

CARACTERIZAÇÃO DA VIDA EM FADIGA DE LIMAS ENDODÔNTICAS  
ROTATÓRIAS DE NÍQUEL-TITÂNIO.

Marcio Aguiar Corrêa da Silva

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

Aprovado por:

---

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

---

Prof<sup>a</sup>. Denise Souza de Freitas, D. Sc.

---

Prof. Lúcio Sathler, D. Sc.

---

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

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

DEZEMBRO DE 2004

SILVA, MARCIO AGUIAR CORRÊA DA

Caracterização Da Vida Em  
Fadiga De Limas Endodônticas  
Rotatórias De Níquel-Titânio. [Rio de  
Janeiro] 2004

IX, 74 p. 29.7 cm (COPPE/UFRJ,  
M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de  
Materiais, 2004)

Tese - Universidade Federal Do Rio  
de Janeiro, COPPE/UFRJ

1. Níquel-Titânio
2. Instrumentos Endodônticos
3. Fadiga
4. Fratura

I.COPPE/UFRJ

II.Título (série)

**“Um homem que possui o conhecimento e não o utiliza é como um burro  
carregado de livros.”**

(Provérbio árabe)

## DEDICO ESTE TRABALHO

A minha esposa  
**Silvia,**  
Por ser meu porto seguro.

Aos meus filhos  
**Vitor e Ana.**

## AGRADECIMENTOS

A todos os funcionários da **COPPE** que direta ou indiretamente contribuíram na confecção deste trabalho.

Ao Dr. Henrique Bassi.

Ao Instituto Militar de Engenharia.

A Miltex inc.

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

## CARACTERIZAÇÃO DA VIDA EM FADIGA DE LIMAS ENDODÔNTICAS ROTATÓRIAS DE NÍQUEL-TITÂNIO.

Marcio Aguiar Corrêa da Silva

Dezembro / 2004

Orientador : José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Esse trabalho se propõe a auxiliar na caracterização da vida em fadiga de limas endodônticas de níquel-titânio, bem como avaliar a importância de acabamento de superfície no aumento da vida em fadiga desses instrumentos.

Foi proposta nesse trabalho a utilização de um tratamento de superfície através de polimento eletrolítico para incremento da vida em fadiga. Foram realizados experimentos que avaliaram a vida em fadiga dessas limas. Também foram realizados experimentos que avaliaram a eficiência de corte. Nesses dois grupos de experimentos foram comparadas limas com e sem tratamento de superfície.

As conclusões alcançadas nesse trabalho foram que a superfície do Níquel-titânio torna-se muito mais regular após um polimento eletrolítico e que limas de Níquel-titânio submetidas ao polimento possuem uma vida em fadiga maior sem que haja uma perda significativa da sua eficiência de corte.

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

CHARACTERIZATION OF THE FATIGUE LIFE OF ENDODONTIC ROTARY FILES IN  
NICKEL-TITANIUM ALLOY.

Marcio Aguiar Corrêa da Silva

December / 2004

Advisor: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Program: Metallurgical Engineering and Materials

This work tried to aid in the characterization of the fatigue life of NiTi endodontic files and to evaluate the importance of the surface finishing on the increment of the fatigue life of these files.

The possibility of using electrolytic polishing as surface treatment was investigated. Experiments were designed to determine the fatigue life of these files and to evaluate the cut efficiency. In these experiments, files with and without surface treatment were compared.

The conclusions obtained in this work were that the surface of the NiTi becomes smoother after the electropolishing and the files submitted to this kind of treatment presented an increased fatigue life without expressive cut efficiency loss.

