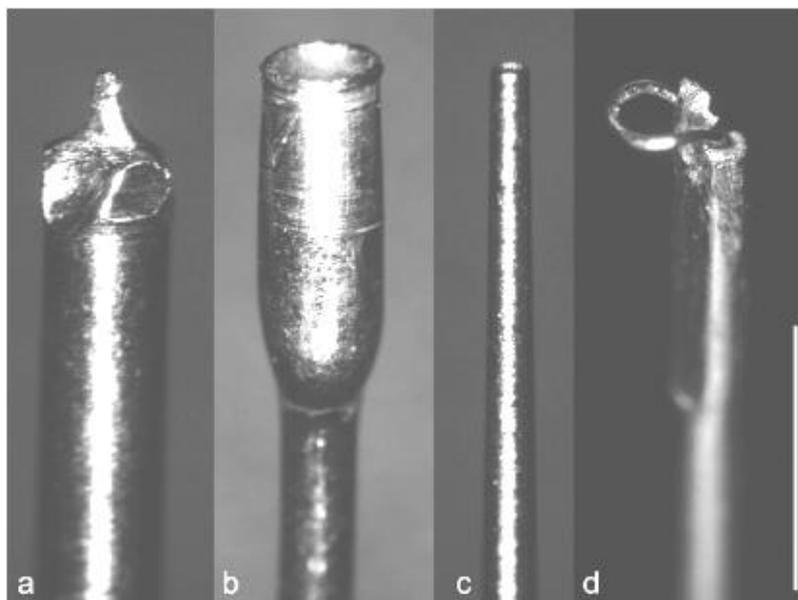


Figura 36 - Instrumentos desenvolvidos para o método de TERAUCHI *et al.* (2006). (a, b) CBA e CBB, respectivamente; (c) ponta ultrassônica; (d) dispositivo do laço (TERAUCHI *et al.*, 2007).

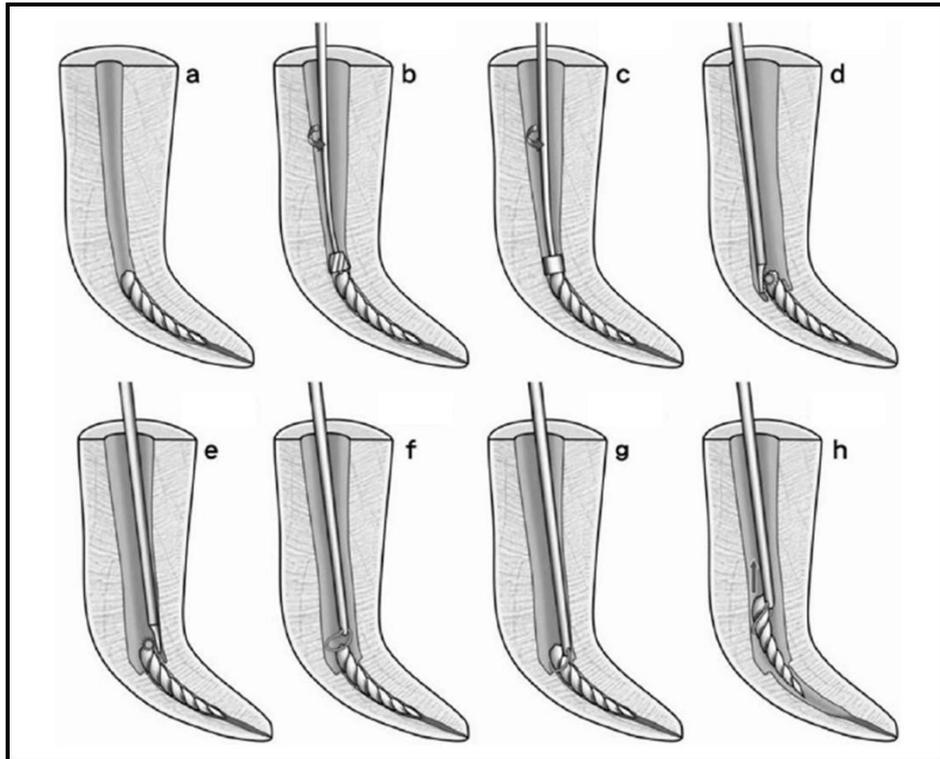


Figura 37 - Procedimento para remoção de fragmentos do interior de canais radiculares. (a) canal com o instrumento fraturado; (b) canal ampliado com a broca CBA; (c) remoção de dentina ao redor do fragmento com a broca CBB; (d, e) desgaste de dentina ao redor do fragmento com a ponta ultrassônica; (f-h) remoção do fragmento com o instrumento do laço (TERAUCHI *et al.*, 2006).

RAHIMI & PARASHOS (2009) propuseram um método de remoção de fragmentos que estejam soltos no interior do canal radicular. De acordo com estes autores, um cone de guta-percha* deve ser imerso em clorofórmio até que a plasticidade do material seja alcançada. Então, o cone plastificado deve ser introduzido no canal de forma que o contato entre este e o fragmento seja obtido. Após a recuperação da rigidez do cone, este pode ser removido do canal, de forma que o fragmento seja removido juntamente.

* Polímero termoplástico utilizado na obturação dos canais radiculares

2.7.2. Fatores relacionados ao sucesso na remoção dos fragmentos

HÜLSMANN & SCHINKEL (1999) e SHEN *et al.* (2004) avaliaram os fatores que podem influenciar o sucesso da remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares. Diversas técnicas e instrumentos foram utilizados em ambos os estudos, sendo que a remoção ou a ultrapassagem do fragmento foram classificadas como sucesso. Os autores observaram taxas de sucesso de 68,1% em 105 casos e de 53% de 72 casos, respectivamente. Quanto ao tipo de dente envolvido, ambos os estudos mostraram que a taxa de sucesso foi maior em dentes superiores do que em dentes inferiores, sendo que dentes anteriores apresentaram as maiores taxas de sucesso.

De acordo com SHEN *et al.* (2004), a remoção dos instrumentos fraturados de NiTi foi mais influenciada por fatores como a anatomia do canal e a localização do fragmento do que pela técnica utilizada. Estes autores observaram que a taxa de sucesso foi maior em canais com curvaturas abaixo de 20° em relação aos canais com curvaturas acima de 20°. ALOMAIRY (2009) também observou que a remoção de fragmentos situados em curvaturas classificadas como leves, moderadas, ou acentuadas resultou em taxas de sucesso de 100%, 60% e 50%, respectivamente. Além disso, HÜLSMANN & SCHINKEL (1999) observaram que a taxa de sucesso da remoção foi maior em canais retos ou ligeiramente curvos.

SHEN *et al.* (2004) observaram que as taxas de sucesso de remoção de fragmentos localizados ao longo da curvatura e além da curvatura foram de 60% e 31%, respectivamente, sendo que 100% dos fragmentos localizados antes da curvatura foram removidos. Estes resultados estão de acordo com HÜLSMANN & SCHINKEL (1999) e WARD *et al.* (2003a), que observaram uma taxa de sucesso na remoção de fragmentos situados além da curvatura do canal significativamente mais

baixa em relação à dos fragmentos situados antes ou ao longo da curvatura em dentes extraídos. Estes resultados são compatíveis com os de TZANETAKIS *et al.* (2008) e MADARATI *et al.* (2008b) que relataram taxas de sucesso na remoção de fragmentos situados nos terços cervical e médio maiores do que aquela observada na remoção de fragmentos do terço apical.

Ainda considerando a localização do fragmento no canal, WARD *et al.* (2003b) avaliaram clinicamente a taxa de sucesso na remoção dos instrumentos fraturados. Os resultados mostraram que de 24 casos clínicos, 16 apresentaram sucesso e 8 apresentaram fracasso. Dos 16 fragmentos removidos com sucesso, 6 estavam localizados antes da curvatura, 9 ao longo da curvatura e 1 após a curvatura. Todos os casos de fracasso foram associados a fragmentos localizados após a curvatura.

De acordo com SOUTER & MESSER (2005), uma maior quantidade de dentina deve ser removida para a obtenção de um acesso em linha reta a fragmentos situados além da curvatura em comparação aos fragmentos localizados antes ou ao longo da curvatura. Estes autores observaram que todos os casos de perfuração ocorreram durante a tentativa de remoção de fragmentos localizados além da curvatura, o que está de acordo com os relatos de YOLDAS *et al.* (2004) e SUTER *et al.* (2005), de que o potencial de perfuração é proporcional à profundidade do fragmento no canal. Desta forma, SOUTER & MESSER (2005), WARD *et al.* (2003a, 2003b) e RUDDLE (2004) sugeriram que a tentativa de remoção de fragmentos situados além da curvatura não seja realizada, devido ao alto risco de perfuração e à redução na resistência mecânica da raiz resultante deste processo. WONG & CHO (1997) também relataram que a remoção dos fragmentos localizados no terço apical não pode ser realizada com técnicas que requeiram um grande desgaste de dentina.

WARD *et al.* (2003a) observaram que quanto maior a distância em relação à embocadura do canal, maior foi o tempo de remoção dos instrumentos fraturados. Além disso, SUTER *et al.* (2005) observaram uma menor taxa de sucesso nos casos em que o tempo de remoção excedeu 45 a 60 minutos. Conseqüentemente, os autores sugeriram que as tentativas de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares não ultrapassem este tempo.

Quanto ao tamanho do fragmento, HÜLSMANN & SCHINKEL (1999) observaram que a taxa de sucesso de remoção de fragmentos longos foi maior em relação à dos fragmentos curtos. Estes resultados são conflitantes com aqueles de SHEN *et al.* (2004), que não observaram diferença entre as taxas de sucesso de remoção de fragmentos longos e de fragmentos curtos.

Quanto ao tipo de instrumento, SHEN *et al.* (2004) não observaram diferença entre as taxas de sucesso de remoção de instrumentos manuais de NiTi e de instrumentos rotatórios de NiTi. Entretanto, WARD *et al.* (2003a) e RUDDLE (2004) relataram que a remoção de instrumentos rotatórios de NiTi tende a ser mais difícil do que a remoção de instrumentos manuais, uma vez que o movimento de rotação gera uma maior adaptação do fragmento às paredes do canal, obstruindo completamente a sua luz.

2.7.3. Avaliação dos métodos de remoção de instrumentos fraturados

Diversos autores relataram o sucesso na remoção de instrumentos fraturados utilizando algumas das técnicas descritas (NAGAI *et al.*, 1986, CHENAIL & TEPLITSKY, 1987, GETTLEMAN *et al.*, 1991, SOUTER & MESSER, 2005, SUTER *et al.*, 2005).

NAGAI *et al.* (1986) observaram uma taxa de sucesso de remoção de 66,6% dos instrumentos fraturados durante a prática clínica quando uma lima tipo K acoplada à caneta do ultrassom foi utilizada, sendo que em 15,4% dos casos os objetos foram ultrapassados sem serem removidos. CHENAIL & TEPLITSKY (1987) também relataram o sucesso na remoção de obstruções com o uso de vibração ultrassônica em casos clínicos. De acordo com os autores, este método permite que o tratamento endodôntico seja realizado sem a necessidade de intervenção cirúrgica e sem que haja a fragilização da raiz por excesso de remoção de dentina.

SOUTER & MESSER (2005) avaliaram o sucesso na remoção de fragmentos com a utilização do método descrito por RUDLE (1997) em dentes extraídos e na prática clínica. Os autores observaram sucesso na remoção de todos os fragmentos localizados nos terços médio e cervical em dentes extraídos e na prática clínica. Entretanto, dos 15 fragmentos localizados no terço apical de dentes extraídos, apenas 73% foram removidos com sucesso, sendo que a perfuração ocorreu em 20% dos casos. Na prática clínica, 33% dos 27 fragmentos localizados no terço apical foram removidos com sucesso, sendo que a perfuração ocorreu em 26% dos casos. ALOMAIRY (2009) observou uma taxa de sucesso semelhante quando o mesmo método foi utilizado em molares extraídos, sendo que 80% dos 15 fragmentos foram removidos com sucesso. Estes autores observaram que a taxa de sucesso não foi alterada quando este método foi associado ao sistema iRS.

SUTER *et al.* (2005) obtiveram uma taxa de sucesso de 87% em 97 casos clínicos utilizando diferentes métodos de remoção: método descrito por RUDLE (1997) com instrumentos ultrassônicos, método proposto por SUTER (1998), remoção por ultrapassagem do instrumento, uso de alicates de remoção, e uso do sistema Masserann. De acordo com os autores, sete casos fracassaram por perfuração da raiz

e seis casos fracassaram pela impossibilidade de remoção do fragmento. Nenhuma diferença foi observada entre as taxas de sucesso dos diferentes métodos utilizados.

GETTLEMAN *et al.* (1991) relataram quatro casos clínicos nos quais obtiveram sucesso com o uso do sistema Endo Extractor (Brasseler Inc., Savannah, GA, EUA). De acordo com SUTER (1998), entretanto, o uso deste sistema freqüentemente contamina as paredes do canal com o cianoacrilato, devendo ser limitado a casos nos quais o fragmento esteja solto das paredes do canal.

TERAUCHI *et al.* (2006, 2007) e ALOMAIRY (2009) avaliaram o tempo de remoção de instrumentos fraturados com os métodos de TERAUCHI *et al.* (2006), de RUDDLE (1997), e com o uso do sistema Masserann. TERAUCHI *et al.* (2006) relataram tempos de remoção variando entre 5 e 12 minutos em quatro diferentes casos clínicos nos quais o método destes autores foi utilizado com sucesso. Este método resultou em um menor tempo de remoção, quando comparado ao método proposto por RUDDLE (1997) e ao uso do sistema Masserann, sendo este último o método mais demorado (TERAUCHI *et al.*, 2007). ALOMAIRY (2009) observou um tempo médio de remoção de 40 minutos quando o método proposto por RUDDLE (1997) foi utilizado em molares extraídos. Este tempo subiu para 55 minutos, quando este método foi associado ao sistema iRS.

Quanto à remoção de dentina, o uso do sistema Masserann resultou em uma maior taxa de remoção, seguido pelos métodos propostos por RUDDLE (1997) e TERAUCHI *et al.* (2006), respectivamente. Este resultado está de acordo com o relatado por YOLDAS *et al.* (2004), de que o uso do sistema Masserann em molares inferiores gera uma remoção considerável de dentina e aumenta significativamente o risco de perfuração em regiões localizadas a partir de 7,5 mm da furca, principalmente em canais curvos. NAGAI *et al.* (1986), HÜSLMANN (1993) e SUTER (1998) também

relataram que o uso do sistema Masserann gera uma grande perda de dentina, apresentando um alto risco de perfuração da raiz. NAGAI *et al.* (1986) ainda mencionou a fragilidade da raiz como conseqüência indesejada da aplicação deste método.

SOUTER & MESSER (2005), observaram que o procedimento de remoção de fragmentos localizados nos terços médio e apical dos canais radiculares resultou em uma perda de resistência mecânica da raiz de 30% e 40%, respectivamente, quando o método descrito por RUDDLE (1997) foi utilizado. De acordo com estes autores, o procedimento de remoção de instrumentos fraturados resulta na formação de degraus que podem agir como concentradores de tensão. Estes relatos estão de acordo com MADARATI *et al.* (2009a), que avaliaram a perda de massa da raiz e a alteração de volume do canal resultantes da remoção de fragmentos com o uso de pontas ultrassônicas. Estes autores observaram uma maior alteração de volume do canal associada à remoção de instrumentos localizados no terço apical, seguida pelas alterações dos terços médio e cervical, respectivamente. A perda de massa resultante também acompanhou a profundidade dos fragmentos no canal.

IQBAL *et al.* (2006b) observaram que as limas LightSpeed modificadas foram mais eficientes em criar uma plataforma ao redor da porção cervical do fragmento em relação às brocas de Gates Glidden modificadas e às limas ProFile modificadas. No caso dos dois primeiros instrumentos, a modificação seguiu o método proposto por RUDDLE (1997), sendo que no caso das limas ProFile, porções de diferentes tamanhos foram removidas da ponta do instrumento, de forma que este passasse a ter uma ponta ativa.

SUTER *et al.* (2005) relataram que quando a vibração ultrassônica é usada na tentativa de remoção de instrumentos fraturados dos canais, os fragmentos

frequentemente se partem em fragmentos menores. Além disso, MADARATI *et al.* (2008a) relataram que quando as pontas ultrassônicas são utilizadas para a remoção de instrumentos fraturados sem resfriamento, ocorre um aumento significativo da temperatura da superfície externa da raiz. Este aumento está relacionado com a espessura da parede do canal, com o tipo de ponta ultrassônica, com a intensidade da vibração e com o tempo de uso da ponta. As pontas de ultrassom CPR5 (Obtura-Spartan, Fenton, MO) e ET40D (Satelec-Acteon, Merignac, France), que apresentam um sistema de refrigeração com ar, possibilitaram uma redução no aquecimento radicular durante o procedimento de remoção de instrumentos fraturados de canais radiculares (MADARATI *et al.*, 2009b).

Cabe salientar, que os métodos mecânicos propostos para remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares são fortemente dependentes da habilidade do profissional, sendo que na maioria das vezes o uso de um microscópio clínico é necessário (SUTER *et al.*, 2005, TERAUCHI *et al.*, 2006). A necessidade do uso de um microscópio clínico limita o procedimento a profissionais que tenham acesso a esse recurso, sendo que o custo de tal equipamento é elevado.

3. JUSTIFICATIVA

Até o presente momento, não há consenso sobre um procedimento de remoção de instrumentos fraturados que possa ser considerado seguro e eficaz (ALOMAIRY, 2009). Várias técnicas e dispositivos para a remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares têm sido utilizados, mas estes apresentam sucesso limitado e possibilidade de dano à raiz remanescente (HÜLSMANN & SCHINKEL, 1999). Além disso, os métodos de remoção mecânica não devem ser utilizados na remoção de fragmentos situados além da curvatura, devido ao alto risco de perfuração e à redução na resistência mecânica da raiz (WARD *et al.*, 2003a, 2003b, RUDDLE, 2004, SOUTER & MESSER, 2005, MADARATI *et al.*, 2008b). Esta limitação compromete a chance de sucesso do tratamento, considerando que a prevalência de fraturas de instrumentos no terço apical é significativamente maior do que àquelas dos terços médio e cervical (SUTER *et al.*, 2005, TZANETAKIS *et al.*, 2008).

Neste contexto, existe uma grande necessidade na área de Endodontia de uma técnica de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares que danifique o mínimo possível as estruturas dentárias (TERAUCHI *et al.*, 2006, MADARATI *et al.*, 2008b, ALOMAIRY, 2009). Uma possibilidade real de contribuir para a solução deste problema seria a dissolução do fragmento metálico no interior do canal, permitindo a desobstrução do seu trajeto original sem dano às estruturas dentárias. Desta forma, um novo conceito de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares baseado na dissolução eletroquímica do fragmento pode ser proposto. O objetivo do presente trabalho foi estudar o processo de dissolução ativa da liga NiTi em presença de soluções contendo NaF e NaCl. Tal processo pode resultar em um consistente alicerce para o desenvolvimento da técnica de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares por processo eletroquímico.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Método de dissolução do fragmento por processo eletroquímico

O método de dissolução do fragmento por processo eletroquímico requer a existência de dois eletrodos imersos na solução a ser utilizada, sendo um eletrodo usado como anodo e o outro como catodo. O contato entre o instrumento fraturado e o eletrodo usado como anodo é necessário, uma vez que a dissolução do fragmento é o objetivo do processo (Figura 38). Uma diferença de potencial adequada deve ser imposta entre os dois eletrodos, resultando na migração de elétrons do anodo para o catodo e, conseqüentemente, na liberação de íons metálicos para a solução. Este processo tende a resultar na dissolução progressiva do fragmento no interior do canal radicular.

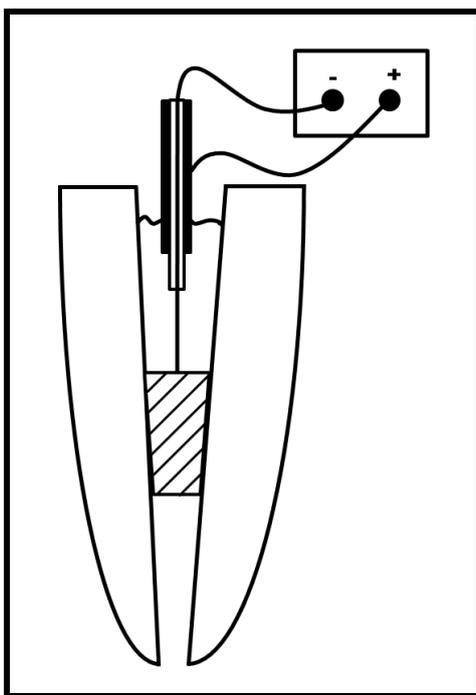


Figura 38 - Possível configuração da dissolução por processo eletroquímico de um instrumento fraturado. O micro-eletrodo combina o anodo e o catodo, sendo que ambos devem estar em imersão, e o contato entre o anodo e o fragmento metálico deve ser promovido.

4.2. Etapas seguidas na metodologia

A Figura 39 apresenta o diagrama de fluxo referente à metodologia utilizada nos ensaios realizados.

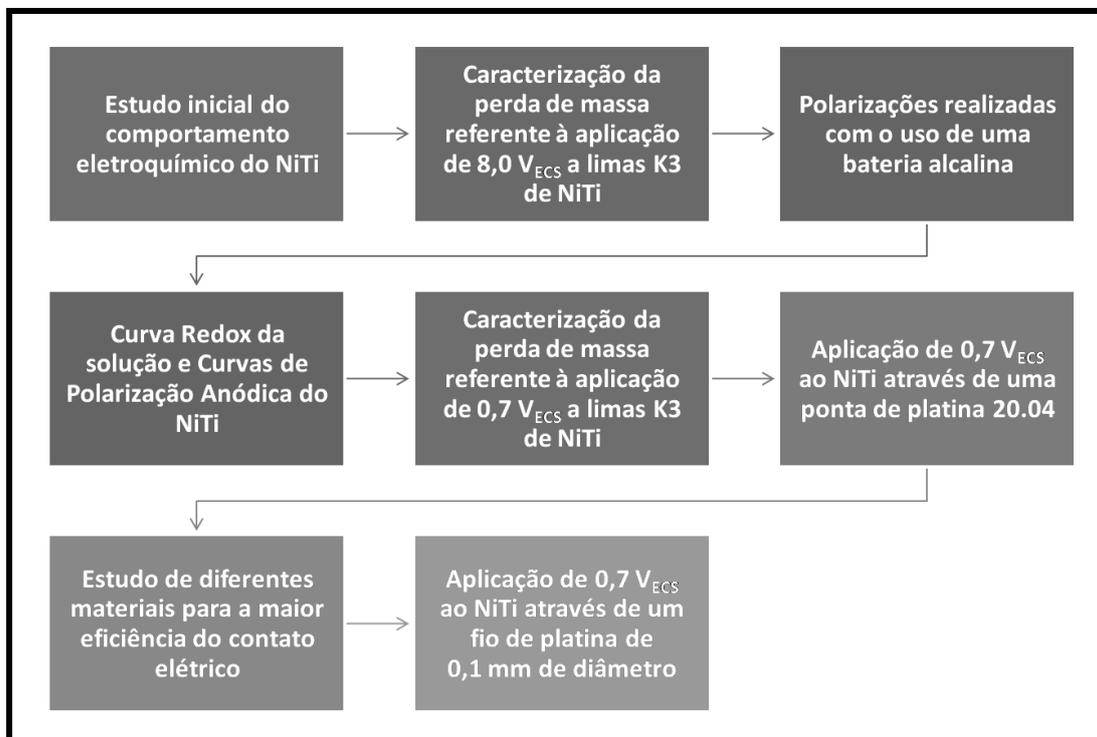


Figura 39 - Diagrama de fluxo referente à metodologia utilizada nos ensaios.

4.3. Estudo inicial do comportamento do NiTi em soluções contendo fluoreto de sódio e cloreto de sódio

As soluções de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L] utilizadas no presente estudo foram manipuladas da seguinte forma:

- O reagente NaF (Merck, Darmstadt, Alemanha) foi colocado em um vidro de relógio e sua massa foi medida com o auxílio de uma balança de alta precisão (Gehaka, São Paulo, Brasil), obtendo-se 5,0 g do reagente;

- 1,0 g do reagente NaCl (Vetec Química Fina Ltda., Rio de Janeiro, Brasil) foi obtido da mesma forma;
- Cada reagente foi transferido para um béquer de 200 ml, lavando-se o vidro de relógio com água destilada, de modo a arrastar todo reagente;
- No interior do béquer, todo o reagente foi dissolvido em água destilada através da agitação com uma vareta de vidro;
- As soluções foram vertidas para um balão volumétrico de 1000 ml, com auxílio de um funil, sendo que o copo, a vareta de vidro e o funil foram lavados com água destilada para arrastar todo o soluto;
- O balão volumétrico foi cheio até ao traço, usando-se inicialmente o béquer e o funil, e no final, uma pipeta de 5,0 ml;
- A solução foi vertida em um béquer de 2000 ml para que o valor do pH fosse ajustado com o auxílio do pHmetro (Jenco, Londres, Inglaterra);
- Uma solução de HCl 1,0 molar foi gotejada na solução manipulada de NaF e NaCl, com o uso de uma pipeta, até que o pH fosse ajustado no valor desejado.

4.3.1. Curvas iniciais de polarização

Duas soluções diferentes foram utilizadas nesta etapa: [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 e [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 7,0. Células eletroquímicas com tampa de resina acrílica foram montadas da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; o eletrodo de platina, como contra-eletrodo; e um eletrodo plano de NiTi com composição atômica de 50,89% de Ni e 48,91% de Ti (Memory-Metalle GmbH, Weil am Rhein, Alemanha), e área de superfície exposta de aproximadamente 1,0 cm², foi utilizado como eletrodo de

trabalho. Estes três eletrodos foram imersos em 400 ml da solução de teste, e ligados a um potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça) (Figuras 40 e 41).

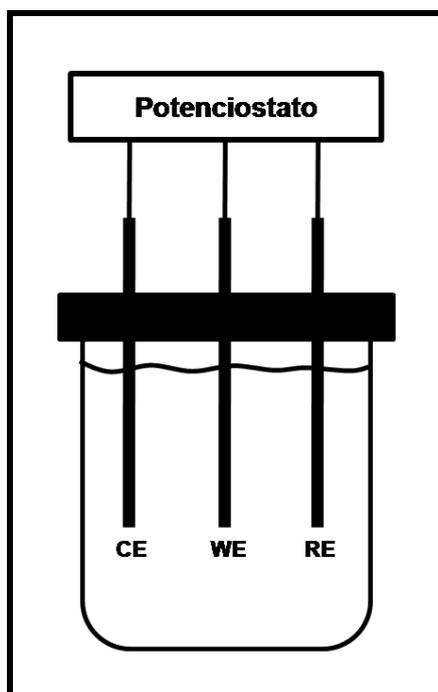


Figura 40 - Esquema da célula de três eletrodos utilizada nos ensaios de polarização. CE = contra-eletrodo; WE= eletrodo de trabalho; RE = eletrodo de referência.



Figura 41 - Potenciostato utilizado nos ensaios de polarização.

O corpo de prova foi submetido a uma polarização anódica com o auxílio do software GPES, versão 4.9 (Eco Chemic B.V., Utrecht, Holanda) com velocidade de varredura de 0,001 V/s, sendo este experimento realizado três vezes em cada solução. Na solução de pH = 5,0, a polarização foi realizada até o potencial de +1,0 V_{ECS} , sendo que na solução de pH = 7,0, a polarização foi interrompida no potencial de +0,7 V_{ECS} , com base nos resultados destes próprios ensaios. O mesmo eletrodo de NiTi foi utilizado em todos os ensaios, sendo que após cada ensaio o eletrodo recebeu um polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400 e 600 (3M, São Paulo, Brasil). A renovação da solução era realizada após cada ensaio. Estas condições de ensaio foram utilizadas em todos os ensaios de polarização anódica do presente estudo.

A amperimetria referente à aplicação de diferentes valores de potencial ao eletrodo plano de NiTi foi realizada na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Uma célula de três eletrodos foi montada utilizando-se o NiTi plano como eletrodo de trabalho, e os potenciais de 8 V, 7 V, 6 V, 5 V, 4 V, 3 V, 2 V e 1 V foram aplicados nesta ordem em intervalos contínuos de 5 minutos, resultando em um tempo total de 40 minutos de ensaio.

4.3.2. Influência do pH da solução sobre a corrente

Foram realizadas amperimetrias resultantes da aplicação de um potencial constante de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA) com a seguinte composição em porcentagem atômica: 49,53% de Ni; 50,28% de Ti; 0,04% de Fe; 0,02 de Al; 0,13% de Co + Cr (SHAFER *et al.*, 2003). Células eletroquímicas foram montadas da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; a platina, como contra-eletrodo; e uma lima K3 25.04 de NiTi foi usada como eletrodo de trabalho (Figura 42). As limas ensaiadas foram isoladas com

revestimento polimérico, de forma que apenas os seis milímetros da ponta ficassem expostos à solução. Os três eletrodos foram imersos na solução de teste, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça), que registrou a corrente gerada durante o ensaio. Cada lima foi submetida a um potencial de $8,0 V_{ECS}$ até que sua porção imersa sofresse dissolução completa e a corrente chegasse a zero. A carga elétrica total de cada ensaio foi obtida pela integração do valor de corrente ao longo do tempo, utilizando-se o programa de análise e representação de dados Origin (versão 6.0, Microcal Software Inc., MA, EUA). Nestas condições, três limas foram ensaiadas em solução de $[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L]$, $pH = 4,0$ e três limas foram ensaiadas em solução de $[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L]$, $pH = 5,0$, sendo que a renovação da solução era realizada após cada ensaio. Neste caso, a solução de $[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L]$, $pH = 7,0$ não foi utilizada, uma vez que os resultados dos ensaios descritos no item 3 mostraram que a liga NiTi apresenta passivação neste meio.

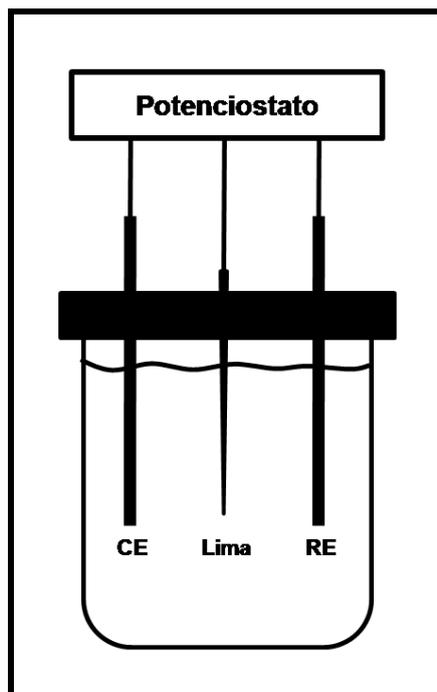


Figura 42 - Esquema da célula de três eletrodos que utiliza uma lima como eletrodo de trabalho. CE = contra-eletródo; RE = eletrodo de referência.

Com base nos resultados destes ensaios, a solução de pH 5,0 foi escolhida como solução de teste para os ensaios subsequentes.

4.4. Caracterização da perda de massa referente à aplicação de 8,0 V_{ECS} a limas K3 de NiTi

Nesta etapa foi calculada a perda de massa referentes à aplicação de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA) na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Estas limas apresentam uma ponta de 0,25 mm de diâmetro e conicidade de 0,04. Células de três eletrodos foram montadas utilizando-se uma lima K3 25.04 de NiTi como eletrodo de trabalho (Figura 42). A imersão das limas foi limitada aos 6,0 mm da ponta. Os três eletrodos foram imersos na solução de teste, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça), que registrou a corrente gerada durante a aplicação do potencial de 8,0 V_{ECS} . Com base nos resultados dos ensaios descritos no item 4.3.2, foram selecionados quatro diferentes intervalos de tempo de polarização: 8 minutos, 17 minutos, 25 minutos, e 53 minutos. Cinco limas foram ensaiadas em cada intervalo de tempo, sendo que a renovação da solução era realizada após cada ensaio. Uma balança de alta precisão foi utilizada para a medição da massa de cada lima antes e após o ensaio, possibilitando o cálculo da perda de massa ocorrida em cada ensaio. A carga elétrica total de cada ensaio foi obtida a partir da área do gráfico correspondente. Os comprimentos iniciais e finais das limas também foram medidos, possibilitando o cálculo da perda de comprimento durante os diferentes tempos de polarização. As análises por microscopia eletrônica de varredura e por microscopia óptica foram realizadas para observação das alterações morfológicas das limas ensaiadas em relação às limas novas equivalentes.

Os diâmetros de D0 a D16 destes instrumentos e de instrumentos novos equivalentes foram medidos através do projetor de perfil Nikon Profile Projector (6C-2 - Nippon - Tokyo/Japan). A linha de base foi posicionada tangenciando o perfil superior do instrumento e as coordenadas dos pontos dessa linha foram registradas a cada milímetro de comprimento do instrumento. A seguir, a linha de base foi posicionada tangenciando o perfil inferior do instrumento e o mesmo procedimento foi realizado. Os diâmetros foram calculados pela distância entre os dois pontos, superior e inferior, correspondentes ao mesmo D.

4.5. Polarizações realizadas com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V

4.5.1. Polarização do eletrodo plano de NiTi plano

Foram realizadas amperimetrias referentes à polarização do eletrodo plano de NiTi com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V. O eletrodo plano utilizado nesta etapa apresentava as mesmas características do eletrodo descrito no item 4.3.1. Células de três eletrodos foram montadas da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; a platina, como contra-eletrodo; e um eletrodo plano de NiTi foi o eletrodo de trabalho. Os três eletrodos foram imersos em 400 ml de solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. O eletrodo de trabalho foi ligado ao pólo negativo da bateria e o contra-eletrodo foi ligado ao pólo positivo da bateria, sendo que um multímetro digital Agilent 3401 controlado por computador foi conectado em série com o contra-eletrodo para registro da corrente gerada. Um segundo multímetro digital controlado por computador foi conectado aos eletrodos de referência e de trabalho para registro do potencial durante o ensaio (Figura 43). O mesmo eletrodo de NiTi foi utilizado em todos os ensaios, sendo que após cada ensaio o eletrodo recebeu um polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400 e 600 (3M,

São Paulo, Brasil). Cada ensaio teve duração de 30 minutos, sendo que ao final de cada ensaio a renovação da solução era realizada.

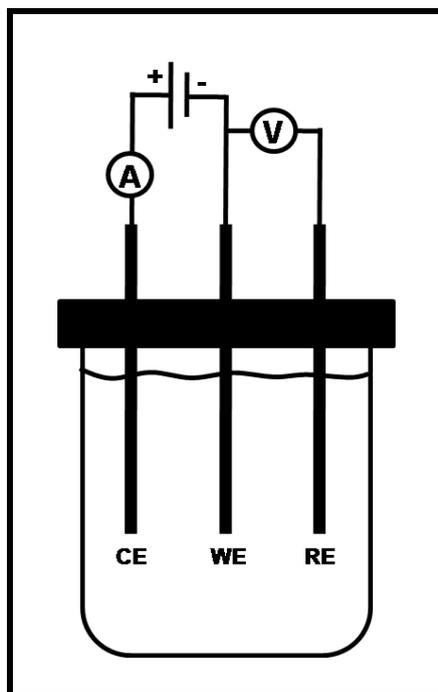


Figura 43 - Esquema do ensaio realizado com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V. CE = contra-eletródo; WE = eletrodo de trabalho; RE = eletrodo de referência.

4.5.2. Polarização de limas K3 25.04 de NiTi

A mesma montagem de ensaio foi utilizada para a realização de amperimetrias referentes a limas K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA). Neste caso, a lima foi utilizada como eletrodo de trabalho, sendo que três limas foram ensaiadas nestas condições. A polarização de cada lima teve duração de 50 minutos, sendo que a renovação da solução era realizada ao final de cada ensaio.

4.5.3. Polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado

Foram realizadas polarizações de fragmentos de lima de NiTi no interior de canais simulados em blocos de resina (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V. O fragmento de 3,0 mm da ponta da lima K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA) foi gerado por fadiga sob flexão e, em seguida, posicionado no interior do canal simulado (Figura 44) com pressão suficiente para que o travamento fosse obtido. Uma lima manual #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da obstrução do canal pelo fragmento. Para a realização do ensaio, foi utilizado um fio de platina de secção transversal circular com ponta de 0,20 mm de diâmetro e conicidade de 0,04 mm/mm para fazer contato entre o fragmento da lima e o pólo negativo da bateria. Um fio de platina de secção transversal circular com diâmetro igual a 0,5 mm foi ligado ao pólo positivo da bateria, sendo utilizado como contra-eletrodo. Um multímetro digital Agilent 3401 controlado por computador foi conectado em série com o contra-eletrodo para registro da corrente gerada. O bloco de resina e os eletrodos foram imersos na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH =5,0 (Figura 45). A renovação da solução do interior do canal simulado foi feita através de uma seringa descartável de 10 ml de acordo com o perfil do registro de corrente. Durante a renovação da solução, o contato entre o fragmento e o fio de platina era desfeito e a imersão da ponta de platina era interrompida. A duração total do ensaio foi de 30 minutos, sendo que o ensaio foi realizado com três diferentes fragmentos de instrumento. Após os ensaios, uma lima manual #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da possibilidade de ultrapassagem do fragmento.

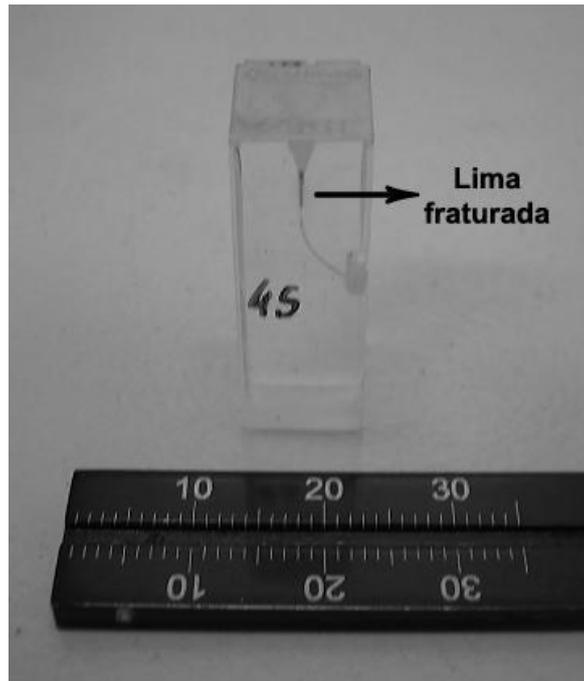


Figura 44 - Fragmento de 3,0 mm da ponta de uma lima K3 25.04 no interior de um canal simulado em bloco de resina.

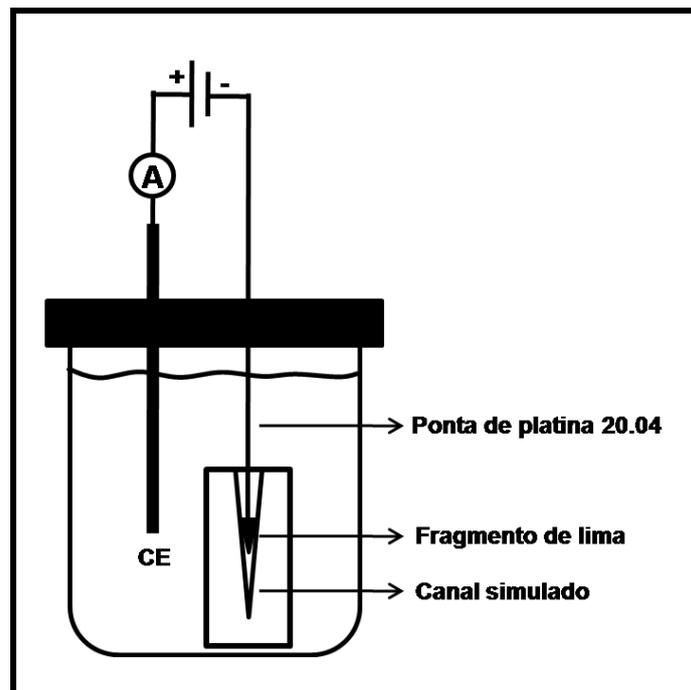


Figura 45 - Esquema do ensaio de polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado. CE = contra-eletrodo.

4.6. Curva Redox da solução e Curvas de Polarização Anódica do NiTi

Devido à discrepância observada entre os resultados dos ensaios descritos nos itens 4.5.1, 4.5.2 e 4.5.3, um maior conhecimento dos comportamentos da solução de teste em diferentes valores de potencial e do NiTi na solução de teste passou a ser necessário. Desta forma, foi realizado o levantamento de uma curva Redox da solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Uma célula de três eletrodos foi montada da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; um eletrodo de platina foi usado como contra-eletrodo; e outro eletrodo de platina, como eletrodo de trabalho, sendo que os três eletrodos ficaram imersos na solução de teste. Os três eletrodos foram ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça), e as curvas anódica e catódica da solução foram levantadas.

Curvas de polarização anódica do NiTi na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 também foram realizadas. Células de três eletrodos utilizando o NiTi plano como eletrodo de trabalho foram montadas, sendo os três eletrodos imersos em 400 ml da solução de teste, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça). Cada corpo de prova foi submetido a uma polarização anódica até 2,0 V_{ECS} acima do potencial de corrosão, sendo este experimento realizado três vezes. A renovação da solução era realizada após cada ensaio. O mesmo eletrodo de NiTi foi utilizado em todos os ensaios, sendo que após cada ensaio o eletrodo recebeu um polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400 e 600 (3M, São Paulo, Brasil). A superfície do eletrodo plano de NiTi foi analisado por microscopia óptica antes e após cada ensaio.

Com base nos resultados destes ensaios, o potencial de 0,7 V_{ECS} foi selecionado para a realização dos ensaios subsequentes.

4.7. Caracterização da perda de massa referentes à aplicação de 0,7 V_{ECS} a limas K3 de NiTi

Nesta etapa foi calculada a perda de massa referentes à aplicação de 0,7 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA) na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Células de três eletrodos foram montadas utilizando uma lima K3 25.04 de NiTi como eletrodo de trabalho (Figura 42). A imersão da lima foi limitada aos 6,0 mm da ponta. Os três eletrodos foram imersos na solução de teste, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça), que registrou a corrente gerada durante a aplicação do potencial de 0,7 V_{ECS}. Foram selecionados quatro diferentes intervalos de tempo de polarização: 30 min., 45 min., 60 min., e 180 min. Três limas foram ensaiadas em cada intervalo de tempo. Uma balança de alta precisão foi utilizada para a medição da massa de cada lima antes e após o ensaio, possibilitando o cálculo da perda de massa ocorrida em cada ensaio. A carga elétrica total de cada ensaio foi obtida a partir da área do gráfico correspondente. Após os ensaios, as limas testadas foram submetidas às análises por microscopia eletrônica de varredura e por EDS para a avaliação das alterações provenientes do ensaio.

4.8. Aplicação de 0,7 V_{ECS} ao NiTi através de uma ponta de platina 20.04

4.8.1. Polarização do eletrodo plano de NiTi

Células de três eletrodos foram montadas da seguinte forma: o eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência; o eletrodo de platina, como contra-eletrodo; e um fio de platina de secção transversal circular com ponta de 0,20 mm de diâmetro e conicidade de 0,04 mm/mm foi utilizado como eletrodo de trabalho. Estes três eletrodos foram imersos em 400 ml da solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça). Um eletrodo

plano de NiTi com área de superfície exposta de aproximadamente $1,0 \text{ cm}^2$ também foi imerso na solução de teste, de forma que o centro de sua superfície fizesse contato com a ponta do fio de platina usado como eletrodo de trabalho (Figura 46). O potencial de $0,7 V_{ECS}$ foi aplicado durante 30 minutos, enquanto o potenciostato registrava a corrente gerada. A renovação da solução era realizada após cada ensaio. O mesmo eletrodo de NiTi foi utilizado em todos os ensaios, sendo que após cada ensaio o eletrodo recebeu um polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400 e 600 (3M, São Paulo, Brasil). A superfície do eletrodo plano de NiTi foi analisada por microscopia óptica antes e após cada ensaio.

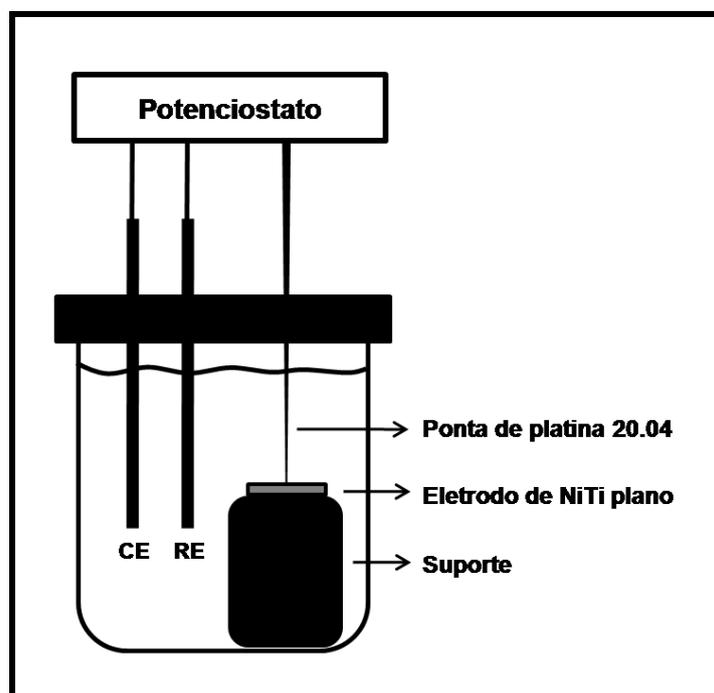


Figura 46 - Esquema do ensaio de polarização do NiTi plano através de uma ponta de platina 20.04.

4.8.2. Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado

Células de três eletrodos foram montadas utilizando o fio de platina de secção transversal circular com ponta de $0,20 \text{ mm}$ de diâmetro e conicidade de $0,04 \text{ mm/mm}$ como eletrodo de trabalho. Os três eletrodos foram imersos na solução de

[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça). Um fragmento de 3,0 mm da ponta da lima K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA) foi gerado por fadiga sob flexão e posicionado no interior de um canal simulado em bloco de resina (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) com pressão suficiente para que o travamento fosse obtido. Uma lima manual #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da obstrução do canal pelo fragmento. O canal simulado contendo o fragmento de lima foi imerso na solução de teste, de forma que a ponta do fio de platina usado como eletrodo de trabalho fizesse contato com o fragmento (Figura 47). O potencial de 0,7 V_{ECS} foi aplicado durante 90 minutos, enquanto o potenciostato registrava a corrente gerada. Este experimento foi realizado com três diferentes fragmentos de lima. Após os ensaios, uma lima manual #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da possibilidade de ultrapassagem do fragmento.

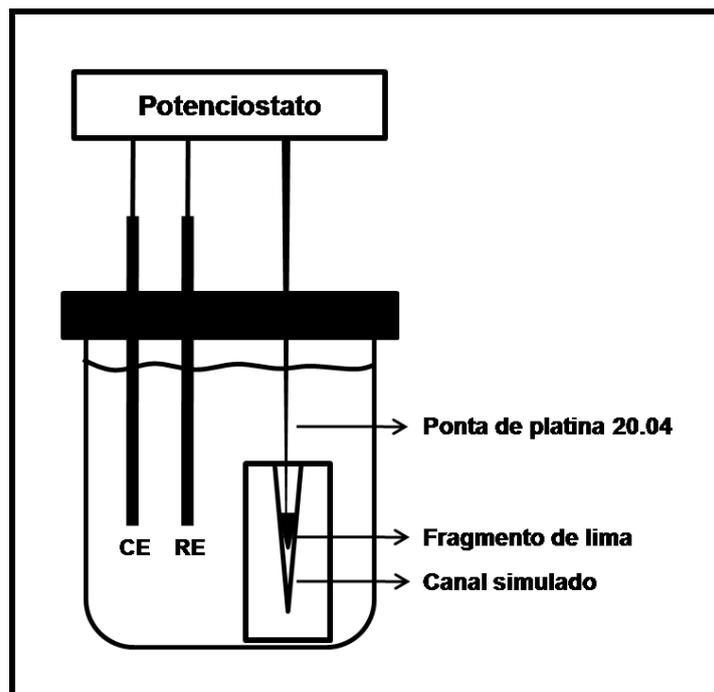


Figura 47 - Esquema do ensaio de polarização de uma lima fraturada em um canal simulado através de uma ponta de platina 20.04.

4.9. Estudo de diferentes materiais para a maior eficiência do contato elétrico

Com base nos resultados dos ensaios descritos no item 4.8.2, o estudo de diferentes materiais passou a ser necessário para que uma maior eficiência do contato elétrico fosse atingida. Desta forma, limas endodônticas manuais #08 de aço inoxidável (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) e limas endodônticas rotatórias Mtwo 10.04 de NiTi (VDW, Munique, Alemanha) nesta parte do estudo foram utilizadas. Neste caso, as limas K3 não foram utilizadas por não serem fabricadas nestas dimensões, sendo que o diâmetro na ponta deveria ser o menor possível. Quatro limas de cada tipo foram submetidas a uma deposição eletroquímica de ouro na superfície da sua parte ativa com o objetivo de que viessem a ser inertes nas condições de teste. A análise por microscopia óptica das limas revestidas com ouro foi realizada para observação da morfologia das limas revestidas e da continuidade do revestimento.

Células de dois eletrodos foram montadas com a utilização de uma lima revestida com ouro como eletrodo de trabalho. Os eletrodos de trabalho e de referência foram imersos na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça) para registro do potencial de eletrodo durante 30 minutos. Duas limas de cada tipo foram ensaiadas nestas condições. Este mesmo ensaio foi repetido com um eletrodo plano composto por ouro, platina, prata e paládio (Au/Pt/Ag/Pd). Neste caso o experimento foi realizado duas vezes com o mesmo eletrodo, sendo que após cada ensaio o eletrodo foi polido e novamente preparado.

Além do registro do potencial com o tempo, as limas revestidas com ouro foram submetidas à aplicação de $0,7 V_{ECS}$ durante 60 minutos. Células de três eletrodos

foram montadas com a utilização da lima revestida como eletrodo de trabalho. Os eletrodos foram imersos na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça) para registro da corrente com o tempo. Duas limas de cada tipo foram ensaiadas nestas condições.

4.10. Aplicação de 0,7 V_{ECS} ao NiTi através de um fio de platina de 0,1 mm de diâmetro

Um fio de platina de diâmetro igual a 0,1 mm foi utilizado para a confecção do eletrodo de trabalho utilizado nos ensaios subsequentes. Um tubo polimérico de diâmetro interno de aproximadamente 0,15 mm foi utilizado como suporte para o fio de platina, de forma a envolvê-lo. Apenas uma porção de 3,0 mm do fio de platina ficou para fora do tubo na extremidade a ser imersa na solução. Na outra extremidade, um comprimento maior do fio ficou para fora do tubo, de forma que este pudesse fazer o contato elétrico com outro fio condutor. O fio de platina foi fixado ao tubo polimérico com o uso de éster de cianoacrilato. Outro tubo polimérico de diâmetro interno de aproximadamente 4,0 mm foi utilizado como envoltório do primeiro tubo para conferir maior rigidez ao eletrodo. A fixação entre os dois tubos também foi feita com o uso de éster de cianoacrilato.

4.10.1. Polarização do eletrodo plano de NiTi

Uma célula de três eletrodos foi montada com a utilização do eletrodo de trabalho desenvolvido (Figura 48).

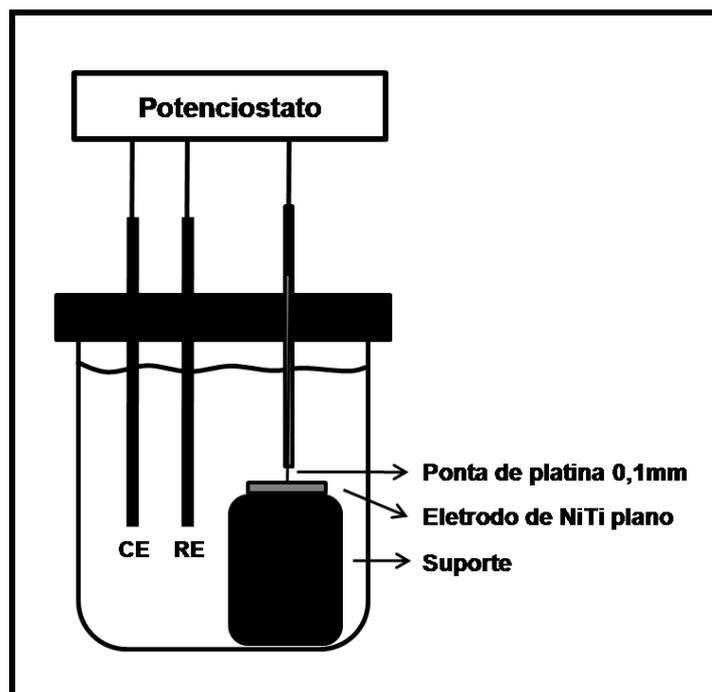


Figura 48 - Esquema do ensaio de polarização do NiTi plano através fio de platina de 0,1 mm de diâmetro.

Os eletrodos foram imersos na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça). Um eletrodo plano de NiTi com área de superfície exposta de aproximadamente 1,0 cm² também foi imerso na solução de teste, de forma que o centro de sua superfície fizesse contato com a ponta do fio de platina usado como eletrodo de trabalho. O potencial de 0,7 V_{ECS} foi aplicado durante 60 minutos, enquanto o potenciostato registrava a corrente gerada. A renovação da solução era realizada após cada ensaio. O mesmo eletrodo de NiTi foi utilizado em todos os ensaios, sendo que após cada ensaio o eletrodo recebeu um polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400 e 600 (3M, São Paulo, Brasil).

4.10.2. Polarização de fragmentos de limas de NiTi embutidas em resina

Nesta parte do estudo foram utilizadas limas endodônticas K3 30.06 de NiTi seccionadas de acordo com o método proposto por SICILIANO (2008). As limas foram

inicialmente embutidas em resina, numa posição tal que seu eixo longitudinal ficasse disposto segundo um eixo vertical, com o uso de um dispositivo especialmente desenvolvido para esta finalidade (Figura 49A). Em cilindros de PVC de 13,5mm de diâmetro e altura de 33 mm, foram feitos orifícios internos com 8 mm de diâmetro e 29 mm de profundidade, e esses foram preenchidos com resina epóxi (nº 331, Expotec, RJ, Brasil). Os tubos de PVC com resina foram levados ao dispositivo de forma que as limas a serem ensaiadas fossem embutidas na resina numa posição perfeitamente vertical. As bases dos cilindros de PVC foram posicionadas no dispositivo por 24 horas, até que a resina completasse sua cura. Os cilindros foram então removidos do dispositivo (Figura 49B) e as marcações correspondendo a D3, D6 e D14 foram feitas em sua superfície. Com uma máquina de corte Isomet (Buehler, EUA), usando um disco diamantado (Disque Diamant L.M., \varnothing 100 x 0,3 x 12,7 mm, Arotec, SP, Brasil), sob constante irrigação com álcool, as limas foram seccionadas nos níveis pré-determinados (Figura 49C). Em cada fragmento assim originado, a superfície de interesse recebeu polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400, 600 e 1200, (3M, SP, Brasil).