# ÍNDICE ANALÍTICO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2. BREVE RESUMO DA PARTE ODONTOLÓGICA</b>	<b>3</b>
2.1. Estruturas	3
2.2. Tratamento Endodôntico	4
2.3. Instrumentos Endodônticos	6
2.4. Fratura De Uma Lima	7
<b>3. RESUMO DA BIBLIOGRAFIA</b>	<b>8</b>
3.1. Ligas Níquel-Titânio	8
3.1.1. Fadiga	17
3.1.2. Processo De Usinagem	19
3.2. Aplicação Clínica	21
3.2.1. Caracterização Das Condições De Trabalho	21
3.2.2. Caracterização Das Limas	26
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>39</b>
4.1. Materiais	39
4.2. Procedimento Experimental	39
4.2.1. Dispositivo Para A Avaliação Da Eficiência De Corte	39
4.2.2. Dispositivo Para Simulação De Fadiga	41
4.2.3. Microscopia Eletrônica De Varredura E Metalografia	46
4.3. Etapas Dos Procedimentos	47
4.3.1. Caracterização Da Liga	47
4.3.2. Polimento Eletrolítico	47
4.3.3. Análise Em MEV Inicial	52
4.3.4. Preparação Do Grupo Controle	52
4.3.5. Preparação Do Grupo Trabalho	52
4.3.6. Avaliação Da Eficiência De Corte	53
4.3.7. Análise Do Comportamento	53
4.3.8. Análise Em MEV	53
<b>5. RESULTADOS</b>	<b>54</b>
5.1. Metalografia	54
5.2. Análise Da Composição	55
5.3. Fadiga	55
5.3.1. Ensaio de Fadiga 1 (Fad 1)	56
5.3.2. Ensaio de Fadiga 2 (Fad 2)	57
5.3.3. Ensaio de Fadiga 3 (Fad 3)	58
5.4. Eficiência De Corte	59
5.4.1. Ensaio de Eficiência de Corte 1 (EfC 1)	60

5.4.2.	Ensaio de Eficiência de Corte 2 (EfC 2)	61
<b>6.</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>62</b>
<b>6.1.</b>	<b>Fadiga</b>	<b>62</b>
6.1.1.	Ensaio de Fadiga 1 (Fad 1)	63
6.1.2.	Ensaio de Fadiga 2 (Fad 2)	64
6.1.3.	Ensaio de Fadiga 3 (Fad 3)	65
<b>6.2.</b>	<b>Eficiência De Corte</b>	<b>66</b>
<b>7.</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>68</b>
<b>8.</b>	<b>SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS</b>	<b>69</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>70</b>
	<b>ANEXO A – ÍNDICE DE FIGURAS</b>	<b>73</b>
	<b>ANEXO B – ÍNDICE DE TABELAS</b>	<b>75</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O uso dos instrumentos rotatórios de endodontia produzidos a partir de ligas superelásticas de níquel-titânio é uma realidade cada vez mais presente na endodontia. O tratamento endodôntico tem o seu tempo bastante reduzido tornando o tratamento mais confortável tanto para o paciente quanto para o profissional.

No entanto, a observação em microscopia eletrônica de varredura mostra que estas limas, produzidas por meio de usinagem, possuem uma quantidade considerável de defeitos decorrentes desse processo de fabricação [1]. Entre esses encontramos micro fraturas, rebarbas, farpas e irregularidades de superfície.

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

Tais fatos se verificam, pois, apesar dessa nova tecnologia gerar agilidade no atendimento a pacientes que necessitem ser submetidos ao tratamento endodôntico, o índice de fraturas de limas é ainda bastante elevado, o que pode gerar insegurança nos profissionais que adotem instrumentos rotatórios, fazendo com que alguns cheguem a desistir da aplicação da técnica.

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

Faz-se necessário então, para o incremento da segurança do profissional e redução do custo do tratamento, o aumento da vida útil dos instrumentos. Esse aumento será alcançado ao se ampliar a vida em fadiga das limas de níquel-titânio.