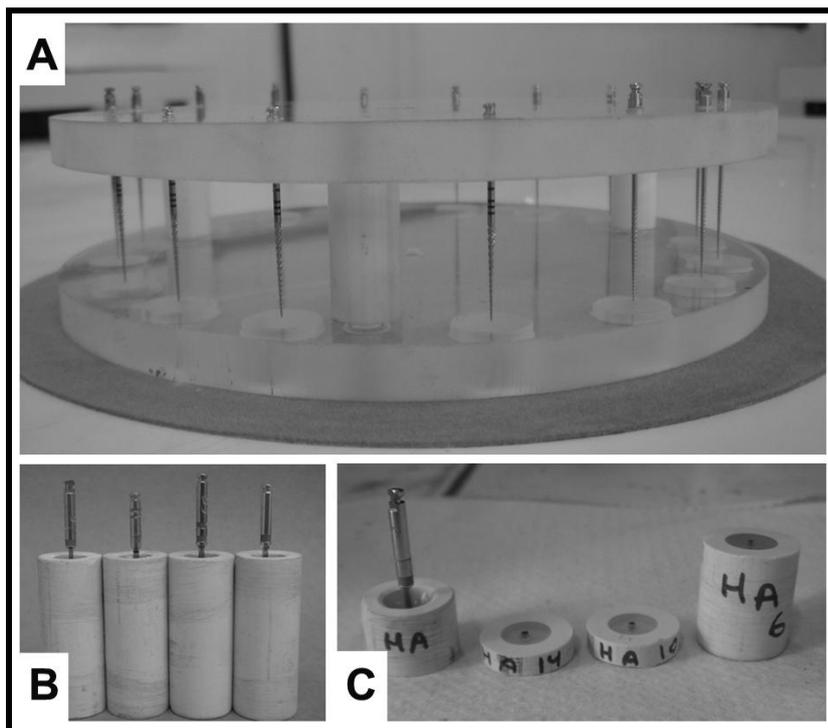


Figura 49 - (A) Dispositivo utilizado na confecção dos fragmentos embutidos; (B) cilindros de PVC com as limas embutidas; (C) lima embutida seccionada (SICILIANO, 2008).

Células de três eletrodos foram montadas com a utilização do fio de platina de diâmetro igual a 0,1 mm como eletrodo de trabalho. Os eletrodos foram imersos na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça). Um fragmento de lima embutido em PVC (Figura 49C) também foi imerso na solução de teste, de forma que o centro da superfície de sua secção transversal fizesse contato com a ponta do fio de platina usado como eletrodo de trabalho (Figuras 50 e 51). O potencial de $0,7 V_{ECS}$ foi aplicado durante 60 minutos, enquanto o potenciostato registrava a corrente gerada. Este ensaio foi realizado com quatro diferentes fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D14 exposta à solução.

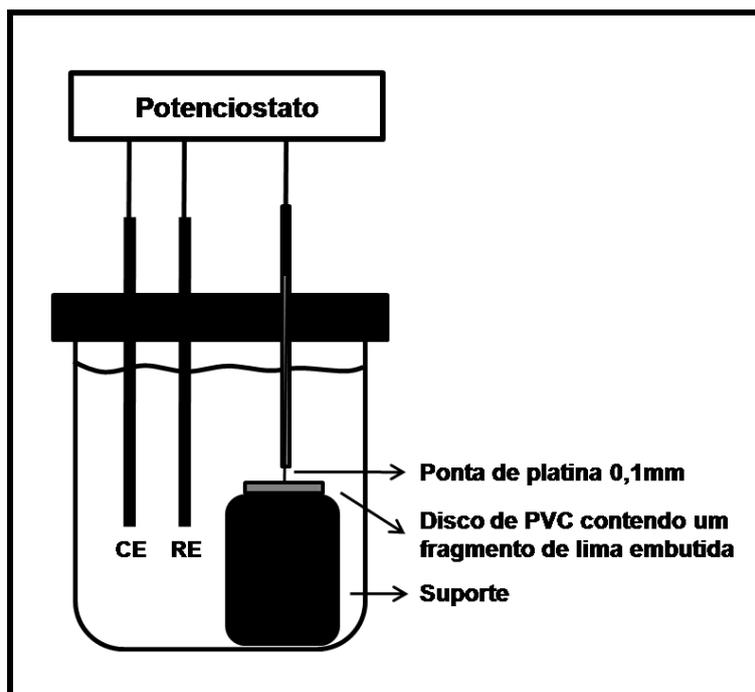


Figura 50 - Esquema do ensaio de polarização de um fragmento de lima embutida em resina através de uma ponta de platina com 0,1 mm de diâmetro.

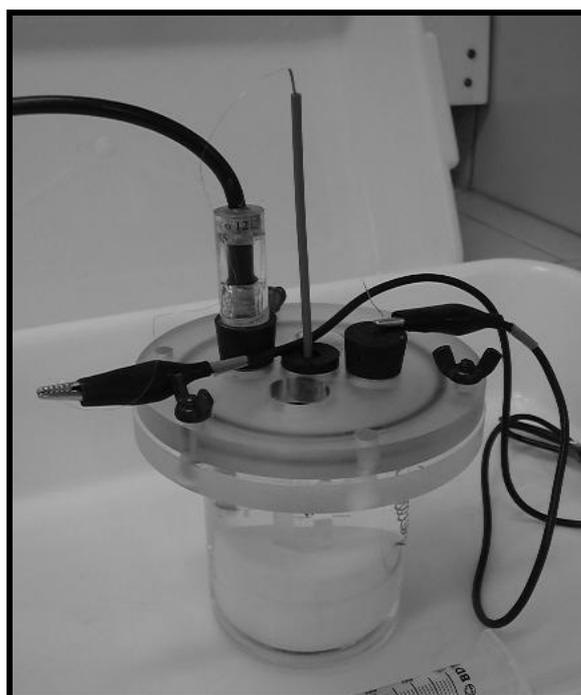


Figura 51 - Célula de três eletrodos montada para realização dos ensaios com a utilização do fio de platina de 0,1 mm de diâmetro como eletrodo de trabalho.

A mesma montagem de ensaio foi utilizada para a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ durante os 5 minutos iniciais, seguida da aplicação de $3,0V_{ECS}$ durante os 5 minutos subsequentes, seguida ainda da aplicação de $0,7 V_{ECS}$ durante os 50 minutos subsequentes, totalizando 60 minutos de ensaio. Este ensaio foi realizado com três diferentes fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D14 exposta à solução e com três diferentes fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D6 exposta à solução.

Ainda utilizando a mesma montagem de ensaio, a secção transversal do fragmento exposta à solução foi previamente submetida ao atrito com uma ponta fina de aço acionada pela vibração ultrassônica. Desta forma, uma polarização de $0,7 V_{ECS}$ foi aplicada durante 60 minutos a três diferentes fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D14 exposta à solução. Outros três ensaios foram realizados desta forma com diferentes fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D3 exposta à solução. Neste caso, estes fragmentos foram submetidos a uma polarização de $0,7 V_{ECS}$ durante 360 minutos, e a renovação da solução adjacente ao fragmento exposto foi feita através de uma seringa descartável de 10 ml de acordo com o perfil do registro de corrente. A análise radiográfica dos fragmentos embutidos foi realizada antes e após os ensaios para a verificação da dissolução do fragmento.

4.10.3. Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado

Outro eletrodo de trabalho foi confeccionado com o uso de um fio de platina de diâmetro igual a 0,1 mm. A confecção deste eletrodo seguiu todos os detalhes descritos no item 4.10, exceto pela porção do fio exposta na extremidade de imersão, que foi igual a 15,0 mm. Células de três eletrodos foram montadas utilizando-se este eletrodo de trabalho. Os três eletrodos foram imersos na solução de

[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, e ligados ao potenciostato (Metrohm Autolab, Herisau, Suíça). Um fragmento de 3,0 mm da ponta da lima K3 25.04 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA) foi gerado por fadiga sob flexão e posicionado no interior de um canal simulado em bloco de resina (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) com pressão suficiente para que o travamento fosse obtido. Uma lima manual #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da obstrução do canal pelo fragmento. O canal simulado contendo o fragmento de lima foi imerso na solução de teste, de forma que a ponta do fio de platina usado como eletrodo de trabalho fizesse contato com o fragmento (Figura 52).

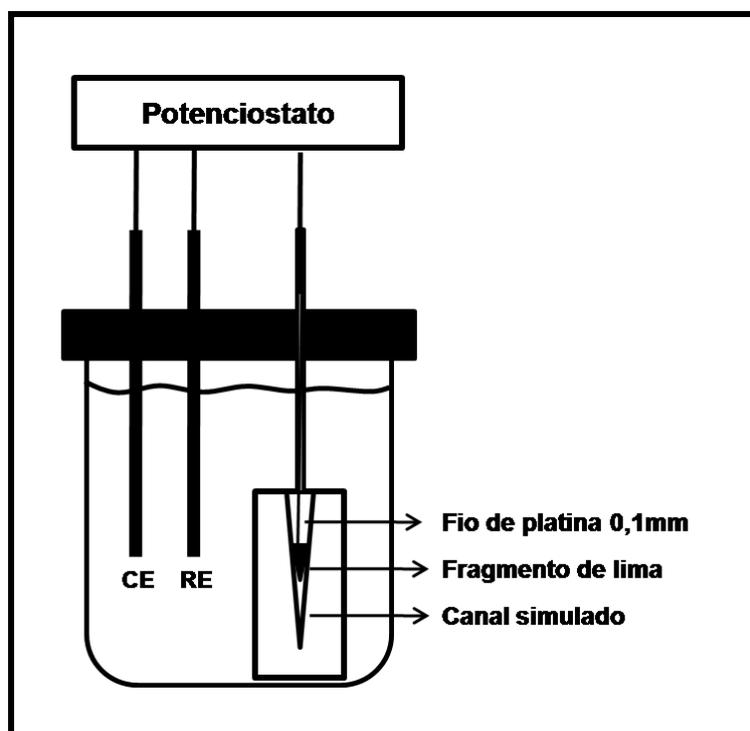


Figura 52 - Esquema do ensaio de polarização de uma lima fraturada em um canal simulado através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.

O potencial de $0,7 V_{ECS}$ foi aplicado durante 360 minutos, enquanto o potenciostato registrava a corrente gerada. Este experimento foi realizado com cinco diferentes fragmentos de lima. Após os ensaios, uma lima manual #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da possibilidade de ultrapassagem do fragmento. A carga elétrica total de cada ensaio foi obtida a partir da área do gráfico correspondente. A análise radiográfica dos canais simulados foi realizada antes e após os ensaios para a verificação da dissolução do fragmento.

5. RESULTADOS

5.1. Estudo inicial do comportamento do NiTi em soluções de [NaF + NaCl]

5.1.1. Curvas iniciais de polarização

A Figura 53 mostra os resultados das curvas de polarização anódica do NiTi nas diferentes soluções.

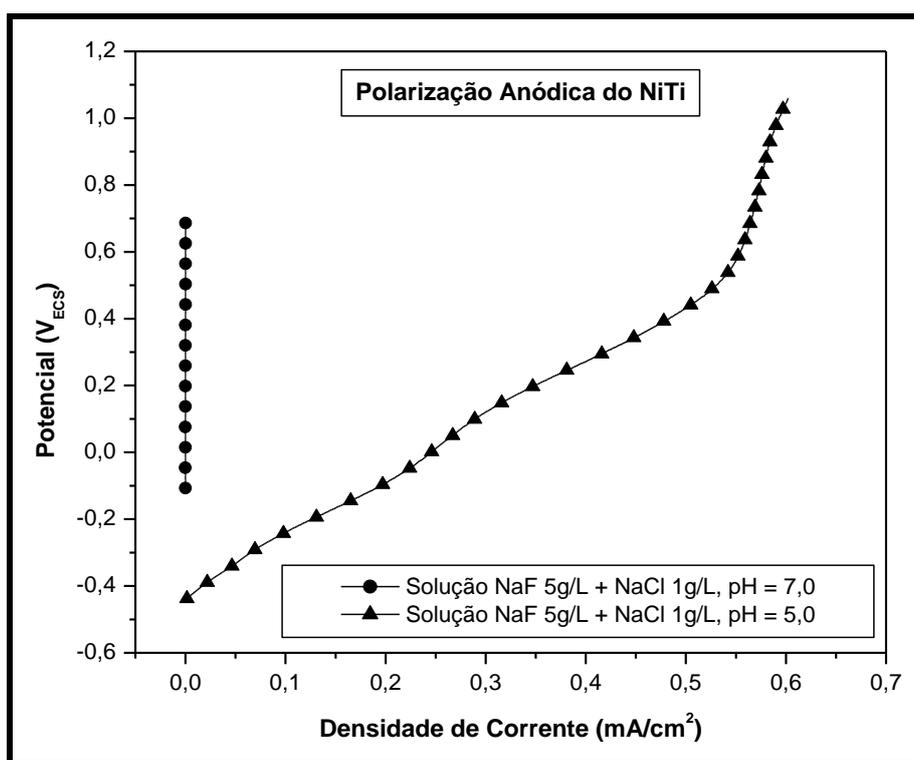


Figura 53 - Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em soluções aquosas de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L] com diferentes valores de pH.

Pode-se observar que o NiTi apresentou passivação na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 7,0, não ocorrendo aumento de corrente até um potencial de 0,7 V_{ECS} nestas condições. A passivação do NiTi inviabiliza o uso desta solução como eletrólito, uma vez que a taxa de dissolução é desprezível neste meio. O mesmo comportamento não pôde ser observado na solução de

[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, na qual a densidade de corrente sofre um aumento substancial a partir do potencial de eletrodo de -0,44 V_{ECS}, indicando a dissolução ativa do material.

A Figura 54 mostra a amperimetria referente à aplicação dos diferentes valores de potencial ao eletrodo plano de NiTi. Com base na curva gerada, os valores de corrente se mantiveram constantes para cada valor de potencial, sofrendo uma diminuição progressiva com a redução do potencial. Estes resultados sugerem que a aplicação de potenciais mais altos pode resultar na dissolução de uma maior massa de NiTi.

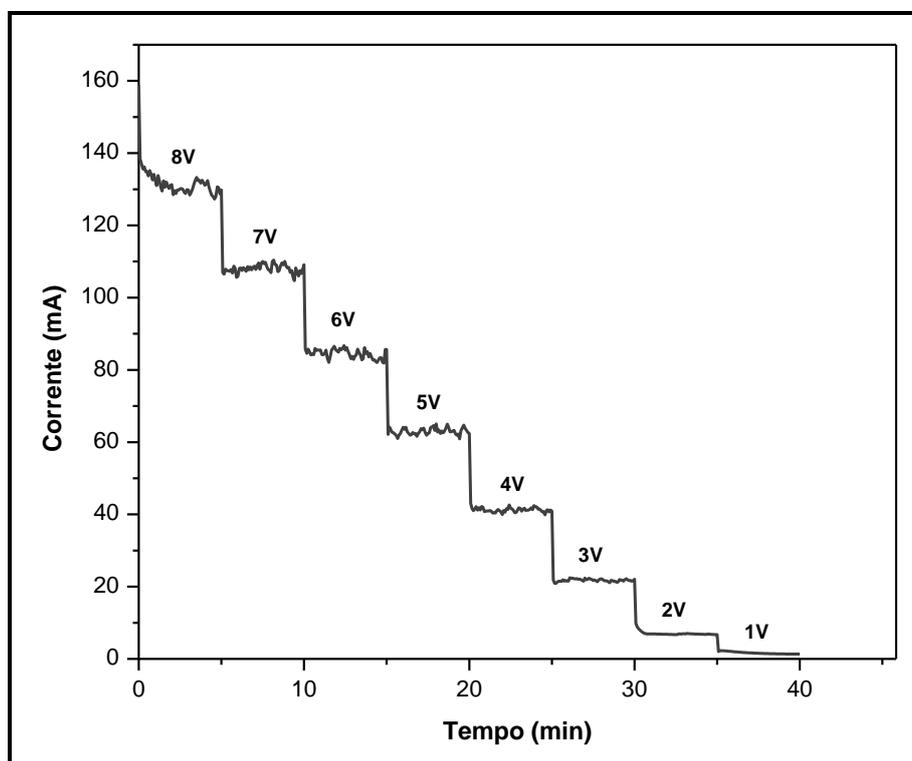


Figura 54 - Amperimetria referente à aplicação de diferentes valores de potencial ao eletrodo de NiTi plano. Cada valor de potencial foi aplicado durante 5 min.

5.1.2. Influência do pH da solução sobre a corrente

A Figura 55 mostra as amperimetrias registradas durante estes ensaios. Os valores médios da carga elétrica total de cada tipo de ensaio não apresentaram diferença significativa: 101,7 C em solução de pH 4,0 e 103,0 C em solução de pH 5,0. De acordo com estes resultados, o pH da solução não teve influência significativa sobre o tempo de dissolução e a carga elétrica gerada durante este processo.

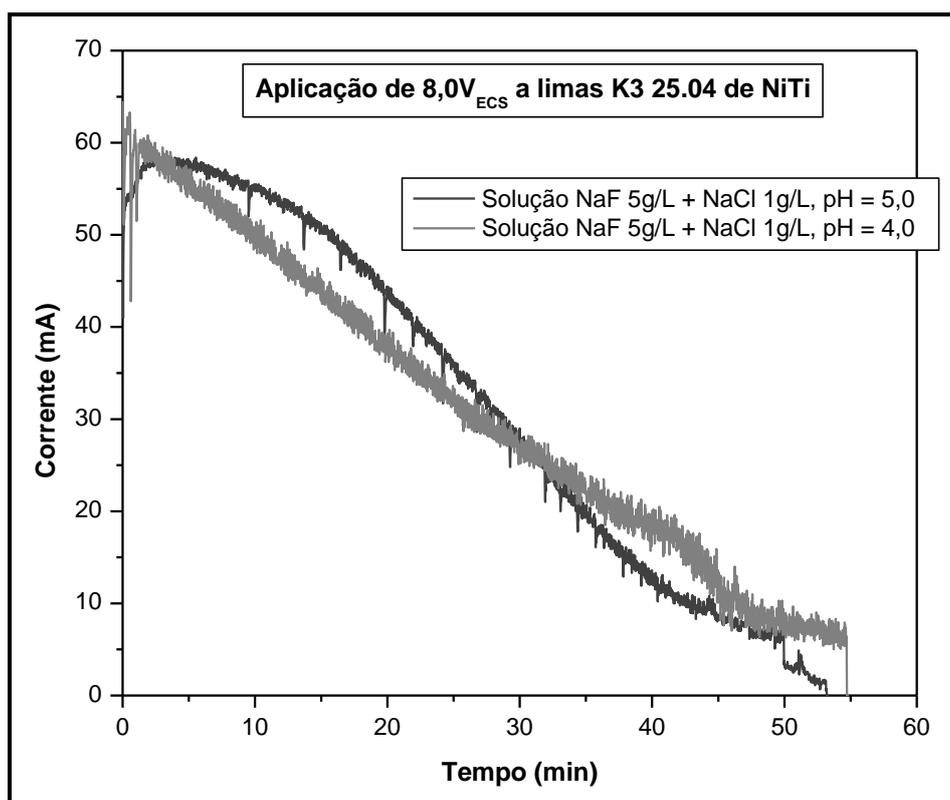


Figura 55 - Amperimetrias registradas durante a aplicação de um potencial de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em soluções aquosas de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], com diferentes valores de pH.

5.2. Caracterização da perda de massa referente à aplicação de 8,0 V_{ECS} a limas K3 de NiTi

A Figura 56 mostra o registro da corrente gerada durante a aplicação de um potencial constante de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi. Neste caso, o gráfico mostra

o registro de corrente da primeira lima ensaiada em cada intervalo de tempo. Os valores de corrente apresentaram um valor inicial máximo de aproximadamente 55 mA, sofrendo redução ao longo dos ensaios.

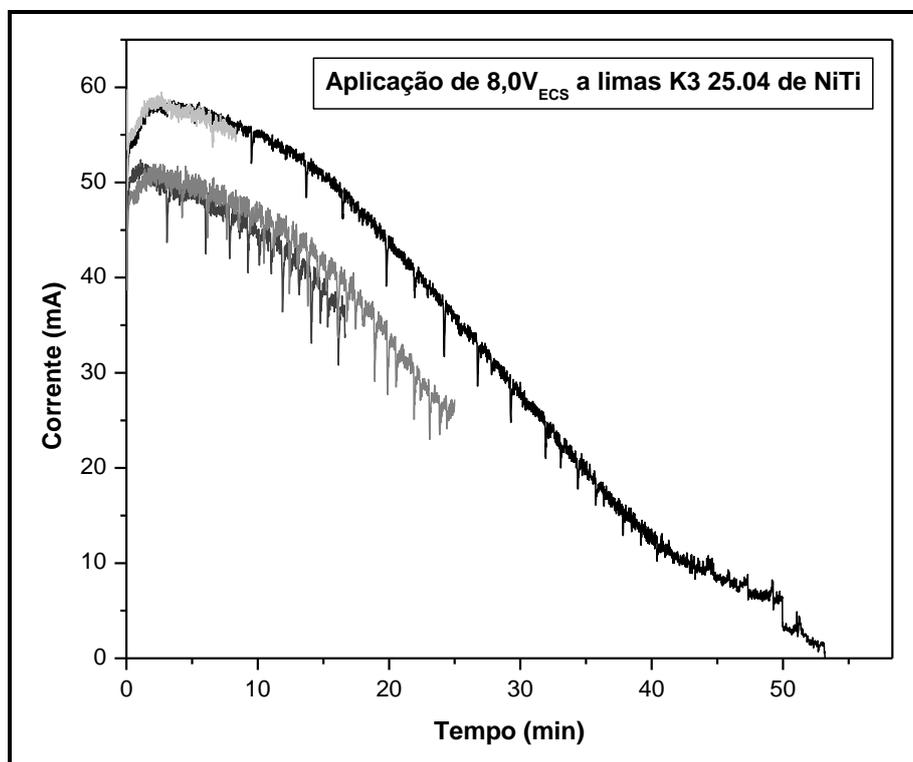


Figura 56 - Amperimetria registrada durante a aplicação de um potencial de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante diferentes intervalos de tempo.

A Tabela 7 mostra os valores médios de perda de massa e perda de comprimento das limas, bem como os valores médios da carga elétrica total gerada em cada intervalo de tempo. Estes valores experimentais de carga elétrica foram calculados com o objetivo de que outra forma de quantificar o metal dissolvido fosse obtida. Os valores de perda de massa e perda de comprimento evidenciaram um consumo progressivo das limas com o aumento do tempo de polarização (Figura 57).

Tabela 7 - Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi.

Tempo de Ensaio	8 min.	17 min.	25 min.	53 min.
Perda de Massa (mg)	0,82	1,68	2,52	3,64
Perda de comprimento (mm)	0,00	0,50	2,00	6,50
Carga elétrica (C)	27,61	52,41	68,63	96,99

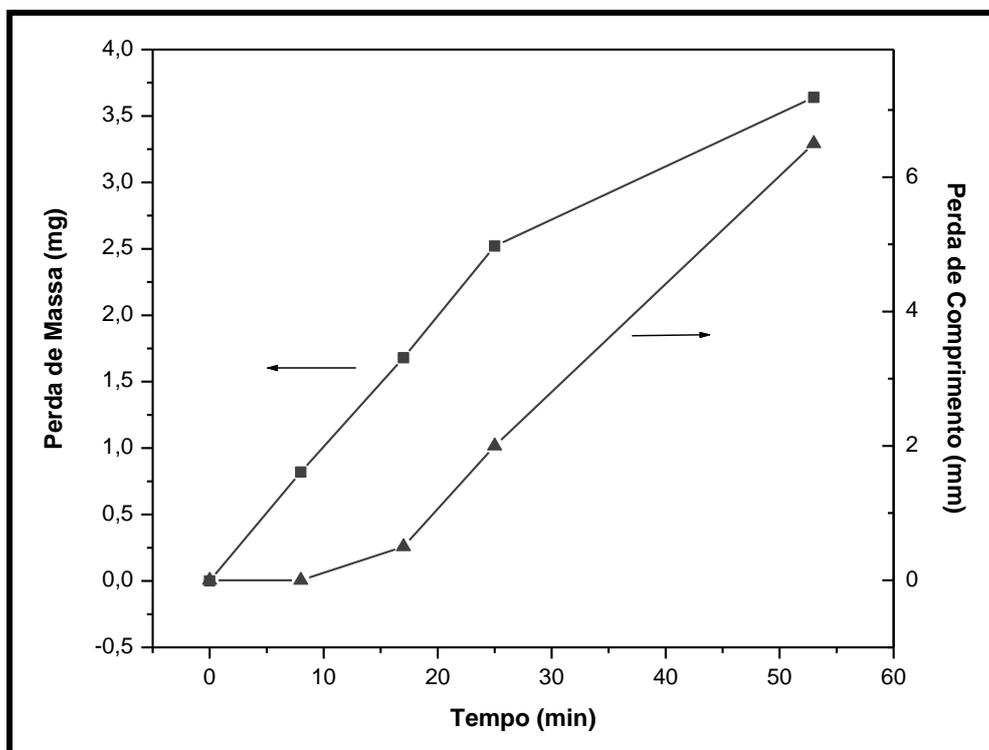


Figura 57 - Perda de massa e perda de comprimento de limas K3 25.04 de NiTi após aplicação de um potencial de 8,0 V_{ECS} em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.

A análise por microscopia eletrônica de varredura das limas submetidas à polarização mostrou uma superfície porosa, sendo que esta porosidade não foi observada nas limas novas equivalentes (Figura 58). As análises por microscopia óptica e pelo projetor de perfis evidenciaram um consumo progressivo das limas com o aumento do tempo de polarização (Figuras 59 e 60). A análise pelo projetor de perfis mostrou que a dissolução ocorrida se concentra na ponta das limas (Figura 60).

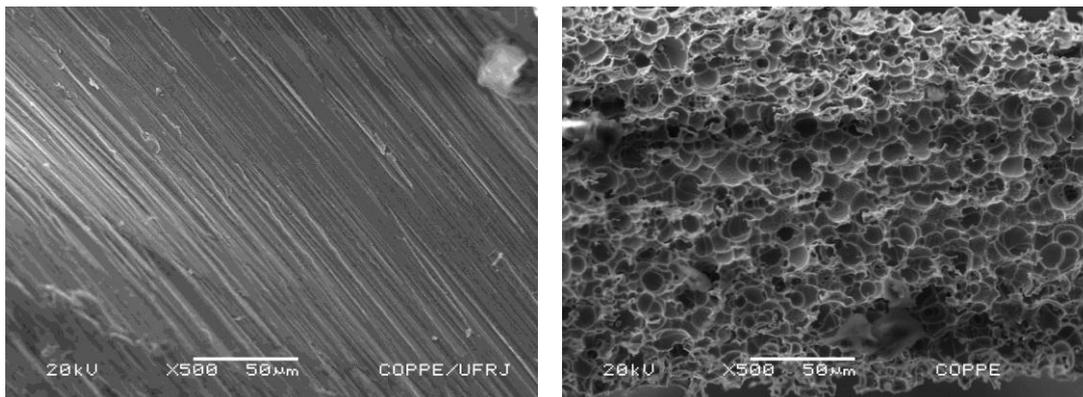


Figura 58 - Limas K3 25.04 de NiTi. À esquerda, uma lima como recebida; à direita, uma lima submetida à aplicação de um potencial de $8,0 V_{ECS}$ em solução aquosa de $[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L]$, $pH = 5,0$, durante 25 min (500x).

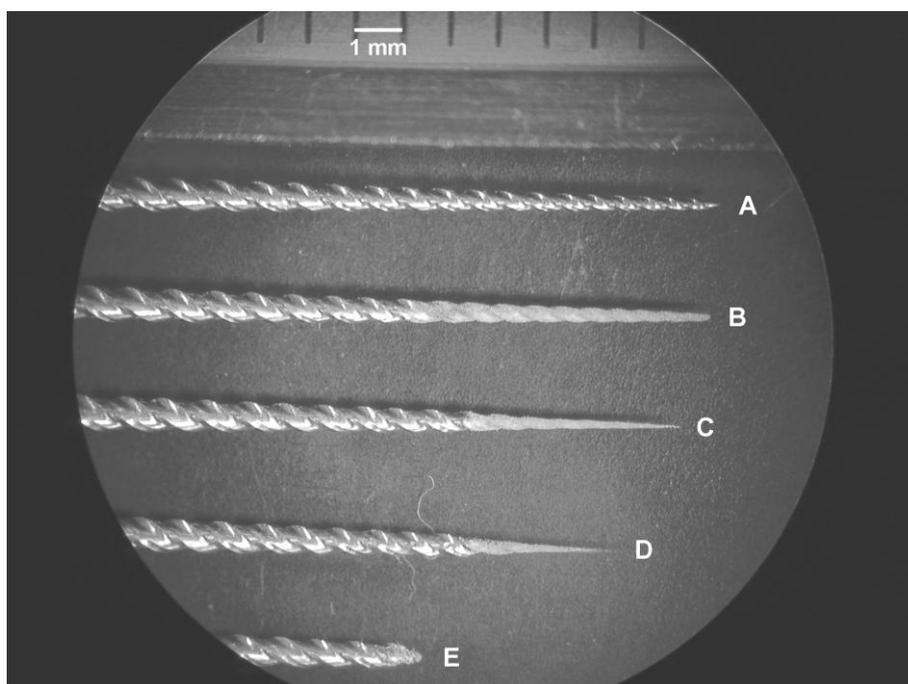


Figura 59 - Limas K3 25.04 de NiTi. (A) Lima nova; (B-E) limas submetidas à aplicação de um potencial de $8,0 V_{ECS}$ em solução aquosa de $[NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L]$, $pH = 5,0$, durante 8 min., 17 min., 25 min., 53 min., respectivamente (6,5x).

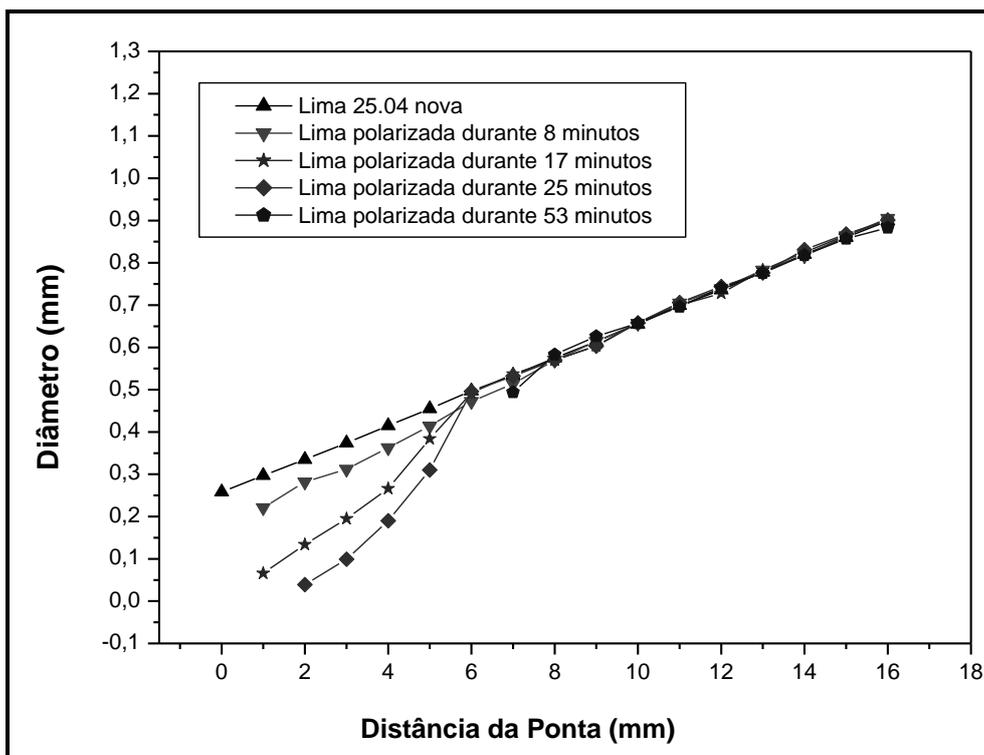


Figura 60 - Diâmetros de D0 a D16 de limas K3 25.04 submetidas à aplicação do potencial de 8,0 V_{ECS} em diferentes intervalos de tempo.

5.3. Polarizações realizadas com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V

5.3.1. Polarização do eletrodo plano de NiTi e de limas K3 25.04 de NiTi

A Figura 61 mostra os registros de corrente e de potencial do NiTi plano e das limas de NiTi polarizados com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. A reprodutibilidade dos resultados foi observada, sendo que o gráfico mostra a curva referente ao primeiro corpo de prova ensaiado em cada condição. Durante a polarização do eletrodo plano de NiTi, o potencial se manteve estável em torno de 7,0 V_{ECS}. Um perfil semelhante pôde ser observado no registro do potencial durante a polarização das limas de NiTi. Os valores de corrente gerados durante a polarização do NiTi plano atingiram valores próximos a 85 mA durante todo o ensaio. Durante a polarização das limas, os valores de corrente

atingiram um valor inicial de aproximadamente 50 mA e sofreram redução ao longo dos ensaios.

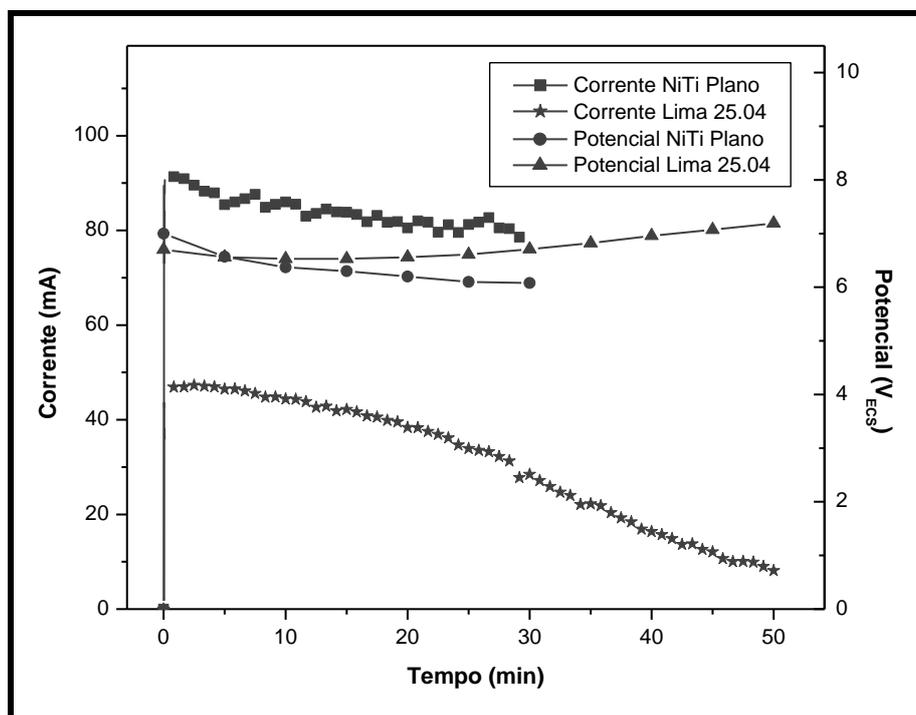


Figura 61 - Amperimetria e valores de potencial registrados durante a polarização de um eletrodo de NiTi plano e de uma lima K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, com uma bateria alcalina de 9,0 V.

5.3.2. Polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado

A Figura 62 mostra o registro da corrente gerada durante a polarização de um fragmento de lima K3 25.04 de NiTi com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V. Os valores de corrente variaram dentro de uma faixa entre 15 mA e 38 mA, sendo que durante a renovação da solução, os valores de corrente chegaram a zero. O valor médio das cargas elétricas totais geradas em cada ensaio foi igual a 39,18 C. A observação por visão direta dos fragmentos evidenciou a permanência destes no interior dos canais simulados. Além disso, a tentativa de ultrapassagem dos

fragmentos com uma lima manual #10 confirmou a obstrução dos canais simulados pelos fragmentos após os ensaios.

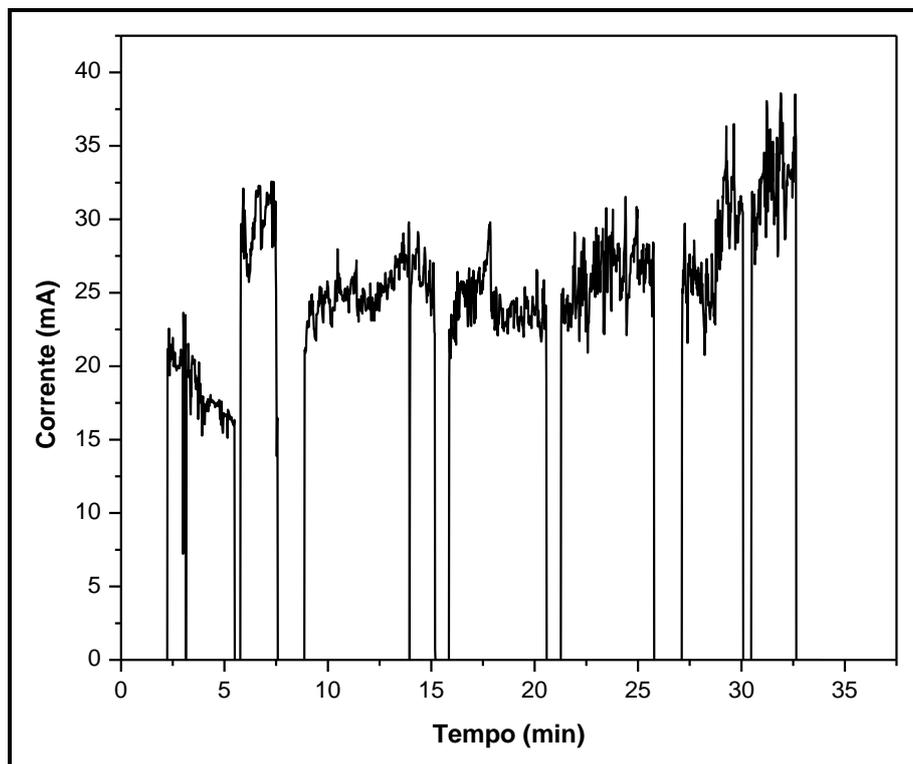


Figura 62 - Amperimetria registrada durante a tentativa de dissolução de um fragmento de 3,0 mm da ponta de uma lima K3 25.04 no interior de um canal simulado em bloco de resina.

5.4. Curva Redox da solução e Curvas de Polarização Anódica do NiTi

A Figura 63 mostra a curva Redox da solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 e a curva de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi nesta solução. O potencial redox da solução é de +0,28 V_{ECS} . A curva Redox mostra que a corrente é nula até o potencial de 1,2 V_{ECS} , a partir do qual sofre um aumento substancial. O potencial de eletrodo do NiTi nesta solução é de -0,11 V_{ECS} . A curva de polarização anódica do NiTi mostra que a corrente sofre um aumento substancial desde o potencial de eletrodo até o potencial de +0,5 V_{ECS} , a partir do qual ela passa a sofrer uma pequena queda até o potencial de +1,2 V_{ECS} . Acima deste potencial, a corrente

sofre um aumento maior em relação àquele observado entre $-0,11 V_{ECS}$ e $+0,5 V_{ECS}$. Estes resultados evidenciam a dissolução ativa do material neste meio durante todo o processo.

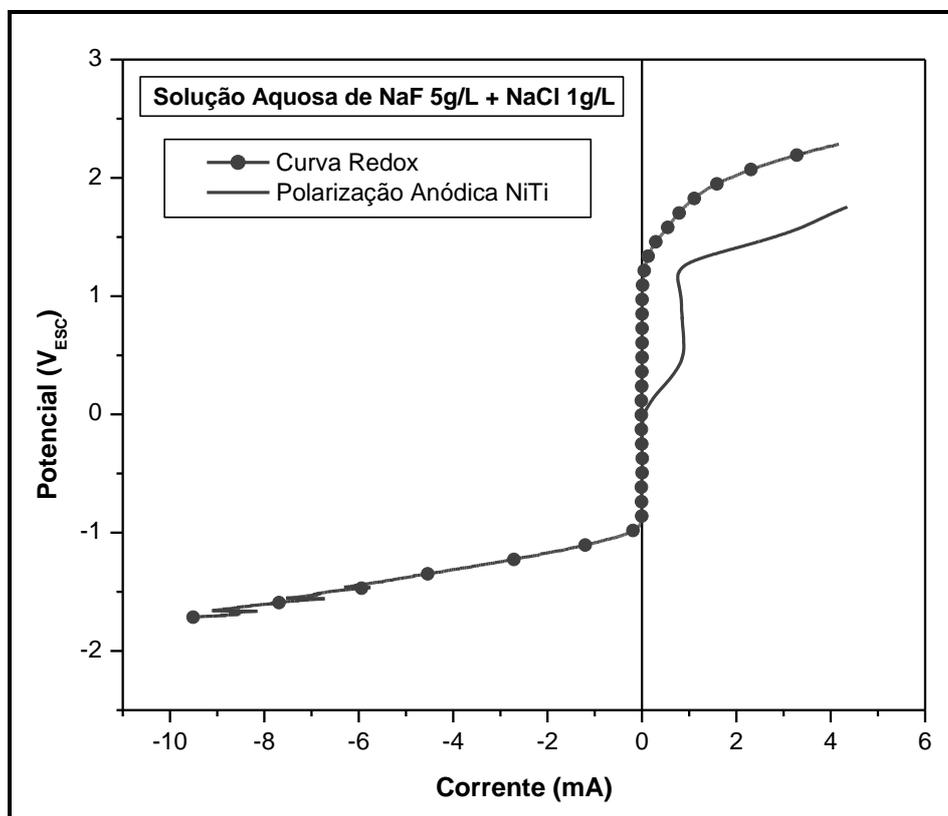


Figura 63 – Curva Redox da solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 e Curvas de Polarização Anódica do eletrodo plano de NiTi na mesma solução.

A Figura 64 mostra a análise por microscopia óptica do eletrodo plano de NiTi antes e após a polarização. A imagem do eletrodo obtida após a polarização evidencia a presença de regiões de corrosão.

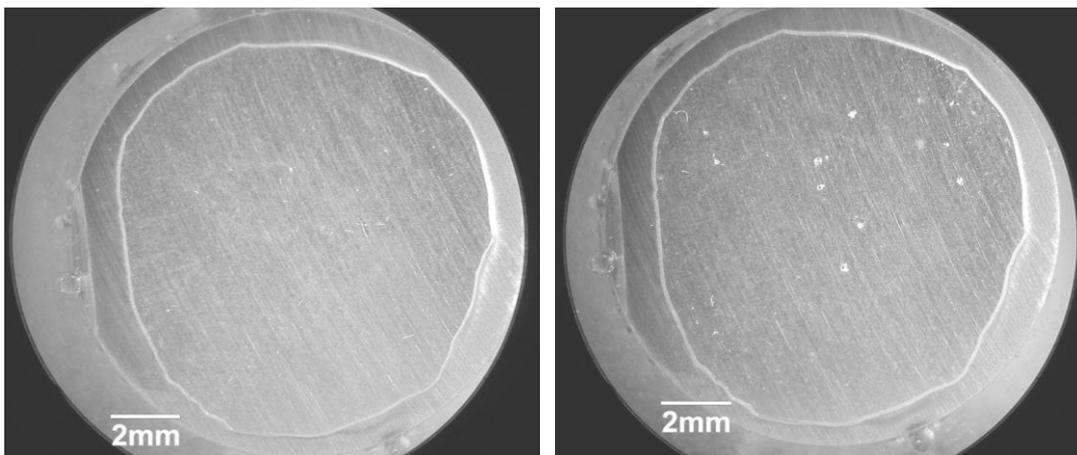


Figura 64 - Análise por microscopia óptica do eletrodo plano de NiTi. À esquerda, o eletrodo polido; à direita, o eletrodo após a polarização anódica.

5.5. Ensaio de perda de massa referentes à aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a limas K3 de NiTi

A Figura 65 mostra o registro da corrente gerada durante a aplicação de um potencial constante de $0,7 V_{ECS}$ a limas K3 25.04 de NiTi em diferentes intervalos de tempo. Uma boa reprodutibilidade dos resultados foi observada. Os valores de corrente atingiram um valor inicial de aproximadamente 3,5 mA e sofreram redução ao longo dos ensaios. A Tabela 8 mostra os valores médios de perda de massa e da carga elétrica total obtidos em cada intervalo de tempo. Os valores de perda de massa evidenciaram um consumo progressivo das limas com o aumento do tempo de polarização (Figura 66).

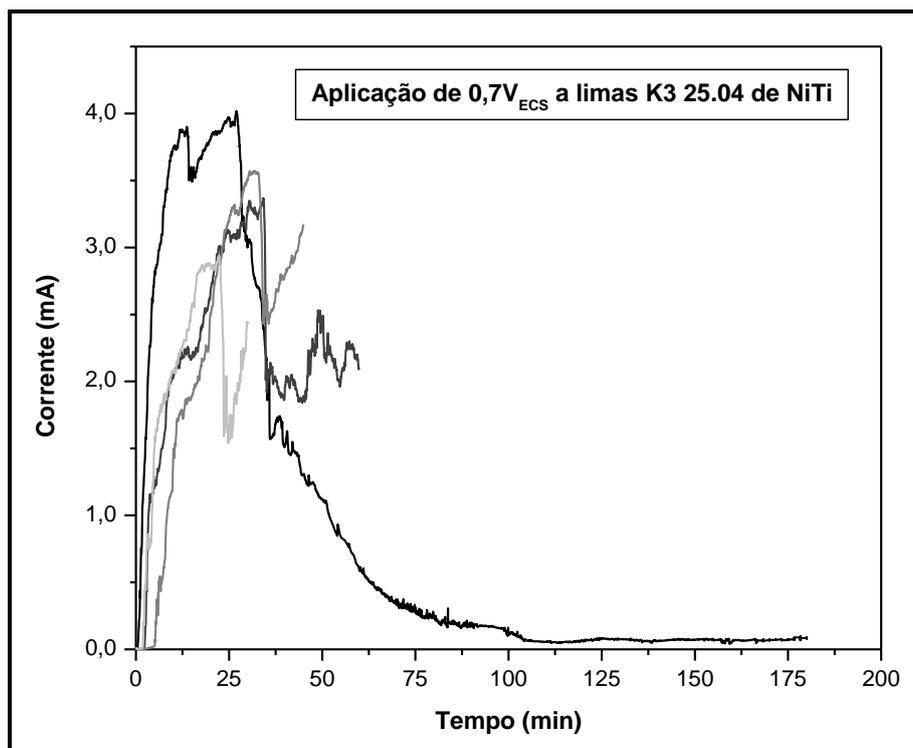


Figura 65 - Amperimetria registrada durante a aplicação de um potencial de 0,7 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante diferentes intervalos de tempo.

Tabela 8 - Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de 0,7 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi.

Tempo de Ensaio	30 min	45 min	60 min	180 min
Perda de Massa (mg)	0,50	1,40	2,30	3,40
Carga elétrica (C)	3,55	5,9	7,93	9,52

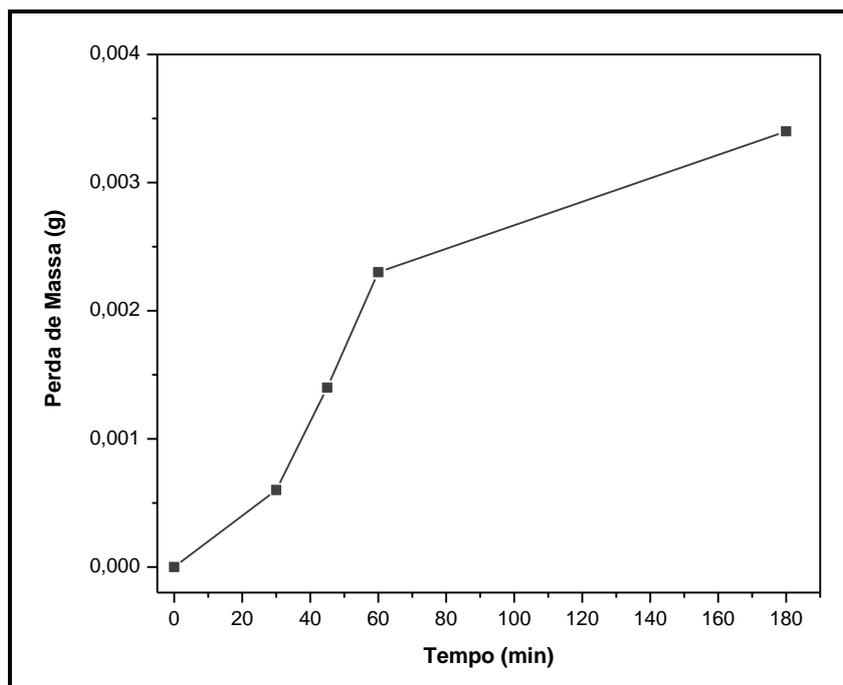


Figura 66 - Perda de massa de limas K3 25.04 de NiTi após aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.

A Figura 67 mostra a análise por microscopia eletrônica de varredura de uma lima submetida à polarização de $0,7 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante 60 minutos. As imagens mostram a dissolução generalizada da ponta da lima. A análise por EDS mostra a manutenção dos picos do Ni e do Ti nas regiões de corrosão mais intensa (Figura 68).

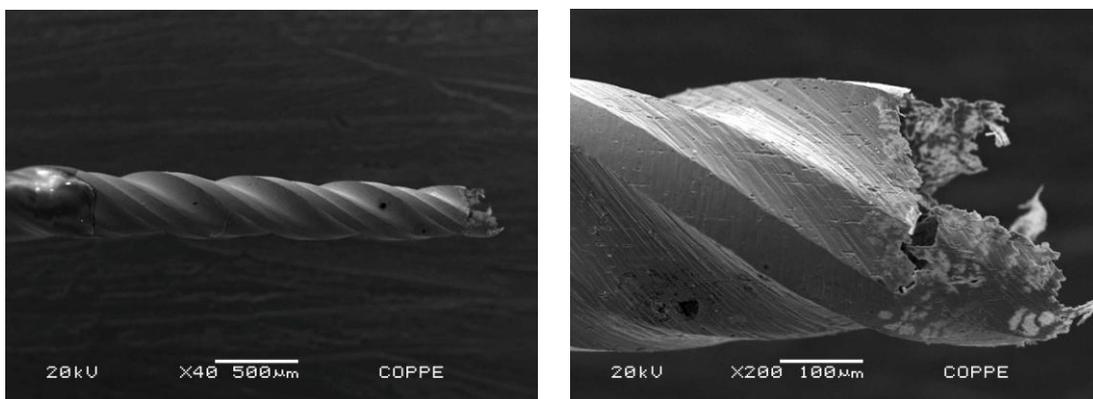


Figura 67 - Lima K3 25.04 de NiTi submetida à aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, durante 60 min. À esquerda, o aumento de 40x; à direita aumento de 200x.

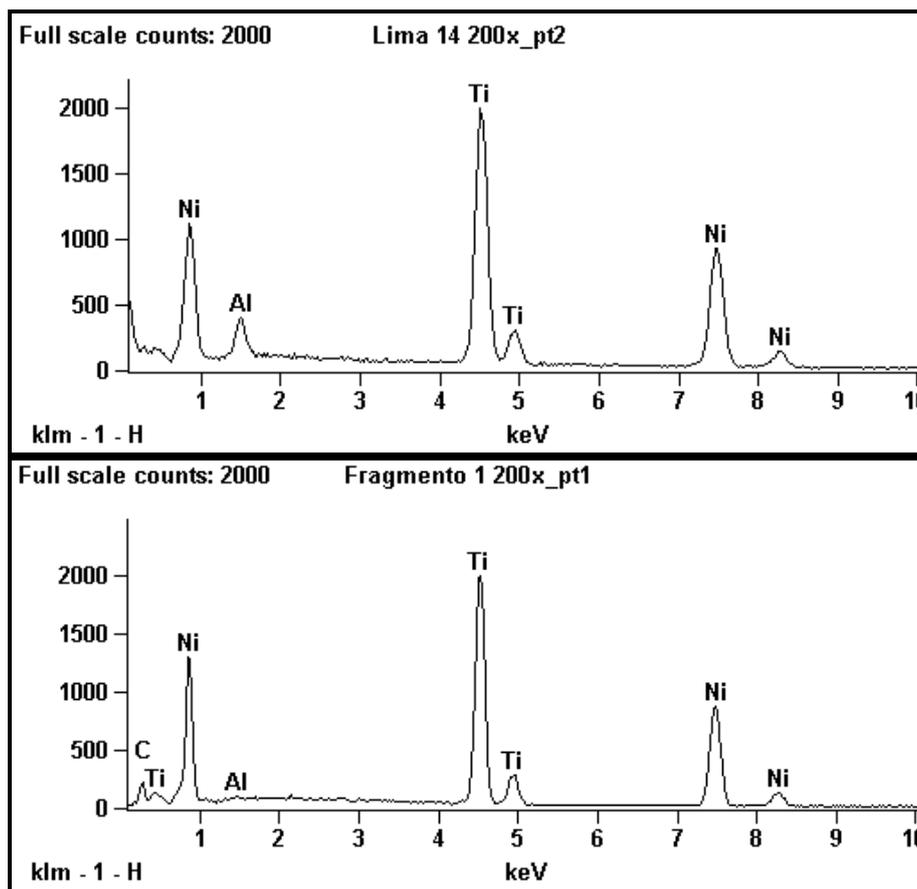


Figura 68 - Análise por EDS de limas K3 25.04 de NiTi. Em cima, uma lima como recebida; em baixo, uma lima submetida a um potencial de 0,7 V_{ESC} durante 60 minutos.

5.6. Aplicação de 0,7 V_{ECS} ao NiTi através de uma ponta de platina 20.04

5.6.1. Polarização do NiTi Plano

A Figura 69 mostra a amperimetria registrada durante a primeira polarização do eletrodo plano de NiTi através de uma ponta de platina 20.04. Os valores de corrente gerados durante a polarização do eletrodo plano de NiTi atingiram valores próximos a 0,7 mA durante todo o ensaio. A Figura 70 mostra a análise por microscopia óptica do eletrodo plano de NiTi antes e após a polarização. A imagem do eletrodo obtida após a polarização evidencia a presença de regiões de corrosão.

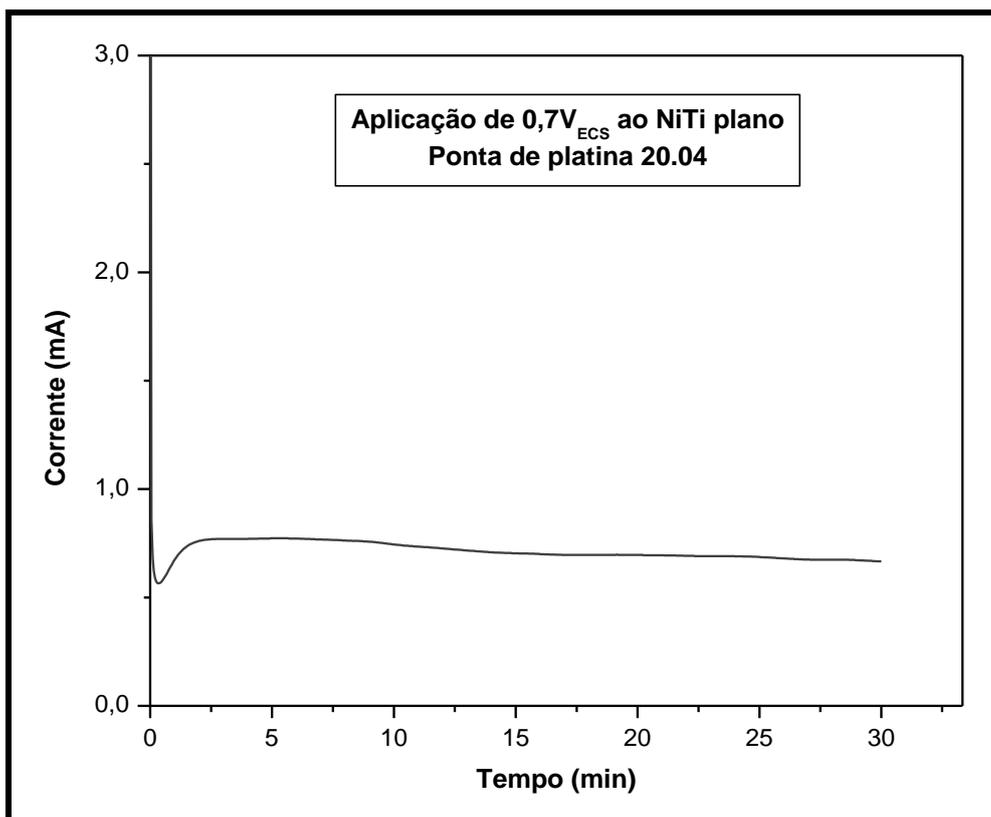


Figura 69 - Registro da corrente com o tempo de uma ponta de Pt em contato com o NiTi plano.