O recurso escolhido para se obter essa melhora nas propriedades em fadiga das limas de níquel-titânio neste trabalho foi a adoção de um tratamento superficial por processo eletroquímico . Avaliaremos nesse trabalho a eficiência do tratamento no que se refere ao número de ciclos das limas até a fratura, avaliando-se simultaneamente as variações na eficiência de corte das limas quando submetidas ao mesmo tratamento.

## 2. BREVE RESUMO DA PARTE ODONTOLÓGICA

### 2.1. Estruturas

O dente humano é composto por três estruturas básicas: esmalte, dentina e polpa (Figura 1).

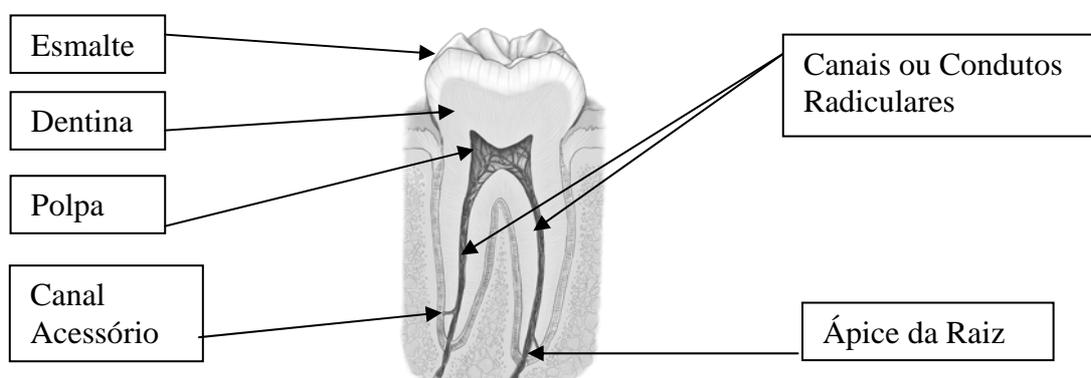


Figura 1 - Dente (estruturas)

As faces dos dentes recebem uma nomenclatura de acordo com a sua posição relativa aos demais dentes e outras estruturas existentes na boca.

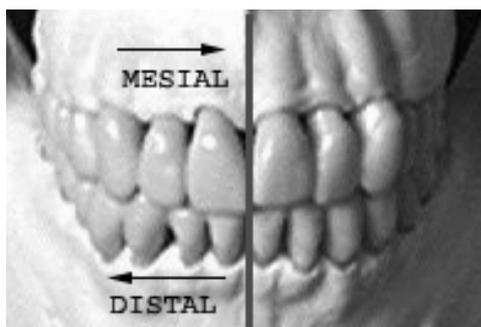
Face **mesial** → face voltada para a porção da arcada mais próxima à linha imaginária que divide ao meio cada arcada (Figura 2).

Face **distal** → face oposta à mesial.

Face **vestibular** → face voltada para a bochecha / lábios.

Face **lingual** → face voltada para a língua (oposta à vestibular).

Face **oclusal** → face voltada para os dentes antagonistas (mastigação).



**Figura 2 - Linha média e posição dos dentes.**

É na parte radicular dos dentes que estão localizados os canais ditos radiculares. Tais canais nunca apresentam um trajeto retilíneo. Eles têm forma cônica e o seu diâmetro na altura do ápice é de 0,17 mm em média.

## **2.2. Tratamento Endodôntico**

Quando a polpa encontra-se comprometida e em processo degenerativo faz-se necessária a intervenção do dentista através do tratamento endodôntico, que consiste no acesso à câmara pulpar, extirpação da polpa, alargamento dos condutos radiculares e a posterior obturação desses condutos com um polímero termoplástico. Para que a obturação seja considerada bem feita é necessário um bom selamento do conduto principal assim como de todos os condutos acessórios.