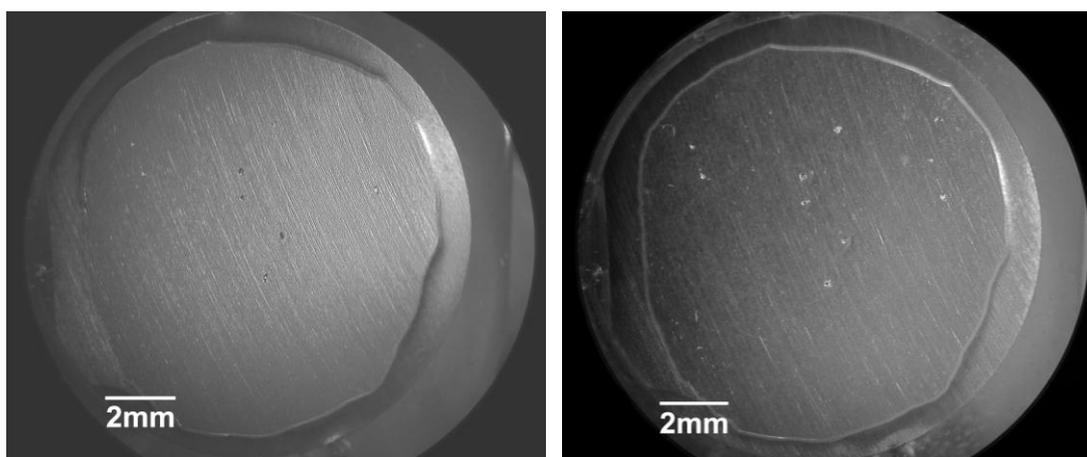


Figura 70 - Análise por microscopia óptica do eletrodo plano de NiTi. À esquerda, o eletrodo polido; à direita, o eletrodo após a polarização anódica através da ponta de platina.

5.6.2. Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado

A Figura 71 mostra o registro da corrente gerada durante a aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ por meio de uma ponta de platina 20.04 a um fragmento de lima no interior de um canal simulado. Os valores de corrente oscilaram dentro de uma faixa entre $0,0 \text{ mA}$ e $0,3 \text{ mA}$ durante todo o ensaio. A média dos valores totais de carga elétrica gerada foi igual a $0,585 \text{ C}$. A observação por visão direta dos fragmentos evidenciou a permanência destes no interior dos canais simulados. Além disso, a tentativa de ultrapassagem dos fragmentos com uma lima manual #10 confirmou a obstrução dos canais simulados pelos fragmentos após os ensaios.

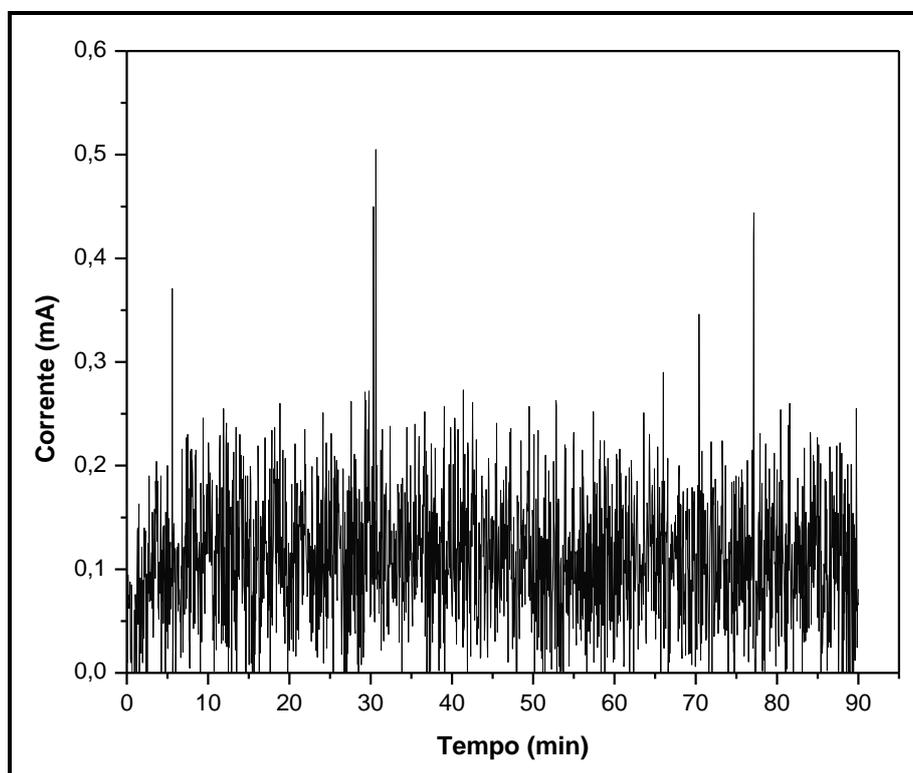


Figura 71 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a um fragmento de lima 25.04 no interior de um canal simulado por meio de ponta de platina 20.04.

5.7. Estudo de diferentes materiais para a realização do contato elétrico

A Figura 72 mostra a análise por microscopia óptica de limas endodônticas revestidas com ouro. No topo, uma lima manual #08 de aço revestida com ouro e uma lima manual #10 de aço sem revestimento; Na base, uma lima rotatória 10.04 de NiTi revestida com ouro e uma lima #10 de aço sem revestimento. As imagens mostram que os instrumentos revestidos apresentam dimensões próximas daquela de uma lima manual #10 sem revestimento. Além disso, é possível observar a perda de continuidade do revestimento em diversos segmentos da lima, principalmente próximo ao fio de corte.

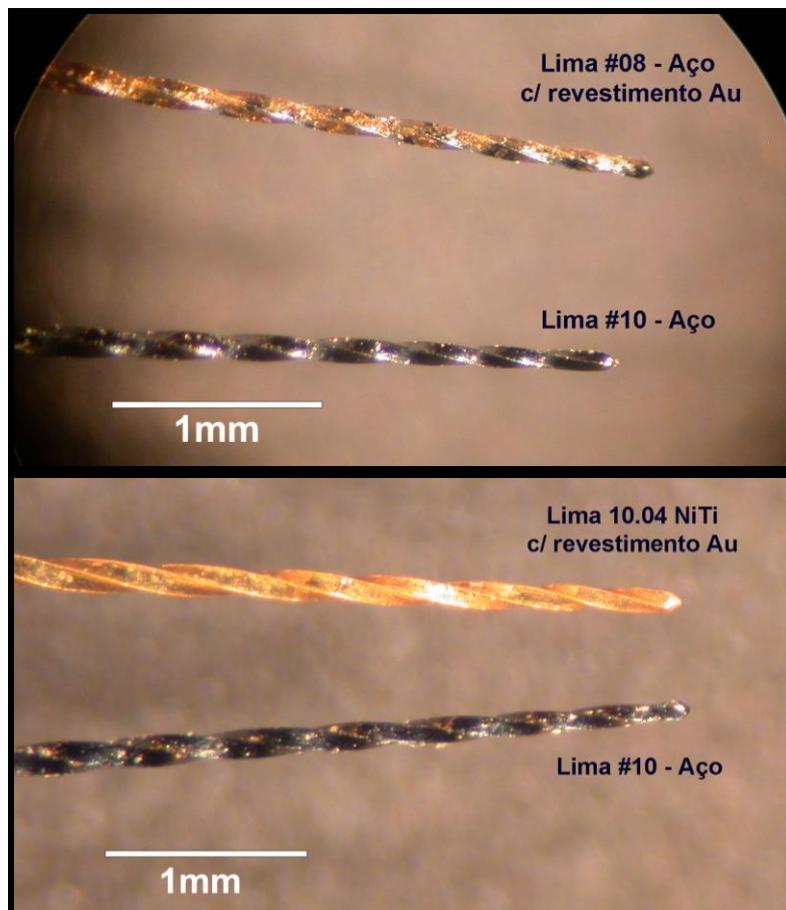


Figura 72 - Análise por microscopia óptica de limas endodônticas revestidas com ouro. No topo, uma lima manual #08 de aço revestida com ouro e uma lima manual #10 de aço sem revestimento; Na base, uma lima rotatória 10.04 de NiTi revestida com ouro e uma lima #10 de aço sem revestimento.

A Figura 73 mostra os registros do potencial com o tempo das limas revestidas e do eletrodo plano de Au/Pt/Ag/Pd na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Os valores de potencial do eletrodo plano de Au/Pt/Ag/Pd tenderam a ficar estáveis numa faixa entre $-0,05 V_{ECS}$ e $+0,10 V_{ECS}$. O mesmo ocorreu com os valores de potencial das limas de aço revestidas com ouro, sendo a faixa de potencial entre $-0,20 V_{ECS}$ e $-0,05 V_{ECS}$. No caso das limas de NiTi revestidas com ouro, o potencial apresentou um valor inicial próximo de $-0,20 V_{ECS}$, sofrendo uma queda durante o ensaio com uma tendência de estabilidade num potencial próximo de $-0,40 V_{ECS}$.

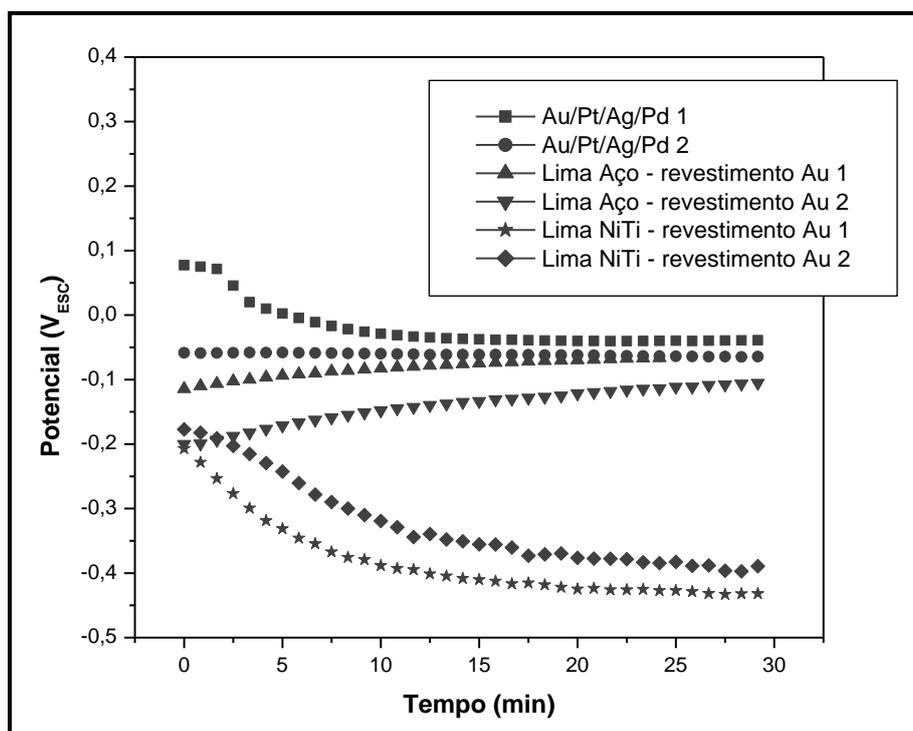


Figura 73 - Registro do potencial com o tempo das limas revestidas com ouro e do eletrodo plano de Au/Pt/Ag/Pd na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.

A Figura 74 mostra as amperimetrias registradas durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ às limas revestidas com ouro na solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Os valores de corrente resultantes da polarização das limas de aço oscilaram dentro de uma faixa de 0,0 mA a 1,0 mA. A corrente resultante da

polarização das limas de NiTi apresentou valores iniciais próximos de 0,5 mA, sofrendo aumento durante todo o ensaio até valores próximos de 7,0 mA.

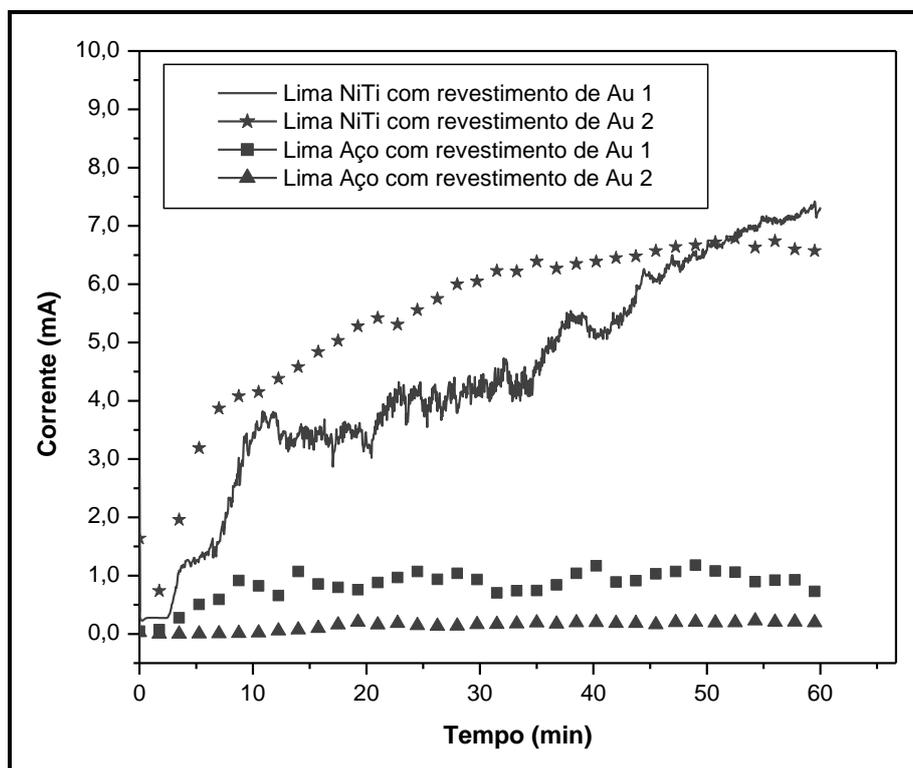


Figura 74 - Amperimetria registrada durante a aplicação de 0,7 V_{ECS} a limas de NiTi e de aço revestidas com ouro na solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.

5.8. Aplicação de 0,7 V_{ECS} ao NiTi através de um fio de platina de 0,1 mm de diâmetro

5.8.1. Polarização do NiTi plano

A Figura 75 mostra a amperimetria registrada durante a polarização do NiTi plano através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Os valores de corrente gerados durante a polarização do NiTi plano atingiram valores próximos a 1,6 mA durante todo o ensaio.

A queda dos valores de corrente observada no intervalo entre 40 e 55 minutos de ensaio está relacionada à perda de contato entre a ponta de platina e o NiTi.

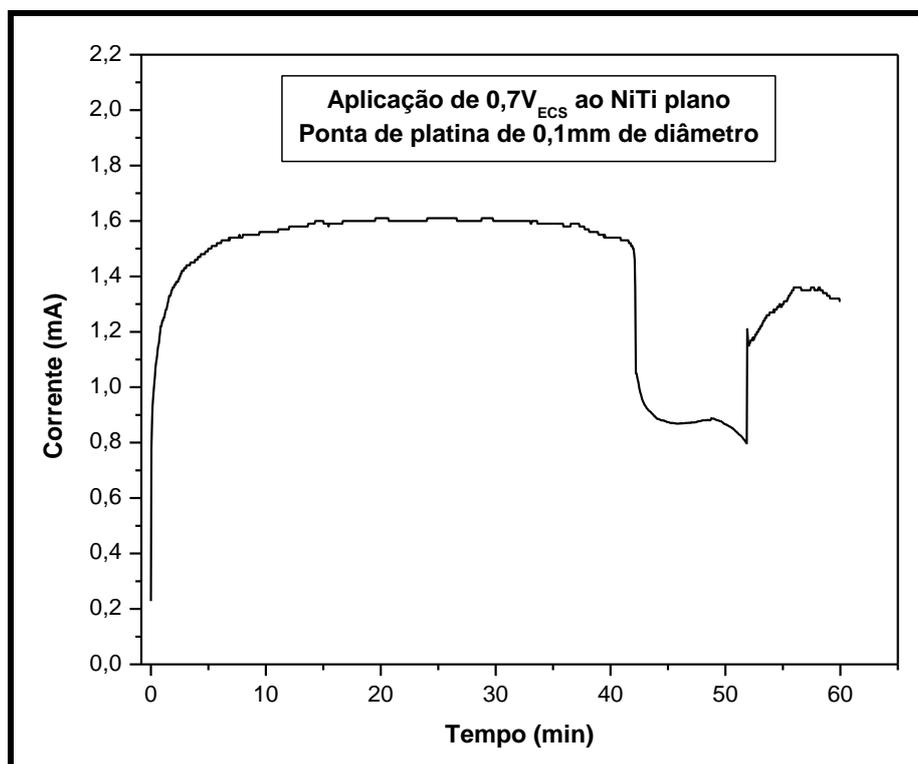


Figura 75 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ ao NiTi plano através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.

5.8.2. Polarização de fragmentos de limas de NiTi embutidas em resina

A Figura 76 mostra a amperimetria registrada durante a polarização de fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D14 exposta à solução. Em um dos ensaios, a corrente ficou estável em 0,0 mA até o final da polarização. Nos outros três ensaios, a corrente ficou estável em 0,0 mA até um determinado momento, quando sofreu um aumento de aproximadamente 1,75 mA, e permaneceu oscilando próximo a este valor. O tempo de ensaio decorrido até o aumento da corrente variou entre os fragmentos.

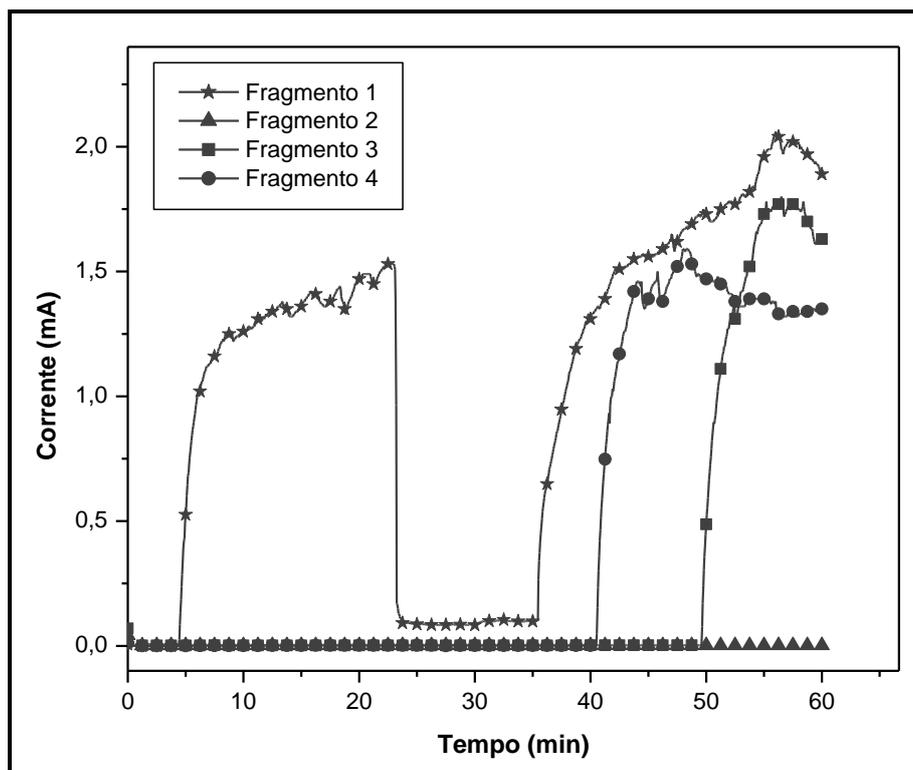


Figura 76 - Amperimetria registrada durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a fragmentos de limas K3 30.06 de NiTi seccionadas em D14, através de uma ponta de platina de $0,1$ mm de diâmetro.

A Figura 77 mostra a amperimetria registrada durante a aplicação alternada de $0,7 V_{ECS}$ e $3,0 V_{ECS}$ a fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D14 exposta à solução. Durante os cinco minutos iniciais, a corrente permaneceu nula. Do sexto ao décimo minuto, a corrente sofreu um aumento de aproximadamente $1,80$ mA e permaneceu oscilando próxima a este valor. Ao final deste período, a corrente sofreu uma queda brusca, mas rapidamente voltou a oscilar dentro de uma faixa entre $1,75$ mA e $2,25$ mA até os 40 minutos, quando passou a sofrer uma queda gradativa até o final do ensaio.

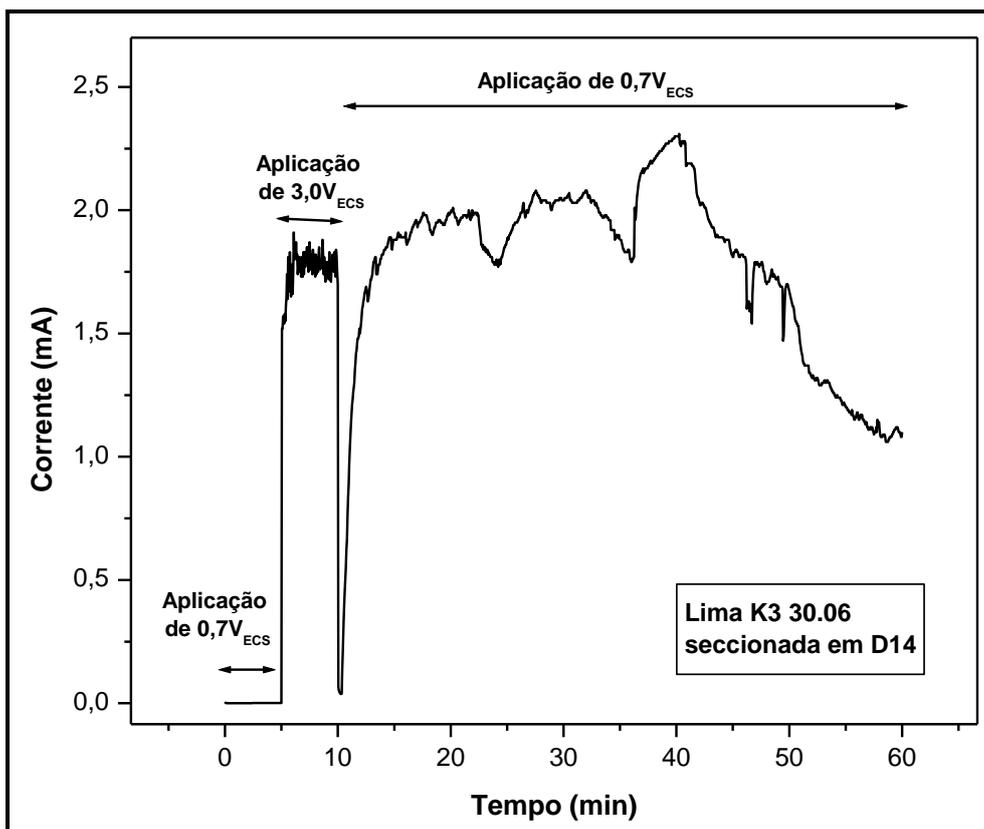


Figura 77 - Amperimetria registrada durante a aplicação alternada de $0,7 V_{ECS}$ e $3,0 V_{ECS}$ a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D14, através de uma ponta de platina de $0,1 \text{ mm}$ de diâmetro.

Um perfil semelhante de corrente resultou da aplicação alternada de $0,7 V_{ECS}$ e $3,0 V_{ECS}$ a fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D6 exposta à solução (Figura 78). Entretanto, do sexto ao décimo minuto a corrente oscilou próxima a $1,00 \text{ mA}$. Após a queda brusca ocorrida aos 10 minutos, a corrente permaneceu estável em $1,40 \text{ mA}$ até os 30 minutos, quando começou a oscilar entre $0,00 \text{ mA}$ e $1,50 \text{ mA}$.

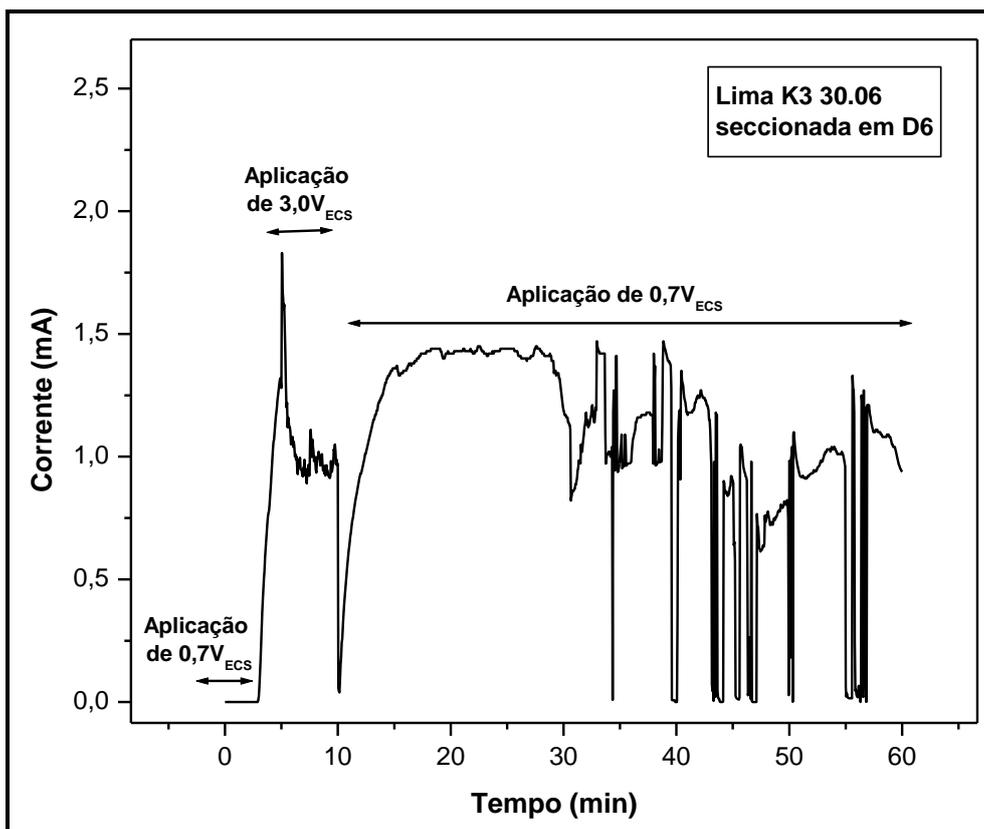


Figura 78 - Amperimetria registrada durante a aplicação alternada de $0,7 V_{ECS}$ e $3,0 V_{ECS}$ a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D6, através de uma ponta de platina de $0,1$ mm de diâmetro.

As Figuras 79 e 80 mostram as amperimetrias registradas durante a polarização de fragmentos previamente submetidos ao atrito com uma ponta fina acionada pela vibração ultrassônica. A polarização da secção transversal correspondente ao D14 da lima resultou em correntes próximas de $2,50$ mA desde o início do ensaio até 30 minutos. Na segunda metade do ensaio, a corrente oscilou entre $0,00$ mA e $2,75$ mA (Figura 79).

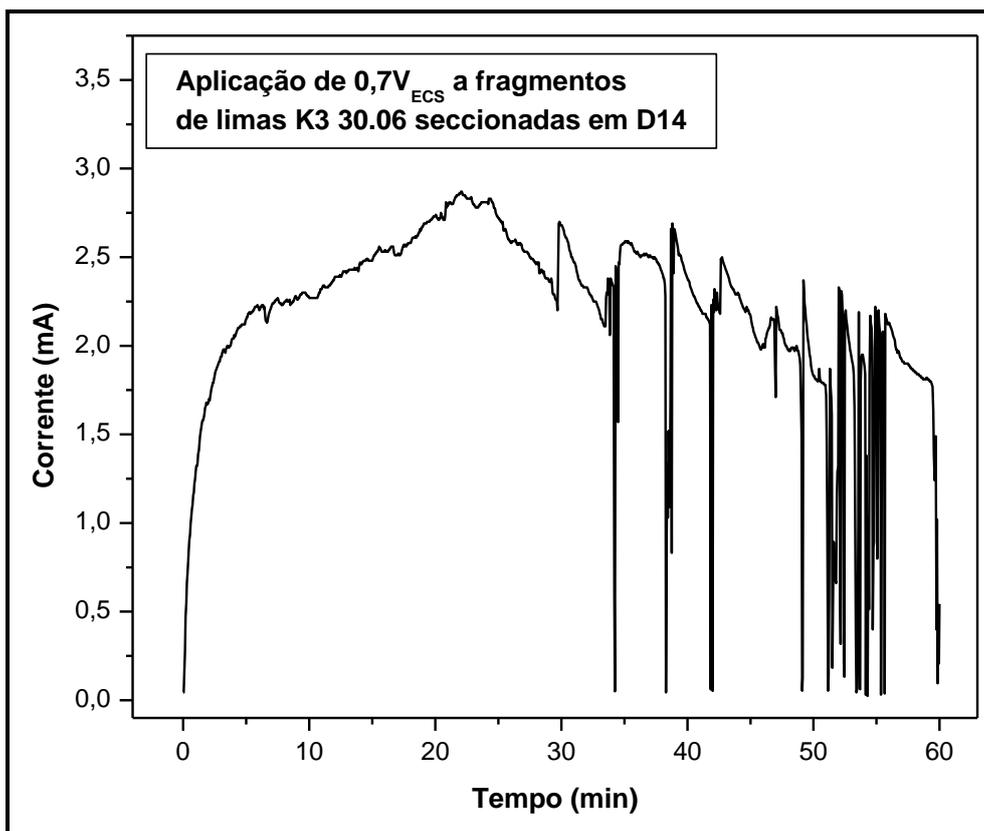


Figura 79 - Amperimetria registrada durante a aplicação de 0,7 V_{ECS} a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D14, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro. A superfície do fragmento foi previamente submetida ao atrito com uma ponta fina ativada por vibração ultrassônica.

Já nos ensaios de polarização da secção transversal correspondente ao D3 da lima, a corrente oscilou entre 0,00 mA e 1,5 mA nos primeiros 120 minutos de ensaio, sendo os picos de corrente sofreram uma redução gradativa neste intervalo. A partir daí, a oscilação se deu entre 0,00 mA e 0,30 mA até o final do ensaio (Figura 80). As imagens radiográficas obtidas antes e após o ensaio de polarização da secção transversal correspondente ao D3 da lima mostram uma redução significativa do comprimento do fragmento após o ensaio (Figura 81).

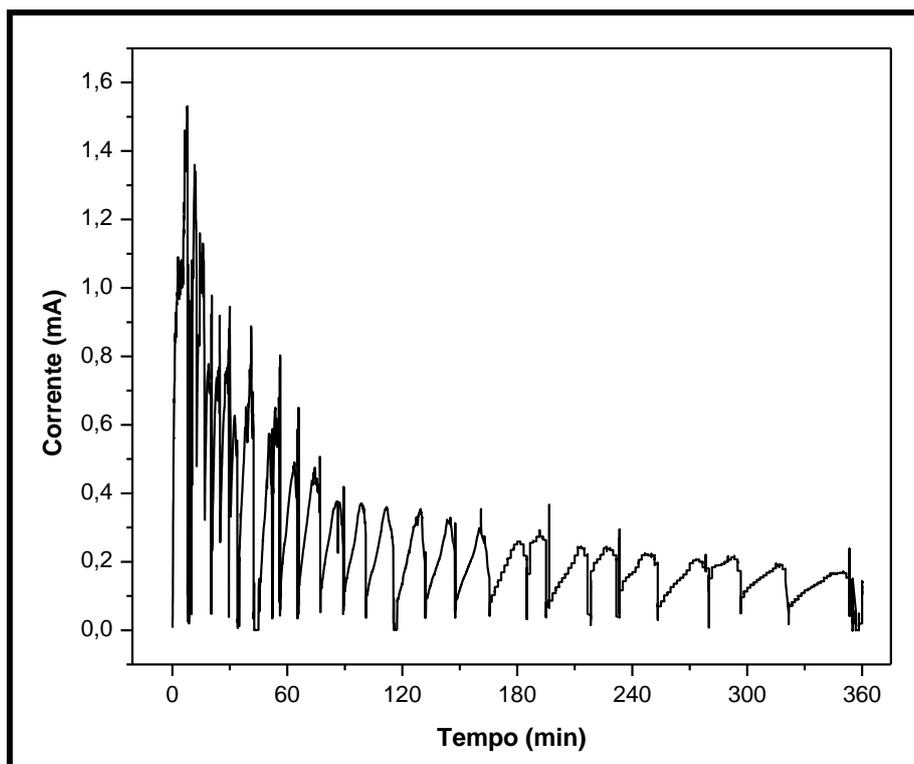


Figura 80 - Amperimetria registrada durante a aplicação de 0,7 V_{ECS} a um fragmento de lima K3 30.06 de NiTi seccionada em D3, através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro. A superfície do fragmento foi previamente submetida ao atrito com uma ponta fina ativada por vibração ultrassônica.

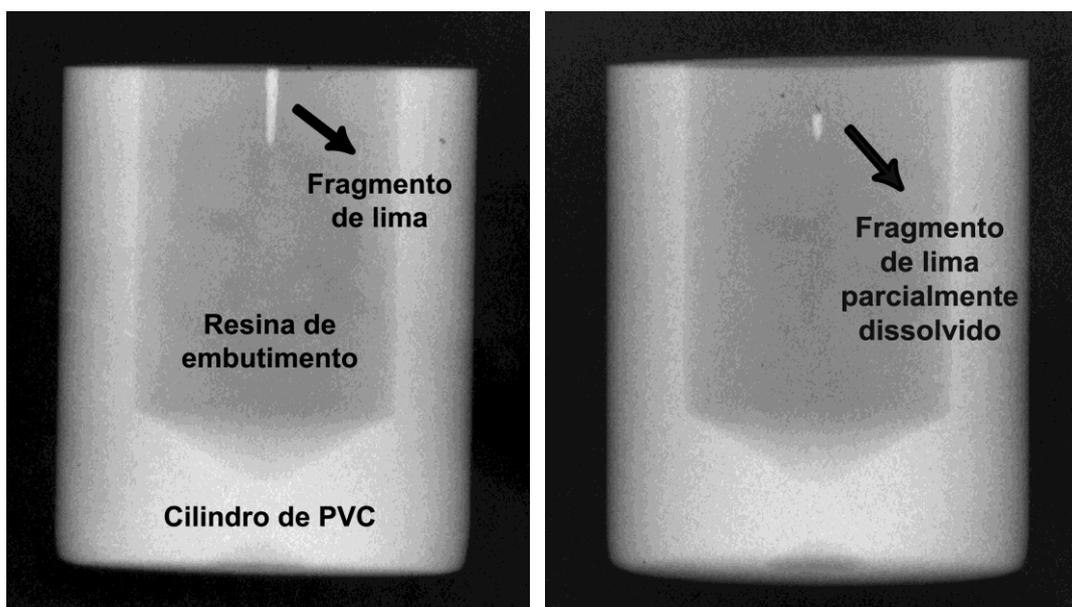


Figura 81 - Imagens radiográficas das limas seccionadas em D3 antes e após a polarização, à esquerda e à direita, respectivamente.

5.8.3. Polarização de uma lima fraturada em um canal simulado

A Figura 82 mostra os registros da corrente gerada durante a aplicação de um potencial de $0,7 V_{ECS}$ por meio de uma ponta de platina de $0,1 \text{ mm}$ de diâmetro a fragmentos de lima no interior de canais simulados. Os valores iniciais de corrente variaram dentro de uma faixa entre $0,05 \text{ mA}$ e $0,17 \text{ mA}$. A corrente apresentou uma queda gradual durante os ensaios, assumindo valores finais entre $0,05 \text{ mA}$ e $0,08 \text{ mA}$.

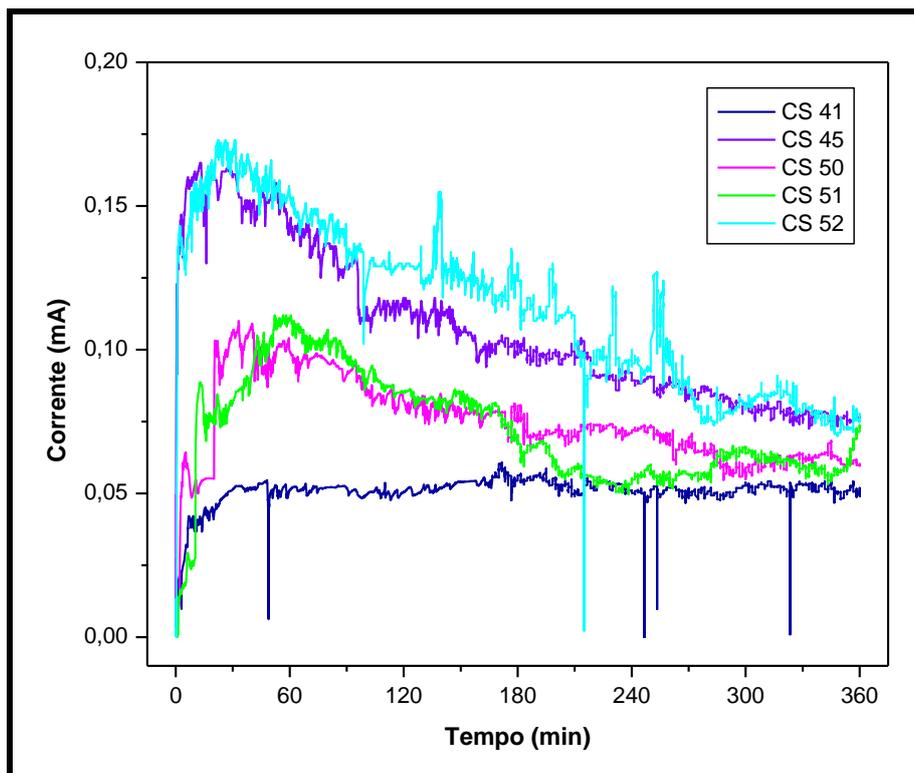


Figura 82 - Amperimetrias registradas durante a aplicação de $0,7 V_{ECS}$ a fragmentos de limas 25.04 no interior de canais simulados por meio de uma ponta de platina de $0,1 \text{ mm}$ de diâmetro.

A Tabela 9 mostra os valores totais de carga elétrica gerada durante os ensaios e os respectivos valores teóricos de perda de massa. Os valores teóricos de perda de massa foram calculados aplicando-se a Lei de Faraday da eletrólise*, assumindo a dissolução equivalente do Ni e do Ti. As Figuras 83 A e B mostram as imagens radiográficas de um fragmento de lima presente no interior de um canal

* $m = e.i.t$ onde m = massa em gramas, e = equivalente eletroquímico, i = intensidade da corrente elétrica em ampère, t = tempo em segundo

simulado antes e após o ensaio de polarização. Estas imagens mostram a dissolução parcial do fragmento em decorrência da polarização. A Figura 83C mostra a ultrapassagem do fragmento por uma lima manual #10 após o ensaio.

Tabela 9 - Valores de carga elétrica gerados durante a polarização dos fragmentos no interior de canais simulados e os respectivos valores teóricos de perda de massa

	Carga elétrica (C)	Perda de massa teórica (mg)
CS 41	1,10	0,31
CS 45	2,32	0,65
CS 50	1,62	0,45
CS 51	1,56	0,44
CS 52	2,49	0,70
média	1,82	0,51

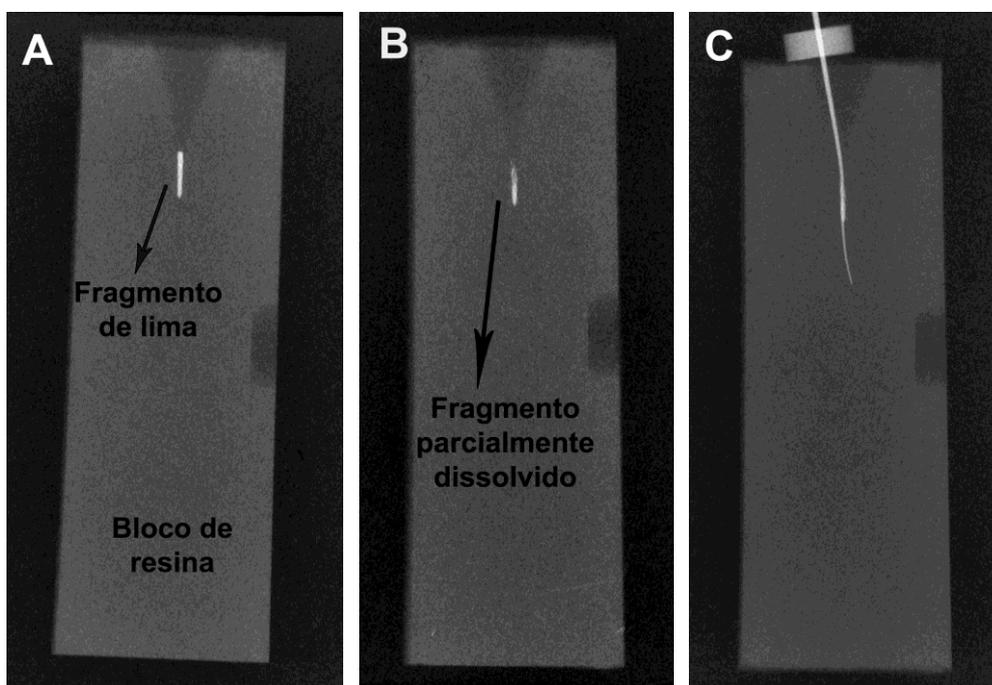


Figura 83 - Imagens radiográficas de um fragmento de lima submetido à polarização no interior de um canal simulado. (A) Imagem obtida antes do ensaio; (B) imagem obtida após o ensaio; (C) imagem de uma lima manual #10 ultrapassando o fragmento após o ensaio.

6. DISCUSSÃO

O conceito de remoção de instrumentos fraturados por processo eletroquímico é baseado na dissolução de uma liga metálica em meio aquoso, requerendo a existência de um anodo, um catodo e um eletrólito. O eletrólito deve apresentar uma composição variável de acordo com o metal a ser dissolvido, sendo necessário que o metal seja suscetível à dissolução neste meio. Desta forma, desde que o catodo seja composto por um metal com valor de potencial mais alto em relação ao anodo, a transferência de elétrons do metal a ser dissolvido para o catodo tende a ocorrer naturalmente, mesmo sem uma sobretensão. Entretanto, este processo seria muito lento para ser utilizado durante o tratamento endodôntico. Conseqüentemente, uma sobretensão deve ser aplicada para acelerar a transferência de elétrons e a liberação de íons metálicos para a solução. Este processo poderia apresentar riscos se a corrente elétrica fosse conduzida pelos tecidos humanos. Entretanto, o sistema de canais radiculares é envolvido por dentina e cimento, que são isolantes elétricos (NEKOOFFAR *et al.*, 2006). Como consequência, o trajeto que pode ser percorrido pela corrente fica restrito ao circuito externo.

Para que haja a dissolução do fragmento de lima, este deve ser conectado ao anodo através de uma ponta inerte que conduza corrente elétrica. Assim, a lima fraturada consiste no único metal susceptível à dissolução nas condições atingidas durante o processo. Esta ponta inerte e o catodo devem ser introduzidos no canal, que deve conter o eletrólito. Considerando as dimensões dos canais radiculares, um micro-eletrodo que combine anodo e catodo (Figura 38) pode representar uma configuração eficiente. Entretanto, um isolamento elétrico entre os dois eletrodos é necessário para garantir a transferência de elétrons do anodo para o catodo.

O uso de eletrodos para a dissolução de um fragmento metálico no interior de canais radiculares não foi previamente descrito na literatura, podendo ser considerado inovador. No entanto, o uso de eletrodos durante o tratamento endodôntico não consiste em uma inovação, uma vez que os localizadores apicais eletrônicos também utilizam eletrodos como base de seu funcionamento (SUNADA, 1962). De acordo com NEKOOOFAR *et al.* (2006), os dispositivos eletrônicos para medida do comprimento do canal radicular se baseiam na resistência oferecida pelos tecidos humanos à corrente elétrica aplicada entre uma lima posicionada no interior do canal e um eletrodo em contato com a mucosa labial. Uma vez que a resistividade da dentina e do cimento difere significativamente da resistividade do ligamento periodontal, uma mudança brusca nas características da impedância pode ser detectada pelo sistema quando a extremidade da lima alcança o forame apical. Desta forma, o comprimento do canal é determinado através do fechamento do circuito promovido pelo contato da lima com o ligamento periodontal. Cabe salientar que a corrente aplicada pode ser contínua (DC) ou alternada (AC), resultando em valores de resistência ou impedância, respectivamente.

A liga NiTi é conhecida por ter uma alta resistência à corrosão. Esta resistência à corrosão se deve à formação de uma camada de óxido protetor na interface metal-solução. Entretanto, este filme protetor não é estável em meios contendo fluoreto, resultando na dissolução ativa do material (SCHIFF *et al.*, 2002, 2003 e 2006, LI *et al.*, 2007, AHN *et al.*, 2006, KAO *et al.*, 2007, HUANG, 2007). De acordo com SCHIFF *et al.* (2002), o fluoreto tem um efeito negativo sobre o titânio e as ligas contendo este elemento, sendo que a liga NiTi apresentou resistência à corrosão mais baixa em relação ao Ti. Estes mesmos autores (SCHIFF *et al.*, 2003) observaram que o fluoreto deteriora a camada protetora de óxido do NiTi, gerando corrosão generalizada deste material. Este relato está de acordo com LI *et al.* (2007) que

observaram que o NiTi não apresenta passivação em soluções de fluoreto, sendo vulnerável à corrosão generalizada associada a altas densidades de corrente. Além disso, os autores relataram que a combinação do fluoreto e do cloreto na mesma solução agrava a corrosão das ligas de NiTi em relação à atuação isolada destes componentes.

AHN *et al.* (2006) observaram que o aumento da temperatura e a diminuição do pH das soluções de fluoreto contribuíram para a severidade do processo corrosivo de fios ortodônticos de NiTi. Os autores relataram uma redução na micro-dureza em amostras de NiTi após imersão nestas soluções durante três dias. Entretanto, HUANG (2007) relatou que a concentração de fluoreto do meio parece ter uma influência maior do que a acidez do meio sobre a topografia da superfície do NiTi. O autor observou através de análise por AFM que os meios contendo baixas concentrações de fluoreto não influenciaram significativamente a topografia da superfície do NiTi. Já os meios que continham altas concentrações de fluoreto provocaram uma corrosão severa na superfície deste material.

Considerando estes relatos, o uso de uma solução aquosa contendo fluoreto possibilitaria o processo de dissolução dos fragmentos de limas de NiTi. Os resultados do presente estudo confirmam esta suposição, uma vez que uma dissolução ativa do NiTi foi observada após os ensaios realizados com a solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. O uso de soluções contendo fluoreto em procedimentos endodônticos pode ser considerado aceitável, uma vez que o flúor tem sido largamente utilizado em tratamentos odontológicos (ZAURA-ARITE & CATE, 2000, SAUNDERS & MCINTYRE, 2005, LI *et al.*, 2007, IPCI *et al.*, 2009).

ZAURA-ARITE & CATE (2000) relataram que o principal modo de ação do flúor na Odontologia é a inibição da desmineralização das estruturas dentárias por um

mecanismo físico-químico. No caso da dentina, este mecanismo deve estar relacionado à obstrução mecânica dos túbulos dentinários por cristais insolúveis de fluoreto de cálcio (IPCI *et al.*, 2009). SAUNDERS & MCINTYRE (2005) também demonstraram que o gel de fluoreto de fosfato acidulado 12,3 g/L pode gerar um alto nível de proteção contra erosão da dentina causada pelo refluxo gástrico. Considerando a concentração de 12,3 g/L usada por estes autores, a concentração de 5,0 g/L utilizada no presente estudo pode ser considerada supostamente aceitável para uso endodôntico. Além disso, LI *et al.* (2007) observaram que a dureza da dentina não foi afetada pelo verniz fluoretado com concentração de 22,6 g/L, também maior do que a utilizada no presente estudo. Desta forma, o uso de soluções de fluoreto em procedimentos endodônticos pode ser considerado aceitável, sendo que estudos futuros são necessários para avaliar a influência da solução de teste sobre a dentina e os tecidos perirradiculares, uma vez que esta solução pode apresentar um efeito conjunto do fluoreto e do cloreto.

Os resultados do presente estudo mostram que a liga NiTi apresenta passivação em solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L] de pH 7,0 desde o potencial de corrosão até 0,7 V_{ECS} (Figura 53). Na solução de mesma composição com pH 5,0, a liga NiTi sofre dissolução ativa desde o potencial de corrosão até 9,0 V_{ECS} (Figura 54). A redução do pH para 4,0 não teve influência significativa sobre o tempo de dissolução e a carga elétrica gerada durante a aplicação de 8,0 V_{ECS} a limas K3 de NiTi (Figura 55). A vantagem da utilização da solução de pH 5,0 em relação à de pH 4,0 seria uma menor possibilidade de alteração da estrutura dentinária presente nas paredes dos canais radiculares, uma vez que valores mais baixos de pH tendem a provocar a descalcificação deste tecido (MARSHALL *et al.*, 1997). Contudo, LI *et al.* (2007) observaram que a dureza da dentina não foi afetada pelo verniz fluoretado de pH 3,93, o que sugere que o pH 4,0 não tende a provocar a descalcificação deste

tecido. De qualquer forma, considerando que o pH da solução não teve influência significativa sobre o processo de dissolução, a solução de pH 5,0 foi escolhida como solução de teste por apresentar um pH mais próximo do pH fisiológico.

Alguns ensaios do presente estudo foram realizados com o uso de eletrodos planos de NiTi. O uso destes eletrodos mostra-se favorável em relação ao uso de limas, uma vez que a geometria destas pode apresentar grande influência sobre os resultados. Desta forma, em ensaios nos quais um melhor conhecimento do comportamento da liga é necessário, o eletrodo plano é capaz de fornecer informações mais precisas.

Outras ligas metálicas podem ser dissolvidas usando este conceito, o que tende a possibilitar a remoção de outros tipos de instrumentos fraturados dos canais radiculares. Neste caso, é necessário que outra composição de solução aquosa seja utilizada, sendo que a liga metálica em questão deve apresentar susceptibilidade à dissolução neste meio específico. Estudos futuros podem avaliar a o processo de dissolução de outras ligas metálicas constituintes de fragmentos que possam obliterar os canais radiculares.

Um ponto que pode gerar preocupação é a possibilidade de o Ni gerado ser tóxico aos tecidos perirradiculares. Entretanto, LOPES & SIQUEIRA (2004) relataram que toda substância irrigadora utilizada na desinfecção do sistema de canais radiculares apresenta toxicidade para as células vivas, sendo impossível conciliar compatibilidade biológica e forte ação antimicrobiana ou dissolução eficiente de tecido orgânico. De acordo com os autores, o curto período de tempo e a área reduzida de contato com os tecidos perirradiculares minimizam o efeito irritante de uma solução irrigadora. Desta forma, o Ni gerado durante o processo não tende a afetar os tecidos perirradiculares, a menos que haja um extravasamento por injeção sob pressão da

solução contendo Ni. Neste caso, devemos considerar os possíveis efeitos locais e sistêmicos do Ni.

SHABALOVSKAYA (2002) relatou que uma resposta celular normal pode ser observada em taxas de concentração de Ni entre 0,4 e 0,9 mg/L. De acordo com a autora, o comprometimento das funções celulares e a inibição de sua proliferação ocorrem em concentrações de Ni entre 4,0 e 9,0 mg/L, sendo que a completa supressão da proliferação celular ocorre em concentrações de Ni acima de 150 mg/L. No presente estudo observou-se um valor total médio de cargas elétricas de 1,82 C ao final de 6 horas de polarização dos fragmentos no interior de canais simulados com a aplicação de $0,7 V_{ECS}$. Este valor médio de carga elétrica equivale ao valor teórico de 0,51 mg de NiTi. Considerando que a liga é equiatômica (SHÂFER *et al.*, 2003), uma média de 0,28 mg de Ni* devem ser liberados para a solução durante o procedimento.

Se todo o Ni gerado durante o procedimento atingir os tecidos perirradiculares, teremos a presença de 0,28 mg de Ni nestes tecidos, o que tenderia a gerar concentrações acima de 150 mg/L se o volume de tecido atingido for menor que 1,87 ml. Desta forma, ocorreria a completa supressão da proliferação celular nos tecidos perirradiculares, de acordo com SHABALOVSKAYA (2002). Entretanto, esta quantidade de Ni deve ser gerada ao longo de um período de 6 horas, o que dificilmente possibilitaria o extravasamento de todo o Ni para os tecidos perirradiculares, considerando que deve haver uma renovação da solução ao longo do processo.

Quanto aos possíveis efeitos sistêmicos do Ni, podemos considerar que se todo o Ni gerado durante o procedimento atingir a corrente sanguínea, a concentração sanguínea de Ni será de aproximadamente 0,064 mg/L, tomando como base o volume de 4,4 L de sangue em um indivíduo adulto de 64 Kg (CAMERON *et al.*, 1999). De

acordo com o relato de SHABALOVSKAYA (2002), esta concentração sanguínea não tenderia a afetar as funções celulares em tecidos que não sejam adjacentes ao forame apical. Além disso, esta concentração tende a ser reduzida com o tempo devido à eliminação do Ni pelo organismo. Cabe salientar, no entanto, que estudos futuros são necessários para avaliar a influência do Ni gerado sobre o organismo e sobre os tecidos adjacentes ao forame apical.

A amperimetria referente à aplicação dos diferentes valores de potencial ao eletrodo plano de NiTi (Figura 54) mostrou uma redução progressiva dos valores de corrente com a redução dos valores de potencial aplicados. Este resultado sugere que quanto maior for o potencial aplicado, maior será a perda de massa do NiTi, considerando que a corrente gerada esteja diretamente relacionada à dissolução do metal. Desta forma, os estudos iniciais de dissolução foram realizados com a aplicação de $8,0 V_{ECS}$, com o objetivo de se obter uma alta taxa de dissolução do NiTi. A polarização de $8,0 V_{ECS}$ de limas K3 25.04 de NiTi na solução de teste resultou em um consumo progressivo das limas com o aumento do tempo de polarização. Os registros de corrente obtidos a partir da polarização das limas com o uso da bateria alcalina de $9,0 V$ foram bastante semelhantes àqueles obtidos a partir da polarização das limas com o uso do potenciostato. Esta semelhança pode ser considerada positiva, uma vez que o uso de uma bateria alcalina de $9,0 V$ tende a aproximar a polarização da realidade clínica, simplificando o dispositivo necessário para tal procedimento.