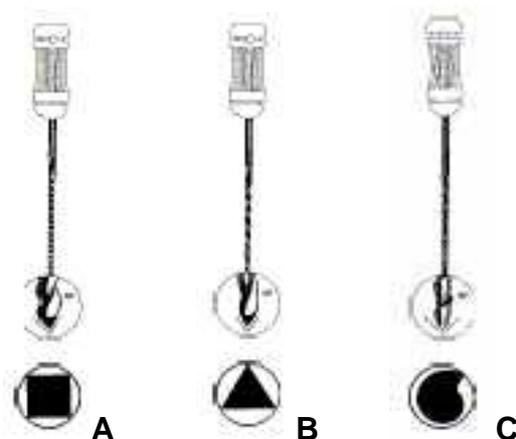
A etapa de alargamento do conduto é realizada através de sua instrumentação. Essa instrumentação é feita em presença de hipoclorito de sódio em concentrações que variam de 0,5% a 5%. O hipoclorito de sódio é necessário para a dissolução dos tecidos orgânicos, o que esvaziará os canais que a lima não puder atingir.

O instrumento utilizado nessa etapa recebe o nome de lima endodôntica, havendo basicamente dois diferentes tipos de técnicas preconizadas: manual e rotatória (Tabela 1).

**Tabela 1 - Comparação entre os dois diferentes tipos de técnicas e de instrumentos empregados em tratamentos endodônticos.**

	<b>Manual</b>	<b>Rotatória</b>
<b>Material</b>	Aço e Níquel-titânio	Níquel-titânio
<b>Movimentação</b>	Movimentos horários ↔ anti-horários da ordem de 45°	Rotação com velocidade constante (350 rpm)
<b>Sensibilidade Tátil</b>	Alta	Baixa
<b>Tempo do tratamento</b>	~ 4 horas	~ 35 minutos
<b>Risco de fratura do instrumento</b>	Baixo	Alto
<b>Seção Transversal da Lima</b>	Quadrilátera / Triangular	Desenho variável
<b>Fabricação</b>	Torção e usinagem	Usinagem
<b>Custo</b>	Baixo	Alto

A instrumentação manual consiste na inserção da lima no conduto, sua movimentação cíclica nos sentidos horário e anti-horário, com amplitude de 90° e remoção da lima. Os tipos de limas manuais mais conhecidos são as limas “Kerr”, “Hedstroën” e os alargadores. A diferença básica entre os tipos citados está no perfil da seção transversal como mostrado na (Figura 3).



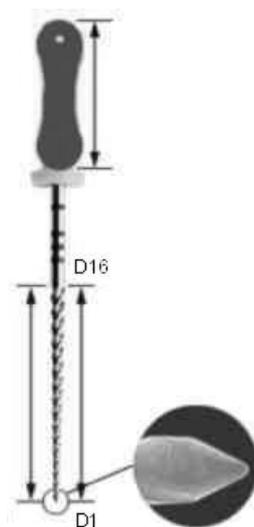
**Figura 3 - Seção transversal das limas manuais. (A) Lima “Kerr” – seção transversal quadrilátera. (B) Alargador – seção transversal triangular. (C) Lima “Hedstroën” – Seção transversal complexa.**

A instrumentação mecanizada consiste na inserção e remoção da lima com velocidade de rotação constante. Nesse caso a seção transversal das limas tem desenho variável.

Uma lima mecanizada atua nas paredes dos canais radiculares devendo, portanto ter ponta passiva. A ponta da lima tem a função de guiar a lima por dentro do conduto. Não devendo de forma alguma escavar essa parede.

### 2.3. Instrumentos Endodônticos

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



**Figura 4 - Lima endodôntica manual.**

Os instrumentos mecanizados não possuem conicidade fixa para todos eles, variando os incrementos de 0,02 a 0,06mm por milímetro avançado. O comprimento da porção ativa nesses instrumentos, assim como acontece nos instrumentos manuais, é de 16 mm, indo de D1 a D16. As denominações “ProFile”, “Canal Master”, “ProTaper” e “Light Speed” correspondem a diferentes sistemas de limas, cada um deles correspondendo a diferentes desenhos (Figura 5).