Apesar das considerações positivas a respeito da utilização destes valores de potencial, os resultados destes ensaios demonstraram que a corrente gerada foi maior do que aquela necessária para a dissolução das limas de NiTi. A Figura 84 mostra a carga elétrica gerada durante os ensaios de polarização de $8,0 V_{ECS}$ de limas K3 25.04 de NiTi em função da perda de massa. Para os mesmos valores de perda de massa

foram calculados valores teóricos de carga elétrica aplicando-se a Lei de Faraday, assumindo a dissolução equivalente do Ni e do Ti. De acordo com o gráfico, os valores de carga elétrica obtidos experimentalmente foram maiores do que os valores teóricos de carga elétrica. Estes resultados sugerem que ocorre uma decomposição da solução simultânea à dissolução do material, resultando assim em uma maior carga elétrica. Desta forma, reações paralelas de oxidação da solução estariam relacionadas com parte da corrente gerada durante o processo.

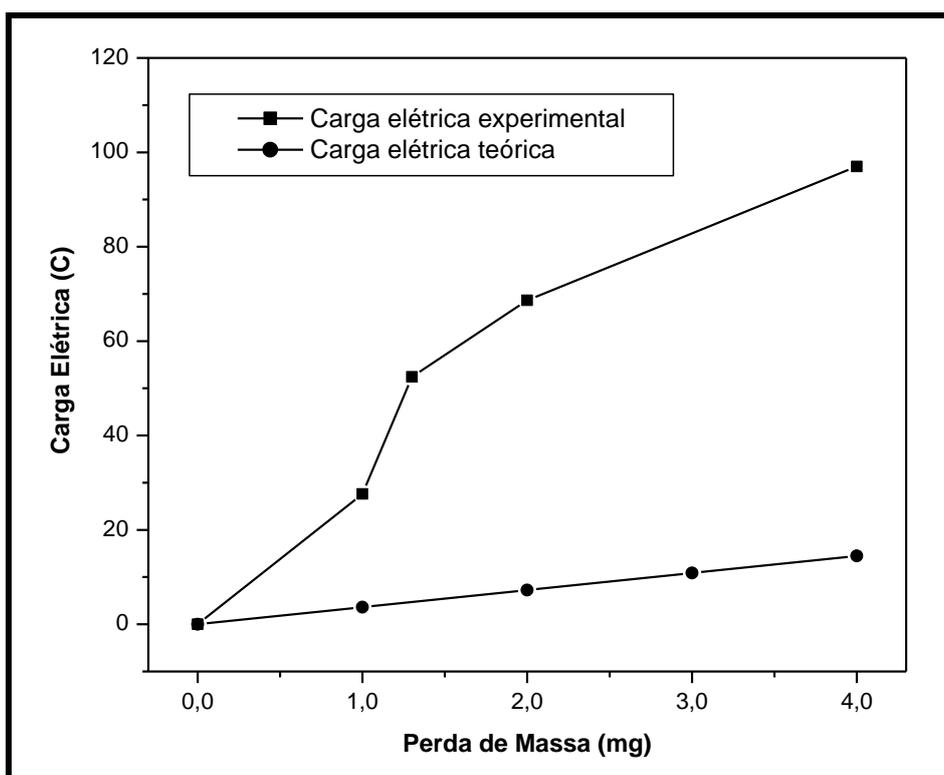


Figura 84 - Carga elétrica em função da perda de massa ocorrida durante a aplicação de um potencial de 8,0 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.

Esta constatação está de acordo com os resultados dos ensaios de polarização de um fragmento de lima de NiTi no interior de um canal simulado com o uso de uma bateria alcalina de 9,0 V. De acordo com estes resultados, o valor médio das cargas elétricas totais geradas em cada ensaio foi igual a 39,18 C. Este valor de carga elétrica

deveria corresponder a uma perda de massa de 10,82 mg do NiTi, se a reação de oxidação da liga fosse a única reação resultante da polarização aplicada. Conseqüentemente, os fragmentos de 3,0 mm teriam sido completamente dissolvidos, uma vez que os resultados do item 5.2 mostraram que uma perda de massa de 3,64 mg equivale a uma redução de comprimento de 6,5 mm de uma lima K3 25.04. Entretanto, a observação por visão direta dos fragmentos evidenciou a permanência destes no interior dos canais simulados. Além disso, a tentativa de ultrapassagem dos fragmentos com uma lima manual #10 confirmou a obstrução dos canais simulados pelos fragmentos após os ensaios. Desta forma, pode-se concluir que a polarização gerada pela bateria alcalina de 9,0 V durante 30 min. não resultou em uma dissolução significativa dos fragmentos de limas de NiTi no interior de canais simulados, sendo que a corrente gerada está relacionada com reações diferentes daquela de dissolução do metal.

Esta conclusão é conflitante com os resultados dos ensaios de perda de massa, que mostraram dissolução significativa das limas K3 25.04 de NiTi no potencial de 8,0 V_{ECS} em intervalos de tempo inferiores a 30 min. Para justificar tal discrepância foram levantadas quatro hipóteses:

- I. Uma grande parte da corrente gerada durante os ensaios está associada a reações paralelas de oxidação da solução, gerando bolhas no interior do canal. Estas bolhas impedem o contato permanente entre o anodo e o eletrólito, sendo este contato imprescindível para que ocorra a dissolução eletroquímica;
- II. A ponta de platina utilizada para fazer contato com o fragmento apresenta espessura suficiente para bloquear o contato entre o fragmento e o eletrólito;
- III. A área exposta à solução é insuficiente para gerar uma dissolução significativa em um curto intervalo de tempo;

IV. O volume reduzido de solução presente no interior do canal é insuficiente para promover a condução iônica entre o anodo e o catodo.

Cabe salientar que estas hipóteses apontam fatores que podem atuar de forma isolada ou concomitante. Desta forma, os experimentos realizados a partir do item 4.6 visaram o estudo destes fatores, bem como a minimização da possível influência destes fatores no processo de dissolução dos fragmentos. Com a finalidade de obter um maior conhecimento do comportamento da solução em diferentes faixas de potencial, foi realizado o levantamento de uma curva Redox da solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. A curva Redox mostrou que a corrente se aproxima de zero até o potencial de +1,2 V_{ECS} , a partir do qual sofre um aumento substancial correspondente a reações de oxidação da solução (Figura 85).

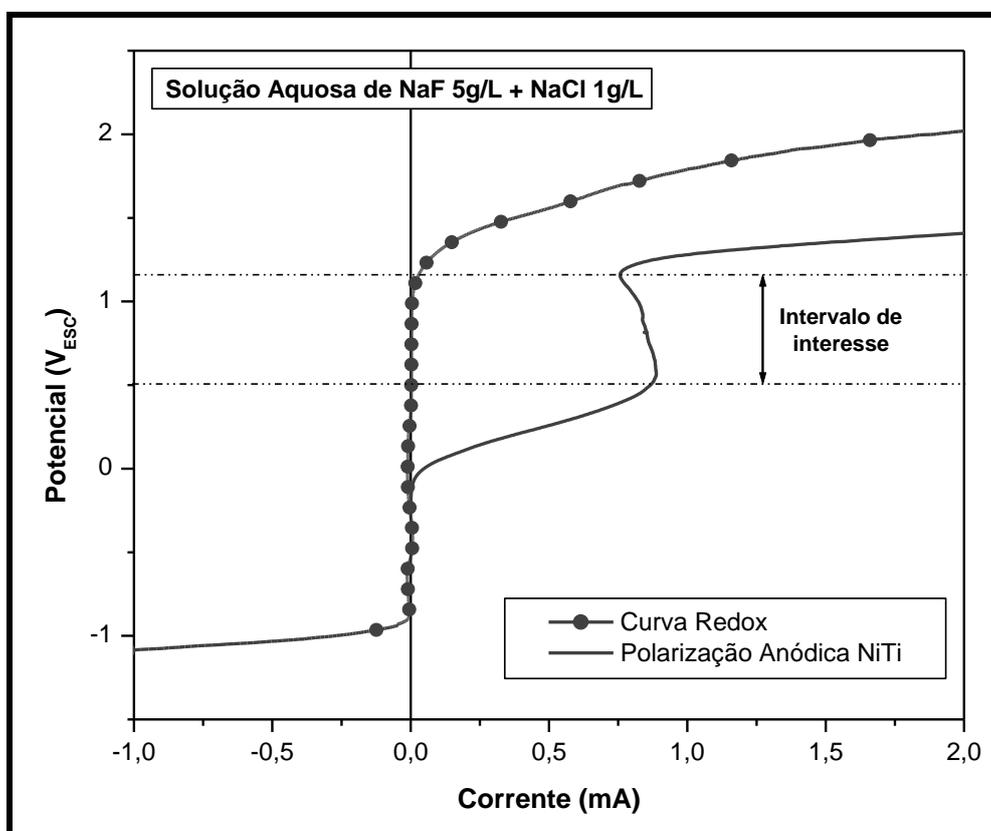


Figura 85 - Detalhe das curvas apresentadas na Figura 63, evidenciando a estabilidade da solução até um potencial de 1,0 V_{ECS} e o processo de dissolução ativa do NiTi neste meio.

A curva de polarização anódica do NiTi na mesma solução mostrou que a corrente sofre um aumento substancial desde o potencial de eletrodo até o potencial de $+0,5 V_{ECS}$, a partir do qual ela passa a sofrer uma pequena queda até o potencial de $+1,2V_{ECS}$. Acima deste potencial, a corrente sofre um aumento maior em relação àquele observado entre $-0,11 V_{ECS}$ e $+0,5 V_{ECS}$ (Figura 85). Estes resultados evidenciam a dissolução ativa do material neste meio durante todo o ensaio, sendo que a partir do potencial de $+1,2 V_{ECS}$, as reações de oxidação da solução se somam àquela de dissolução do metal, gerando um maior aumento da corrente. Com o objetivo de utilizar um potencial no qual houvesse dissolução ativa do material sem que ocorressem reações paralelas da solução, o potencial de $0,7 V_{ECS}$ foi selecionado para os ensaios subsequentes.

A Figura 86 mostra a carga elétrica gerada durante os ensaios de polarização de $0,7 V_{ECS}$ de limas K3 25.04 de NiTi em função da perda de massa. Para os mesmos valores de perda de massa foram calculados valores teóricos de carga elétrica. De acordo com este gráfico, os valores de carga elétrica obtidos experimentalmente foram próximos dos valores teóricos de carga elétrica, indicando que houve dissolução ativa do material sem que ocorressem reações paralelas da solução.

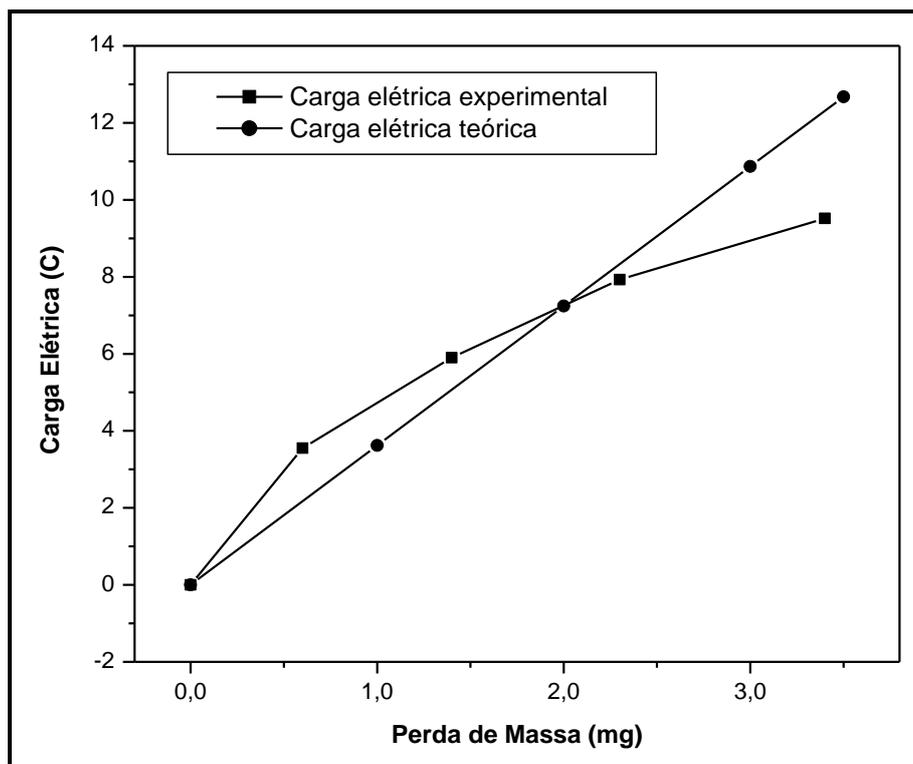


Figura 86 - Carga elétrica em função da perda de massa ocorrida durante a aplicação de um potencial de 0,7 V_{ECS} a limas K3 25.04 de NiTi em solução aquosa de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0.

A polarização de 0,7 V_{ECS} de uma lima fraturada em um canal simulado por meio de uma ponta 20.04 de platina gerou valores instáveis de corrente (Figura 71). Além disso, a manutenção da obstrução dos canais simulados pelos fragmentos após os ensaios mostrou que não houve dissolução significativa dos fragmentos. Esses resultados geraram a necessidade da confecção de pontas inertes de menores dimensões, com a finalidade de garantir o contato entre o anodo e o eletrólito, e conseqüentemente a estabilidade da corrente. Considerando que já existem no mercado limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável com dimensões satisfatórias para promover este contato, a alternativa inicial foi realizar o recobrimento destas limas com ouro, a fim de deixá-las inertes. Entretanto, as amperimetrias registradas durante a aplicação de 0,7 V_{ECS} a estas limas na solução de teste mostraram que os valores de corrente foram diferentes de zero para ambos os materiais revestidos

(Figura 74). Este comportamento pode ser justificado pelas falhas existentes na camada de ouro depositada na superfície das limas, expondo o metal original da lima (Figura 72). Estes resultados inviabilizam o uso das limas revestidas com ouro, uma vez que estas não são inertes nas condições de teste.

Desta forma, a alternativa passou a ser a utilização da platina ou do ouro para a confecção de uma ponta com as dimensões desejadas. Porém, estes materiais não apresentam resistência mecânica satisfatória para serem utilizados nestas condições, sendo que a resistência mecânica da platina é ligeiramente maior do que a do ouro. Assim, uma ponta foi confeccionada a partir de um fio de platina de 0,1 mm de diâmetro. Para compensar a baixa resistência mecânica da platina, dois tubos poliméricos concêntricos foram utilizados como suporte para o fio, conferindo maior rigidez ao eletrodo. O resultado da polarização do NiTi plano na solução de teste através de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro mostrou valores de corrente próximos a 1,6 mA durante todo o ensaio (Figura 75), indicando que esta ponta de platina tem a capacidade de promover o contato suficiente para conduzir a corrente elétrica.

Os resultados dos ensaios de polarização de fragmentos de lima com a secção transversal correspondente ao D14 exposta à solução mostraram que o tempo de ensaio decorrido até o aumento da corrente variou entre os fragmentos (Figura 76). Esta variação pode estar relacionada à presença de algum filme resultante do corte das limas embutidas, considerando que o NiTi apresenta dissolução ativa nas condições de ensaio. A aplicação inicial de 3,0 V_{ECS} possivelmente promoveu a desorganização deste filme, possibilitando o aumento imediato da corrente. Quando o potencial de 0,7 V_{ECS} voltou a ser aplicado, a corrente sofreu uma queda brusca, mas rapidamente voltou a oscilar próxima ao valor atingido durante a aplicação de 3,0 V_{ECS} (Figuras 77 e 78). A polarização de 3,0 V_{ECS} tende a gerar bolhas, já que a curva redox

da solução mostrou que neste potencial ocorrem reações de oxidação da solução. Como mencionado anteriormente, estas bolhas podem impedir o contato permanente entre o anodo e o eletrólito no interior do canal radicular.

Considerando que os fragmentos de limas embutidas apresentavam um filme na superfície a ser polarizada e que o aumento do potencial não pode ser usado para desorganizar este filme, a alternativa foi promover a sua remoção mecânica. Desta forma, a superfície a ser polarizada foi submetida ao atrito com uma ponta fina de aço acionada pela vibração ultrassônica antes do ensaio de polarização. Os resultados mostraram valores altos de corrente desde o início do ensaio, indicando a desorganização mecânica do filme (Figuras 79 e 80). No caso dos fragmentos produzidos por fadiga sob flexão, o atrito prévio com vibração ultrassônica não foi necessário, uma vez que os valores de corrente foram diferentes de zero desde o início dos ensaios (Figura 82). Estes resultados indicam que a produção de fragmentos por fadiga sob flexão não possibilita a formação de filmes na superfície de fratura, diferentemente da produção de fragmentos embutidos em resina através do corte com disco diamantado.

A produção dos fragmentos por fadiga sob flexão foi realizada com o objetivo de padronizar o tamanho dos fragmentos. Além disso, a inserção dos fragmentos nos canais simulados garante uma padronização da profundidade da interface entre a superfície de fratura e o eletrólito. Caso os fragmentos fossem resultantes da fratura ocorrida durante a instrumentação dos canais simulados, o tamanho dos fragmentos e a profundidade destes no interior dos canais simulados seriam variáveis.

Os resultados do presente estudo mostraram que a corrente gerada durante a polarização depende da área da superfície exposta à solução. A polarização da área referente ao D14 gerou valores de corrente maiores em relação àqueles gerados

durante a polarização de áreas referentes ao D6 e ao D3 (Figuras 77, 78, 79 e 80). Cabe salientar que esta área de exposição pode ser afetada pela espessura da ponta de platina utilizada como anodo, sendo que quanto menor for a espessura da ponta, maior será a área de exposição para uma mesma superfície de fratura. No presente estudo, uma ponta de 0,10 mm de diâmetro foi utilizada, considerando que esta espessura seria a mínima possível para que a platina ainda apresentasse uma resistência mecânica aceitável. Entretanto, esta resistência mecânica ainda não é satisfatória para a confecção de uma ponta que possa ser utilizada na prática clínica, sendo que estudos na área de nanotecnologia podem ser realizados com o objetivo de desenvolver um micro-eletrodo que possa substituir esta ponta.

De acordo com os resultados do item 5.8.2, a área da secção transversal correspondente ao D3 das limas K3 30.06 é suficiente para gerar valores de corrente de até 1,5 mA, indicando uma dissolução significativa do fragmento (Figura 80). A Figura 81 confirma esta dissolução, mostrando que houve uma redução significativa da imagem radiográfica do fragmento de lima embutida. Contudo, os valores de corrente sofreram uma redução gradativa nos primeiros 120 minutos de ensaio, não passando de 0,30 mA a partir deste momento. Esta queda gradativa poderia estar relacionada com a diminuição da área exposta à solução ao longo do ensaio, considerando que as limas K3 apresentam uma conicidade constante na parte ativa. Entretanto, a queda de corrente se concentrou nos primeiros 120 minutos de ensaio, sendo que com uma conicidade constante a corrente tenderia a apresentar uma queda gradativa ao longo de todo o ensaio.

Esta discrepância sugere a interferência de outro fator na queda de corrente, que pode ser o aumento da profundidade da interface entre o metal e a solução no interior da cavidade de resina. Neste caso, a mesma área de exposição pode gerar diferentes valores de corrente de acordo com a profundidade do fragmento no interior

dos canais radiculares, uma vez que o volume reduzido de solução presente no interior do canal tende a limitar a condução iônica entre o anodo e o catodo. Os resultados apresentados no item 5.8.3 estão de acordo com esta observação, considerando que a polarização dos fragmentos de lima no interior de canais simulados resultou em valores de corrente inferiores àqueles resultantes da polarização dos fragmentos de limas embutidas.

A polarização dos fragmentos de lima no interior de canais simulados resultou na dissolução parcial do fragmento, como pode ser observado nas imagens radiográficas adquiridas antes e após os ensaios (Figura 83A e B). Esta dissolução parcial pode ser confirmada pela ultrapassagem do fragmento por uma lima manual #10 após o ensaio (Figura 83C). Estes resultados mostram que a dissolução de limas fraturadas no interior de canais radiculares é praticável, apesar de o tempo de dissolução ser longo nas condições testadas.

TERAUCHI *et al.* (2007) e WARD *et al.* (2003a) observaram tempos de remoção inferiores a 30 minutos quando o sistema Masserann e os métodos propostos por TERAUCHI *et al.* (2006) e por RUDDLE (1997) foram utilizados. ALOMAIRY (2009) observou um tempo médio de remoção de 40 minutos quando o método proposto por RUDDLE (1997) foi utilizado em molares extraídos, sendo que este tempo subiu para 55 minutos, quando este método foi associado ao sistema iRS. Nas metodologias utilizadas por TERAUCHI *et al.* (2007) e ALOMAIRY (2009), a tentativa de remoção do fragmento era suspensa quando o tempo ultrapassava 90 minutos e 60 minutos, respectivamente. WARD *et al.* (2003a) registravam como insucesso uma tentativa de remoção que ultrapassasse 45 minutos.

Estes tempos de remoção são significativamente menores do que o tempo de duração de 6 horas dos ensaios de polarização dos fragmentos de lima no interior de

canais simulados do presente estudo. Esta duração foi determinada considerando que este seria um tempo clínico aceitável para a dissolução completa do fragmento, podendo ser dividido em 3 consultas de 2 horas. Entretanto, este período de tempo foi insuficiente para a dissolução completa do fragmento, possibilitando apenas a dissolução parcial deste. Desta forma, a realização de outros estudos é necessária para um melhor conhecimento deste tempo de dissolução, uma vez que existe a possibilidade de recuperação do trajeto original do canal por dissolução parcial do fragmento em um intervalo de tempo reduzido. Além disso, estudos futuros podem avaliar condições diferentes daquelas utilizadas no presente estudo, com a finalidade de acelerar o processo de dissolução. Variações na solução e na confecção do anodo podem resultar em um melhor rendimento do processo, possibilitando a remoção completa do fragmento do interior do canal radicular.

A dissolução parcial do fragmento possibilitou a recuperação do trajeto original do canal, permitindo a instrumentação deste em todo o seu comprimento. Esta dissolução mostra-se vantajosa em relação aos métodos descritos na literatura, uma vez que não requer a remoção de tecido dentinário das paredes do canal. De acordo com HÜLSMANN & SCHINKEL (1999), os métodos descritos na literatura apresentam sucesso limitado e requerem o desgaste de tecido dentinário, o que pode fragilizar a estrutura dentária. Além disso, estes métodos não podem ser utilizados na remoção de fragmentos situados além da curvatura, devido ao alto risco de perfuração e à redução na resistência mecânica da raiz (WARD *et al.*, 2003a, 2003b, RUDDLE, 2004, SOUTER & MESSER, 2005). Já a dissolução de instrumentos fraturados tende a ser possível em canais curvos, uma vez que o simples contato entre o anodo e o fragmento tende a possibilitar a dissolução da liga metálica. Desta forma, demais estudos são necessários para avaliar a viabilidade da dissolução de fragmentos localizados além da curvatura de canais radiculares.

7. CONCLUSÕES

- 1) A liga NiTi sofre dissolução ativa em solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 desde o potencial de corrosão até 9,0 V_{ECS} .
- 2) As polarizações de 8,0 V_{ECS} e de 0,7 V_{ECS} de limas K3 25.04 de NiTi na solução de teste resultaram em um consumo progressivo das limas com o aumento do tempo de polarização.
- 3) A solução de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0 é estável até o potencial de +1,2 V_{ECS} , a partir do qual ocorrem reações de oxidação da solução.
- 4) As limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável revestidas com ouro não são inertes nas condições de teste, não sendo indicadas para a confecção do anodo.
- 5) A ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro tem a capacidade de promover o contato suficiente para conduzir a corrente elétrica.
- 6) O processo de dissolução depende da área da superfície exposta à solução e da profundidade da interface entre o metal e a solução.
- 7) A polarização de 0,7 V_{ECS} dos fragmentos de lima no interior de canais simulados durante 6 horas resultou na dissolução parcial do fragmento, possibilitando a recuperação do trajeto original do canal e a instrumentação deste em todo o seu comprimento.

8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- 1) Estudo do tempo de dissolução necessário para a recuperação do trajeto original do canal por dissolução parcial do fragmento;
- 2) Avaliação de condições diferentes daquelas utilizadas no presente estudo, com a finalidade de acelerar o processo de dissolução.
- 3) Avaliação da viabilidade da dissolução de fragmentos localizados além da curvatura de canais radiculares.
- 4) Avaliação de condições de dissolução ativa de outras ligas metálicas utilizadas na fabricação de instrumentos endodônticos.
- 5) Desenvolvimento de eletrodos nano-estruturados para melhoria do desempenho do processo.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AHN, H.S., KIM, M.J., SEOL, H.J., *et al.*, 2006, "Effect of pH and temperature on orthodontic NiTi wires immersed in acidic fluoride solution", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, v. 79, pp. 7-15.
- 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.
- AL-HADLAQ, S.M.S., ALJARBOU, F.A., ALTHUMAIRY, R.I., 2010, "Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 36, pp. 305-307.
- ALOMAIRY, K.H., 2009, "Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an in vitro study", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 559-562.
- ANDERSON, M.E., PRICE, J.W.H., PARASHOS, P., 2007, "Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 1212-1216.
- 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*, v. 38, pp. 795-801.
- BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L., 2005, "Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v. 100, pp. 249-255.
- BAHIA, M.G.A., MELO, M.C.C., BUONO, V.T.L., 2006, "Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v. 101, pp. 675-680.
- BAHIA, M.G.A., MELO, M.C.C., BUONO, V.T.L., 2008, "Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments", *International Endodontic Journal*, v. 41, pp. 883-891.
- BARBOSA, F.O.G., 2006, *Estudo do mecanismo de fratura por fadiga sob corrosão de limas endodônticas rotatórias K3 de NiTi*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- BARBOSA, F.O.G., GOMES, J.A.C.P., ARAÚJO, M.C.P., 2007a, "Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 982-985.
- BARBOSA, F.O.G., GOMES, J.A.C.P., ARAÚJO, M.C.P., 2007b, "Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 1477-1480.
- BARBOSA, F.O.G., GOMES, J.A.C.P., ARAÚJO, M.C.P., 2008a, "Fractographic analysis of K3 nickel-titanium rotary instruments submitted to different modes of mechanical solicitation", *Journal of Endodontics*, v. 34, pp. 994-998.
- BARBOSA, F.O.G., GOMES, J.A.C.P., ARAÚJO, M.C.P., 2008b, "Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 34, pp. 1533-1536.
- 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.
- 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.
- BUI, T.B., MITCHELL, J.C., BAUMGARTNER, J.C., 2008, "Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency", *Journal of Endodontics*, v. 34, pp. 190-193.
- BUSSLINGER, B.S., BARBAKOW, F., 1998, "Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium lightspeed instruments", *International Endodontic Journal*, v. 31, pp. 290-294.
- CAMERON, J.R., SKOFRONICK, J.G., RODERICK M.G., 1999, *Physics of the Body*. 2 ed. Madison, Medical Physics Publishing.
- 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.
- CHENAIL, B.L., TEPLITSKY, P.E., 1987, "Orthograde ultrasonic retrieval of root canal obstructions", *Journal of Endodontics*, v. 13, pp. 186-190.

- 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.
- CHEUNG, G.S.P., BIAN, Z., SHEN, Y., PENG, B., *et al.*, 2007a, "Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use", *International Endodontic Journal*, v. 40, pp. 169-178.
- CHEUNG, G.S.P., DARVELL, B.W., 2007a, "Fatigue testing of a NiTi rotary instrument: part 2- fractographic analysis", *International Endodontic Journal*, v. 40, pp. 619-625.
- CHEUNG, G.S.P., DARVELL, B.W., 2007b, "Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes", *International Endodontic Journal*, v. 40, pp. 626-632.
- CHEUNG, G.P.S., SHEN, Y., DARVELL, B.W., 2007b, "Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite?", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 1217-1221.
- COSTA, C., ALONSO-FALLEIROS, N., SANTOS, M., 2000, "Análise morfológica da corrosão de três instrumentos rotatórios de níquel-titânio", *Endodontics - Clinical Practice, Education and Research*, vol. 2, n. 1.
- CRUMP M.C., NATKIN E., 1970, "Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation". *Journal of the American Dental Association*, v. 80, pp. 1341-1347.
- 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.
- DE DEUS, Q.D., 1992, *Endodontia*. 5 ed. Rio de Janeiro, Medsi.
- DIETER, G.E., 1981, *Metalurgia Mecânica*, 2 ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan.
- ELEAZER, P.D., O'CONNOR, R.P., 1999, "Innovative uses for hypodermic needles in endodontics", *Journal of Endodontics*, v. 25, pp. 190-191.
- FELDMAN, G., SOLOMON, C., NOTARO, P., *et al.*, 1974, "Retrieving broken endodontic instruments", *Journal of the American Dental Association*, v. 88, pp. 588-591.