**Figura 5 - Lima endodôntica mecanizada de níquel-titânio.**

#### **2.4. Fratura de Uma Lima**

Dentre os imprevistos que podem ocorrer durante o tratamento endodôntico, um dos mais desagradáveis é a fratura de um instrumento no interior do conduto.

A solução de um acidente como esse é sempre muito complicada e nem sempre exeqüível. O profissional precisa ultrapassar o fragmento para atingir o ápice da raiz. Na imensa maioria dos casos o fragmento de lima é sepultado no interior do dente.

### 3. RESUMO DA BIBLIOGRAFIA

#### 3.1. Ligas Níquel-Titânio

As ligas metálicas equiatômicas compostas por níquel-titânio fazem parte de um grupo de ligas que apresentam características especiais. Uma dessas características é a memória de forma.

Essa característica apresenta-se da seguinte maneira: ao impormos a ligas desse grupo uma pequena deformação a uma dada temperatura elas manter-se-ão deformadas como se essa tivesse sido uma deformação plástica. Todavia, ao aquecermos levemente, elas sofrerão uma mudança de fase e a deformação será revertida.

A outra característica interessante dessas ligas é a sua capacidade de se deformar reversivelmente quando submetida a até 8% de deformação, – como afirmam JOHN A. SHAW & STELIOS KYRIAKIDES, 1995 - retornando a sua forma inicial quando não tensionada. Esta propriedade é conhecida como pseudoelasticidade ou superelasticidade [2].

Essas características são possíveis porque seja por variação da temperatura, seja por tensionamento, o Níquel-titânio passa por mudanças de fases como veremos a seguir. Essa mudança microestrutural irá determinar suas propriedades mecânicas.

O diagrama de fases mostrado na (Figura 6) descreve o sistema Níquel-Titânio, podendo-se observar que o sistema tende a ser monofásico quando na proporção equiatômica. Na proporção atômica de níquel e titânio há a presença de uma única fase, como se observa no diagrama. Uma vez diminuindo a proporção do níquel teremos uma fase NiTi e uma segunda fase rica em titânio ( $Ti_2Ni$ ) e quando se

aumenta a proporção de níquel, observamos uma fase NiTi mais uma fase rica em Níquel ( $\text{TiNi}_3$ ). [3]

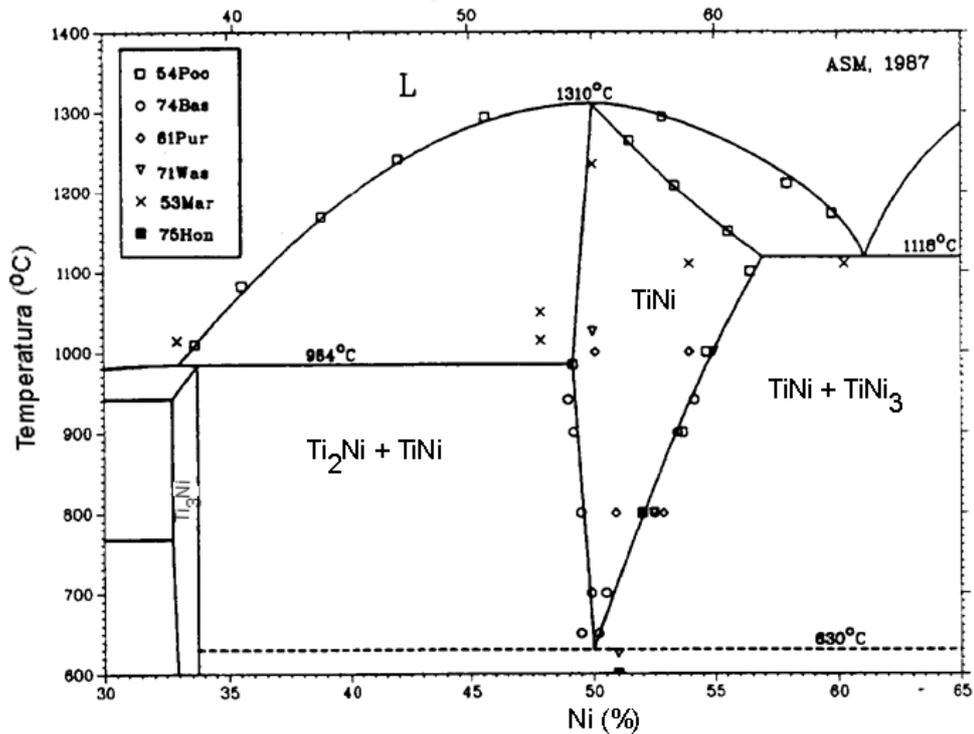


Figura 6 - Diagrama de fases Ni X Ti.

As ligas de níquel-titânio são disponibilizadas em geral em três diferentes condições micro-estruturais, a saber:

- estrutura martensítica estável
- estrutura martensítica ativa
- estrutura austenítica ativa

A fase austenítica apresenta um módulo de elasticidade quatro vezes maior do que o módulo de elasticidade da fase martensítica. A microestrutura martensítica estável é produzida pela deformação plástica do material em seu processamento (entre 8% e 10%). Nas ligas estabilizadas o efeito de memória de forma é suprimido. As outras duas condições, austenita e martensita ditas ativas, preservam o efeito de memória de forma ativo. Esse efeito de memória de forma é classificado como termo-elástico (quando a transformação austenita  $\rightarrow$  martensita é induzida por elevação da temperatura) ou superelástico (quando a transformação austenita  $\rightarrow$  martensita é induzida por tensionamento) [3].

A transformação martensítica não envolve difusão, ocorrendo quase que instantaneamente. Os núcleos de martensita iniciam e crescem a uma taxa muito elevada. A taxa de transformação martensítica, para todas as finalidades práticas, é independente do tempo (CALLISTER, 2002) [4].

Existem quatro diferentes meios para a caracterização da microestrutura na qual se encontra a liga de Níquel-titânio que podem ser considerados como principais. Um desses meios é a análise de sua curva tensão vs. deformação (Figura 7) [5].

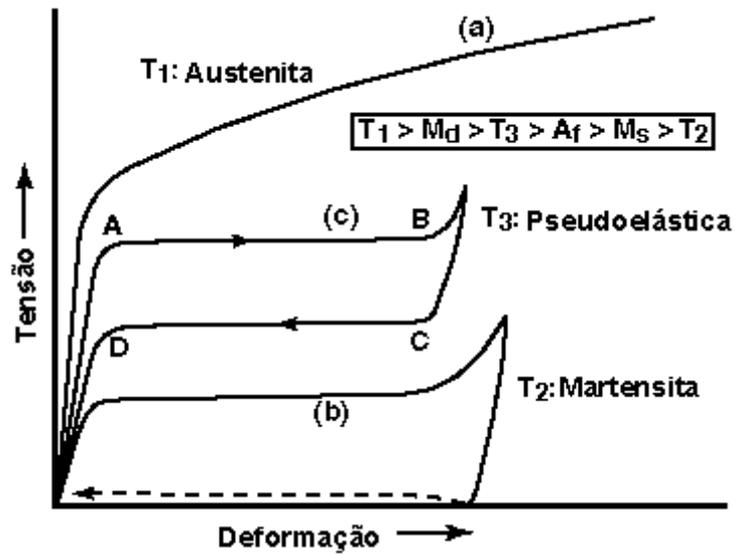


Figura 7 - Curvas tensão X deformação em três diferentes temperaturas, mostrando (a) austenita, (b) martensita e (c) comportamento pseudo elástico [5].