- FORS, U.G.H., BERG, J.O., 1983, "A method for the removal of broken endodontic instruments from root canals", *Journal of Endodontics*, v. 9, pp. 156-159.
- FRIEDMAN, S., STABHOLZ, A., TAMSE, A., 1990, "Endodontic retreatment - case selection and technique. Part 3 - retreatment techniques", *Journal of Endodontics*, v. 16, pp. 543-549.
- 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.
- GAMBARINI, G., GRANDE, N.M., PLOTINO, G., *et al.*, 2008, "Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, v. 34, pp. 1003-1005.
- GETTLEMAN, B.H., SPRIGGS, K.A., ELDEEB, M.E., *et al.*, 1991, "Removal of canal obstructions with the Endo Extractor", *Journal of Endodontics*, v. 17, pp. 608-611.
- GROSSMAN, L.I., 1969, "Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, v.28, pp. 746-752.
- GUELZOW, A., STAMM, O., MARTUS, P., *et al.*, 2005, "Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation", *International Endodontic Journal*, v. 38, pp. 743-752.
- HARTMANN, M.S.M., BARLETTA, F.B., FONTANELLA, V.R.C., *et al.*, 2007, "Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 962-965.
- HEROLD, K.S., JOHNSON, B.R., WENCKUS, C.S., 2007, "A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and ProFile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 712-714.
- HUANG, W., 1998, *Shape memory alloys and their application to actuators for deployable structures*. D.Sc. dissertation, University of Cambridge, Cambridge, UK.
- HUANG, H.H., 2007, "Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments", *Dental Materials*, v. 23, pp. 24-33.
- HÜLSMANN, M., 1993, "Methods for removing metal obstructions from the root canal", *Endodontics & Dental Traumatology*, v. 9, pp. 223-237.
- HÜLSMANN, M., 1994, "Removal of fractured instruments using a combined automated/ultrasonic technique", *Journal of Endodontics*, v. 20, pp. 144-146.

- HÜLSMANN, M., SCHINKEL, I., 1999, "Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal", *Endodontics & Dental Traumatology*, v. 15, pp. 252-258.
- INAN, U., GONULOL, N., 2009, "Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 1396-1399.
- IPCI, S.D., CAKAR, G., KURU, B., YILMAZ, S., 2009, "Clinical evaluation of lasers and sodium fluoride gel in the treatment of dentine hypersensitivity", *Photomedicine and Laser Surgery*, v.27, pp. 85-91.
- IQBAL, M.K., KOHLI, M.R., KIM, J.S., 2006a, "A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study", *Journal of Endodontics*, v. 32, pp. 1048-1052.
- IQBAL, M.K., RAFAILOV, H., KRATCHMAN, S.I., *et al.*, 2006b, "A comparison of three methods for preparing centered platforms around separated instruments in curved canals", *Journal of Endodontics*, v. 32, pp. 48-51.
- KAO C.T., DING S.J., HE H., *et al.*, 2007, "Cytotoxicity of orthodontic wire corroded in fluoride solution in vitro", *The Angle Orthodontist*, v. 77, pp. 349-354.
- 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.
- KIM, H.C., YUM, J., HUR, B., *et al.*, 2010, "Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files", *Journal of Endodontics*, v. 36, pp. 147-152.
- KITCHENS, G.G., LIEWEHR, F.R., MOON, P.C., 2007, "The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 52-54.
- KNOWLES, K. M., SMITH, D. A., 1981," The crystallography of the martensitic transformation in equiatomic nickel-titanium", *Acta Metallurgica*, v. 29, pp. 101-110.
- KRELL, K.V., FULLER, M.W., SCOTT, G., 1984, "The conservative retrieval of silver cones in difficult cases", *Journal of Endodontics*, v. 10, pp. 269-273.
- KUHN, G., JORDAN, L., 2002, "Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments", *Journal of Endodontics*, v. 28, pp. 716-720.
- LARSEN, C.M., WATANABE, I., GLICKMAN, G.N., *et al.*, 2009, "Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 401-403.
- LEONARDO, M.R., LEONARDO, R.T., 2005, *Sistemas rotatórios em endodontia – instrumentos de níquel-titânio*, São Paulo, Brasil, Artes Médicas, pp. 287-314.

- LI, H., WATSON, T.F., SHERRIFF, M., *et al.*, 2007, "The influence of fluoride varnish on the attrition of dentine", *Caries Research*, v.41, pp. 219-222.
- LI, X., WANG J., HAN E., *et al.*, 2007, "Influence of fluoride and chloride on corrosion behavior of NiTi orthodontic wires", *Acta Biomaterialia*, v. 3, pp. 807–815.
- LIEBERMAN, D. S., WECHSLER, M. S., READ, T. A., 1955, "Cubic to orthorhombic diffusionless phase change - experimental and theoretical studies of AuCd", *Journal of Applied Physics*, v. 26, pp 473-484.
- LIU, Y., CHEN, X., MC CORMICK, P.G., 1997, "Effect of low temperature ageing on the transformation behavior of near-equiatomic NiTi", *Journal Material Science*, v. 32, pp. 5979-5984.
- LOPES, H.P., MOREIRA, E.J.L., ELIAS, C.N., *et al.*, 2007, "Cyclic fatigue of ProTaper instruments", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 55-57.
- LOPES, H.P., SIQUEIRA, J.F., 2004, *Endodontia - Biologia e Técnica*, 2 ed. Rio de Janeiro, Editora Medsi - Guanabara Koogan.
- LOPES, H.P., FERREIRA, A.A.P., ELIAS, C.N., *et al.*, 2009, "Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 1013-1016.
- MADARATI, A.A., QUALTROUGH, A.J.E., WATTS, D.C., 2008a, "Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files", *Journal of Endodontics*, v. 34, pp. 1089-1092.
- MADARATI, A.A., WATTS, D.C., QUALTROUGH, A.J.E., 2008b, "Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments. Part 2", *International Endodontic Journal*, v. 41, pp. 1079-1087.
- MADARATI, A.A., QUALTROUGH, A.J.E., WATTS, D.C., 2009a, "A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 125-128.
- MADARATI, A.A., QUALTROUGH, A.J.E., WATTS, D.C., 2009b, "Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during the removal of fractured files", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 896-899.
- MARSHALL, G.W., INAI, N., MAGIDI, C.W., 1997, "Dentin demineralization: Effects of dentin depth, pH and different acids", *Dental Materials*, v. 13, pp. 338-343.
- MARTINS, R.C., BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L., 2006, "The effect of sodium hypochlorite on the surface characteristics and fatigue resistance of ProFile nickel-titanium instruments", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v. 102, pp. e99-e105.

- MASSERANN, J., 1971, "Translation of *Entfernen metallischer fragmente aus wurzelkanälen*, by Jean Masserann, which describes a technique for the removal of metallic fragments which remain lodged in root canals", *Journal of the British Endodontic Society*, v. 5, pp. 55-59.
- 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.
- MOLANDER, A., CAPLAN, D., BERGENHOLTZ, G., *et al.*, 2007, "Improved quality of root fillings provided by general dental practitioners educated in nickel-titanium rotary instrumentation", *International Endodontic Journal*, v. 40, pp. 254-260.
- MOTTA, C.P.T., 2008, *Efeitos de transformação de fase induzida por tensionamento sobre a resistência à corrosão nas ligas de níquel-titânio em solução de hipoclorito de sódio*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- NAGAI, O., TANI, N., KAYABA, Y., *et al.*, 1986, "Ultrasonic removal of broken instruments in root canals", *International Endodontic Journal*, v. 19, pp. 298-304.
- NEKOOFAR, M.H., GHANDI, M.M., HAYES, S.J., *et al.*, 2006, "The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices". *International Endodontic Journal*, v. 39, pp. 595-609.
- OKIJI, T., 2003, "Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 466-467.
- OUNSI, H.F., SALAMEH, Z., AL-SHALAN, T., *et al.*, 2007, "Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 737-741.
- PARASHOS, P., MESSER, H.H., 2006, "Rotary NiTi instrument fracture and its consequences", *Journal of Endodontics*, v. 32, pp. 1031-1043.
- PAULA, A.S., CANEJO, J.P.H.G., MARTINS, R.M.S., *et al.*, 2004, "Effect of thermal cycling on the transformation temperature ranges of a Ni-Ti shape memory alloy", *Materials Science and Engineering A*, v. 378, pp. 92-96.
- 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.

- RAHIMI, M., PARASHOS, P., 2009, "A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals", *International Endodontic Journal*, v. 42, pp. 264-270.
- RAY, J.J., KIRKPATRICK, T.C., RUTLEDGE, R.E., 2007, "Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 1469-1472.
- ROIG-GREENE, J., 1983, "The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid", *Journal of Endodontics*, v. 9, pp. 394-397.
- 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.
- RUDDLE, C.J., 1997, "Micro-endodontic nonsurgical retreatment", *Dental Clinics of North America*, v. 41, n. 3, pp. 429-454.
- RUDDLE, C.J., 2004, "Nonsurgical retreatment", *Journal of Endodontics*, v. 30, pp. 827-845.
- SATTAPAN, B., NERVO, G.J., PALAMARA, J.E.A., *et al.*, 2000, "Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use", *Journal of Endodontics*, v. 26, pp. 161-165.
- SAUNDERS, J.G.C., MCINTYRE, J.M., 2005 "The ability of 1.23% acidulated phosphate fluoride gel to inhibit simulated endogenous erosion in tooth roots", *Australian Dental Journal*, v.50, pp. 263-266.
- 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 and Endodontology*, v. 96, pp. 757-763.
- SCHIFF, N., GROSGOGÉAT, B., LISSAC, M., *et al.*, 2002, "Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys", *Biomaterials*, v. 23, p. 1995-2002.
- SCHIFF, N., GROSGOGÉAT, B., LISSAC, M., *et al.*, 2003, "The influence of fluoride ions on the corrosion resistance of titanium and NiTi in an artificial saliva and a mouthwash", *European Cells and Materials*, v. 5, p. 56.
- SCHIFF, N., BOINET, M., MORGON, L., *et al.*, 2006, "Galvanic corrosion between orthodontic wires and brackets in fluoride mouthwashes", *European Journal of Orthodontics*, v. 28, pp. 298–304.
- SCHNEIDER, S.W., TEXAS, A., 1971, "A comparison of canal preparation in straight and curved canals", *Oral Surgery*, v. 32, pp. 271-275.

- SHABALOVSKAYA, S.A., 2002, "Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material", *Bio-Medical Materials and Engineering*, v. 12, pp. 69-109.
- SHAW, J.A., KYRIAKIDES, S., 1995, "Thermomechanical aspects of níquel-titânium", *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, v. 43, n. 8, pp. 1243-1281.
- SHEN, Y., PENG, B., CHEUNG, G.S., 2004, "Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v. 98, pp. 605-610.
- SHEN, Y., WINESTOCK, E., CHEUNG, G.S., *et al.*, 2009a, "Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp.129-132.
- SHEN, Y., HAAPASALO, M., CHEUNG, G.S., *et al.*, 2009b, "Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument", *Journal of Endodontics*, v. 35, pp.197-201.
- SICILIANO, M.C.R., 2008, Análise da correlação entre perfil geométrico transversal e eficiência de corte de instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- 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.
- SOUTER, N.J., MESSER, H.H., 2005, "Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique", *Journal of Endodontics*, v. 31, pp. 450-452.
- 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.
- SPRIGGS, K.A., GETTLEMAN, B.H., MESSER, H.H., 1990, "Evaluation of a new method for silver point removal", *Journal of Endodontics*, v. 16, pp. 335-338.
- SUNADA. I., 1962, "New method for measuring the length of the root canal", *Journal of Dental Research*, v. 41, pp. 375-387.
- SUTER, B., 1998, "A new method for retrieving silver points and separated instruments from root canals", *Journal of Endodontics*, v. 24, pp. 446-448.

- SUTER, B., LUSSI, A., SEQUEIRA, P., 2005, "Probability of removing fractured instruments from root canals", *International Endodontic Journal*, v. 38, pp. 112-123.
- SVEC, T., POWERS, J.M., 2002, "The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions", *Journal of Endodontics*, v. 28, pp. 105-107.
- TERAUCHI, Y., O'LEARY, L., SUDA, H., 2006, "Removal of separated files from root canals with a new file-removal system: case reports", *Journal of Endodontics*, v. 32, pp. 789-797.
- TERAUCHI, Y., O'LEARY, L., KIKUCHI, I., *et al.*, 2007, "Evaluation of the efficiency of a new file-removal system in comparison with two conventional systems", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 585-588.
- TZANETAKIS, G.N., KONTAKIOTIS, E.G., MAURIKOU, D.V., *et al.*, 2008, "Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study", *Journal of Endodontics*, v. 34, pp. 675-678.
- ULLMANN, 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 NiTiInol 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 NiTiInol file", *Journal of Endodontics*, v. 15, p. 174.
- WARD, J.R., PARASHOS, P., MESSER, H.M., 2003a, "Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 756-763.
- WARD, J.R., PARASHOS, P., MESSER, H.M., 2003b, "Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: clinical cases", *Journal of Endodontics*, v. 29, pp. 764-767.
- WEI, X., LING, J., JIANG, J., *et al.*, 2007, "Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use", *Journal of Endodontics*, v. 33, pp. 276-279.
- WEISMAN, M.I., 1983, "The removal of difficult silver cones", *Journal of Endodontics*, v. 9, pp. 210-211.
- WOLCOTT, S., WOLCOTT, J., ISHLEY, D., *et al.*, 2006, "Separation of Protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation", *Journal of Endodontics*, v. 32, pp. 1139-1141.
- WONG, R., CHO, F., 1997, "Microscopic management of procedural errors", *Dental Clinics of North America*, v. 41, n. 3, pp 445-479.

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.
- YEUNG, K.W.K., CHEUNG, K.M.C., LU, W.W., *et al.*, 2004, "Optimization of thermal treatment parameters to alter austenitic phase transition temperature of NiTi alloy for medical implant", *Materials Science Engineering A*, v. 383, pp. 213-218.
- 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.
- YOLDAS, O., OZTUNC, H., TINAZ, C., *et al.*, 2004, "Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars", *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v. 97, pp. 513-517.
- ZAURA-ARITE, E., CATE, J.M., 2000, "Effects of fluoride and chlorhexidine-containing varnishes on plaque composition and on demineralization of dentinal grooves in situ", *European Journal of Oral Science*, v.108, pp. 154-161.
- 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*, v. 28, pp. 540-542.

**ANEXO I - ARTIGO ACEITO PARA PUBLICAÇÃO NO PERIÓDICO
INTERNACIONAL JOURNAL OF ENDODONTICS**

ANEXO II - PEDIDO DE PATENTE DEPOSITADO NO INPI

DISPOSITIVO PARA REMOÇÃO DE FRAGMENTOS METÁLICOS E ELEMENTOS METÁLICOS DO INTERIOR DE CANAIS RADICULARES DE DENTES E PROCESSO PARA REMOÇÃO DOS MESMOS.

CAMPO TÉCNICO

A inovação ora proposta descreve um dispositivo para remoção de fragmentos e elementos metálicos do interior de canais radiculares e processo para remoção dos mesmos, através do uso de eletrodos.

TÉCNICAS ANTERIORES

No interior dos dentes, está presente a polpa dentária, que consiste em um tecido composto principalmente por nervos e vasos sanguíneos. Quando o elemento dentário encontra-se comprometido por inflamação irreversível ou necrose da polpa dentária, ou até mesmo para atender a uma necessidade do planejamento protético, faz-se necessária à intervenção do dentista através do tratamento endodôntico. Este tratamento consiste no acesso à cavidade pulpar, remoção da polpa dentária, limpeza e modelagem dos canais radiculares e o posterior preenchimento tridimensional destes canais com o material obturador.

A limpeza e a modelagem dos canais são realizadas através de solução irrigadora e de instrumentos metálicos. Em alguns casos, estes instrumentos metálicos fraturam no interior do canal, sendo sua remoção considerada uma etapa muito difícil do tratamento. Como consequência, muitas vezes o fragmento é deixado no interior do canal. Assim, a presença de fragmentos de instrumentos endodônticos pode impedir que a limpeza e a modelagem do

sistema de canais radiculares sejam concluídas, dificultando muito a evolução do tratamento.

Além do problema relacionado à presença de fragmentos de instrumentos no interior dos canais radiculares, freqüentemente é preciso refazer o tratamento destes canais. Para isso é necessária a remoção do material de obturação utilizado no tratamento anterior, sendo em alguns casos um material metálico. Entretanto, sua remoção consiste em um procedimento com elevado grau de dificuldade, extremamente trabalhoso e demorado. Desta forma, em alguns casos a possibilidade de retratamento endodôntico é descartada, sendo indicada a extração do dente.

A fratura de pinos intra-radiculares pode também resultar na permanência de fragmentos metálicos no interior dos canais radiculares, sendo necessária a sua remoção, para permitir a execução dos procedimentos de reparação do elemento danificado.

Diferentes técnicas têm sido descritas para a remoção de instrumentos fraturados e cones de prata do interior dos canais radiculares.

O documento de patente US20030124485 descreve um dispositivo para remoção mecânica de fragmentos do interior de canais radiculares. Contudo, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento.

O documento de patente US5951286 descreve um dispositivo para remoção mecânica de pinos intra-radiculares. Desta forma, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento.

O documento de patente PI0005652-9 descreve um dispositivo e uma técnica para remoção mecânica de fragmentos do interior de canais

radiculares. Desta forma, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento.

O documento de patente US6227855 descreve um dispositivo para remoção mecânica de fragmentos do interior de canais radiculares. Desta forma, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento.

O documento de patente US6280197 descreve um dispositivo para remoção mecânica de pinos fraturados no interior dos canais radiculares. Desta forma, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento.

O documento de patente US4909789 descreve um dispositivo para remoção mecânica de fragmentos do interior de canais radiculares. Desta forma, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento.

O documento de patente US5879160 descreve um dispositivo para remoção mecânica de fragmentos do interior de canais radiculares. Desta forma, não utiliza eletrodos ou processo eletroquímico como propõe o presente documento

Dispositivos que fazem uso de eletrodos são descritos para diferentes aplicações na área odontológica.

O documento de patente WO2006/037968 descreve um dispositivo odontológico composto por eletrodos, com aplicação definida para o diagnóstico de cárie. Desta forma, não apresenta aplicabilidade no tratamento endodôntico, principalmente no que se refere à remoção de materiais que estejam obstruindo os canais radiculares.

O documento de patente US006090053A descreve um dispositivo odontológico composto por eletrodos, com aplicação relacionada à determinação do estado de próteses odontológicas. Desta forma, não apresentam aplicabilidade no tratamento endodôntico, principalmente no que se refere à remoção de materiais que estejam obstruindo os canais radiculares.

As técnicas descritas para a remoção de fragmentos metálicos do interior de canais radiculares requerem o desgaste de uma porção considerável de dentina, o que pode fragilizar a estrutura dentária, ou aumentar o risco de perfuração. Além disso, estas técnicas são fortemente dependentes da habilidade do profissional, sendo que na maioria das vezes o uso de um microscópio clínico é necessário.

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

A presente invenção consiste em um dispositivo para a remoção de elementos metálicos do interior do canal radicular de um dente, caracterizado por conter dois ou mais eletrodos acoplados a um módulo de alimentação e controle. Os eletrodos devem ficar em contato com uma solução de composição variável, que deve ser renovada durante o procedimento de remoção. Um dos eletrodos deve ficar em contato com o fragmento metálico a ser removido.

Mais especificamente, o equipamento em sua configuração mais geral, consiste de um módulo que alimenta um conjunto composto por dois ou mais eletrodos que são inseridos no interior do canal radicular, que estará preenchido com um eletrólito de composição variável. Esta composição pode ser de íons cloreto e seus derivados, íons fluoreto e seus derivados, íons sulfato e seus derivados em diferentes concentrações e de pH variável.

Sendo o processo composto das etapas de colocação da solução no interior do canal radicular, realização do contato entre um dos eletrodos e o fragmento metálico contido no canal radicular em presença da solução, realização do contato entre o outro eletrodo e a solução, e acionamento do circuito externo de alimentação. A solução deve ser renovada durante o procedimento de remoção. O tempo de tratamento varia em função das dimensões, da geometria e do material componente do fragmento ou elemento metálico a ser removido, assim como da seleção das condições operacionais do dispositivo.

DESCRIÇÃO DETALHADA DE MODALIDADES PREFERIDAS

As descrições das modalidades preferidas não devem ser consideradas com limitativas ao escopo da presente invenção, pois o equipamento poderá apresentar configurações diversas a critério do usuário da mesma.

DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

A Figura 1 representa um dispositivo composto por dois eletrodos distintos, onde (A) representa a caneta que contém o eletrodo, (B) representa o fio que liga o eletrodo ao módulo de alimentação e controle, e (C) representa o módulo de alimentação e controle do dispositivo.

A Figura 2 representa um dispositivo composto por dois eletrodos presentes em uma única caneta, onde (A) representa a caneta que contém os eletrodos, (B) representa o fio que liga o eletrodo ao módulo de alimentação e controle, e (C) representa o módulo de alimentação e controle do dispositivo.

A Figura 3 representa um dispositivo composto por dois eletrodos e o módulo de alimentação e controle presentes em uma única caneta, onde

(A) representa a caneta contendo os eletrodos e o módulo de alimentação e controle, e (B) representa o fio que liga o dispositivo a uma fonte de energia externa ao dispositivo.

A Figura 4 representa um dispositivo composto por dois eletrodos, módulo de alimentação e controle, e uma fonte de energia interna ao dispositivo, presentes em uma única caneta.

VANTAGENS APRESENTADAS PELA UTILIZAÇÃO DO EQUIPAMENTO PROPOSTO

A utilização do dispositivo descrito possibilita a remoção de fragmentos metálicos e elementos metálicos do interior de canais radiculares em um tempo reduzido, uma vez que o processo induzido por eletrodos pode ser acelerado com a seleção de condições adequadas de execução.

O uso do dispositivo descrito possibilita a remoção de fragmentos metálicos e elementos metálicos do interior de canais radiculares com maior segurança. O uso do dispositivo dispensa a remoção mecânica de dentina das paredes dos canais radiculares, evitando a fragilização da raiz dentária.

A utilização do dispositivo na forma preconizada constitui um procedimento de menor complexidade de execução em comparação com os procedimentos de remoção mecânica. A maior simplicidade de execução reduz também o peso relativo da habilidade do profissional no sucesso do tratamento.

O uso do dispositivo dispensa o emprego de equipamentos auxiliares, de maior complexidade, como microscópio e ultra-som, requeridos nas operações de remoção mecânica.

FIGURAS

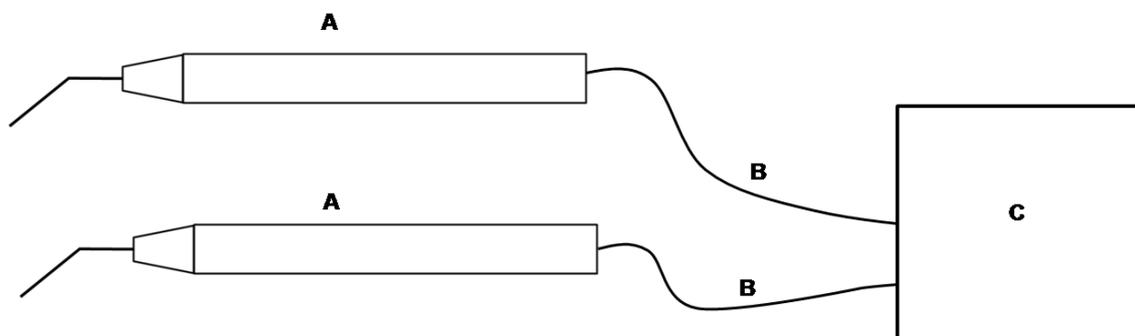


Figura 1

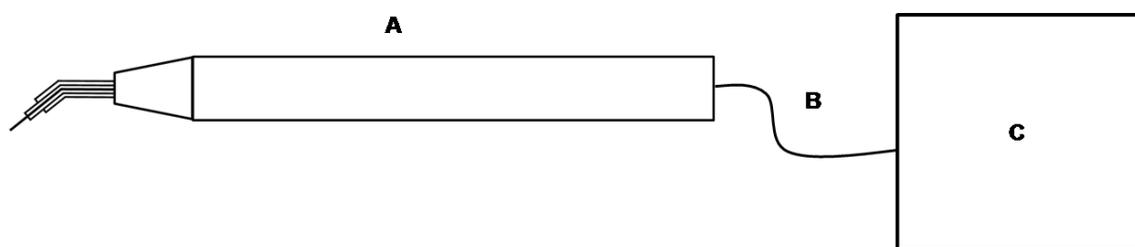


Figura 2

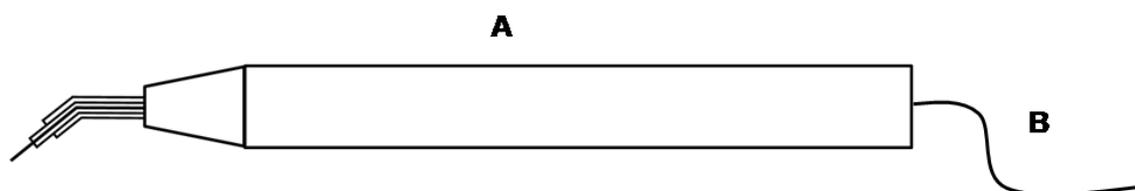


Figura 3

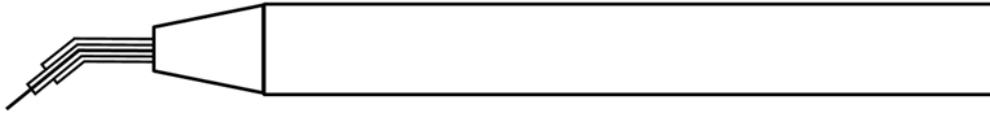


Figura 4

REIVINDICAÇÕES

- 1- DISPOSITIVO PARA REMOÇÃO DE FRAGMENTOS METÁLICOS E ELEMENTOS METÁLICOS DO INTERIOR DE CANAIS RADICULARES DE DENTES, caracterizado por conter dois ou mais eletrodos acoplados a um módulo externo de alimentação e controle.
- 5
- 2- DISPOSITIVO de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo contato dos eletrodos com uma solução de composição variável e contato de um dos eletrodos com o fragmento metálico a ser removido.
- 10
- 3- DISPOSITIVO de acordo com a reivindicação 2, caracterizado por um eletrólito de composição variável que pode ser de íons cloreto e seus derivados, íons fluoreto e seus derivados, íons sulfato e seus derivados em diferentes concentrações e de pH variável, dentre outros.
- 15
- 4- DISPOSITIVO caracterizado por conter dois ou mais eletrodos acoplados a um módulo de controle e alimentação internamente ao dispositivo.

RESUMO

DISPOSITIVO PARA REMOÇÃO DE FRAGMENTOS METÁLICOS E ELEMENTOS METÁLICOS DO INTERIOR DE CANAIS RADICULARES DE DENTES E PROCESSO PARA REMOÇÃO DOS MESMOS

A inovação descreve um dispositivo para remoção de fragmentos e elementos metálicos do interior de canais radiculares e processo para remoção dos mesmos através do uso de eletrodos que devem estar acoplados a um módulo de alimentação e de controle e em contato com uma solução variável, sendo que um dos eletrodos deve ter contato com o fragmento a ser removido do interior dos canais.