Outro possível método para a caracterização das ligas de níquel-titânio é através da aferição da energia térmica absorvida ou fornecida pela amostra quando essa é aquecida e resfriada na faixa de temperatura na qual ocorrerão as mudanças de fases. Os picos endotérmico e exotérmico assinalarão tais mudanças.

As mudanças de fase obtidas por variação de temperatura podem ser monitoradas via “Differential Scanning Calorimeter” (DSC) (Figura 8).

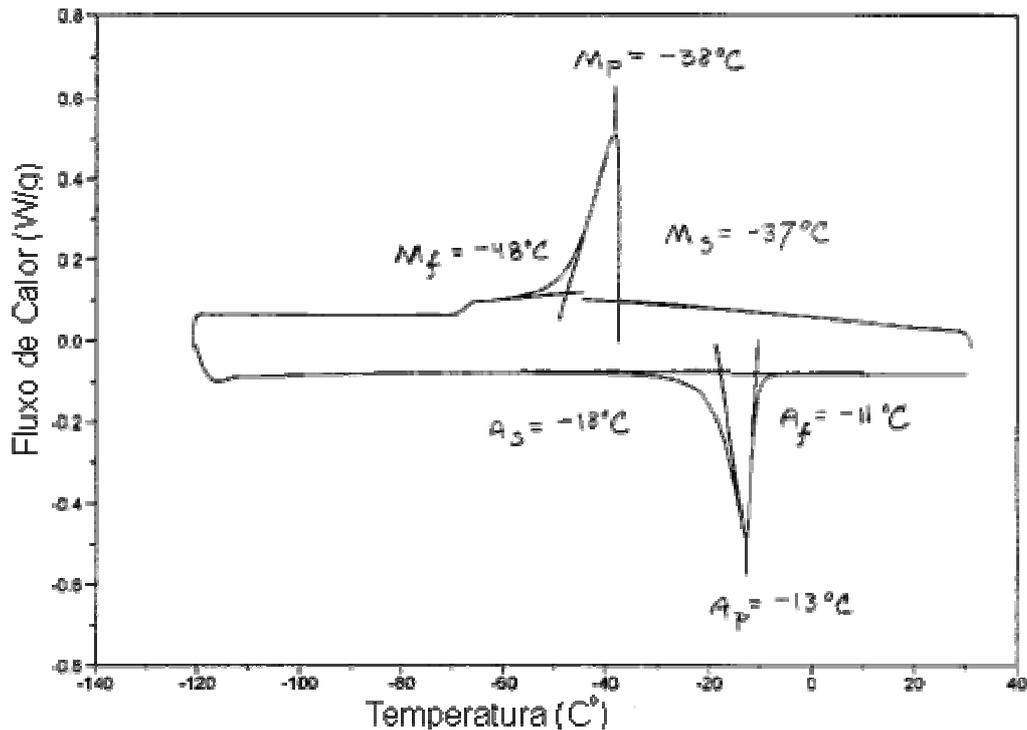


Figura 8 – Curva de DSC para Níquel-titânio [6].

Durante um aquecimento da liga de Níquel-titânio tem-se a mudança da microestrutura martensítica para a austenítica. Para a liga representada na figura essa transformação terá início a  $-18^{\circ}\text{C}$  e fim a  $-11^{\circ}\text{C}$ .

Refrigerando um corpo de prova de Níquel-titânio a partir de  $100^{\circ}\text{C}$  tem-se 3 fases distintas respectivamente: austenítica, romboédrica e martensítica ( $M_s = -37^{\circ}\text{C}$  e  $M_f = -48^{\circ}\text{C}$ ).

Isso posto pode-se dizer que a curva Tensão X Deformação da liga de Níquel-titânio é bastante sujeita a variações de temperatura, como mostra a Figura 9.

A existência da fase romboédrica dependerá do teor de níquel da liga e do tratamento termomecânico a que foi submetida.

É interessante notar que a peça de Níquel-titânio recebida do fabricante normalmente encontra-se na microestrutura romboédrica.

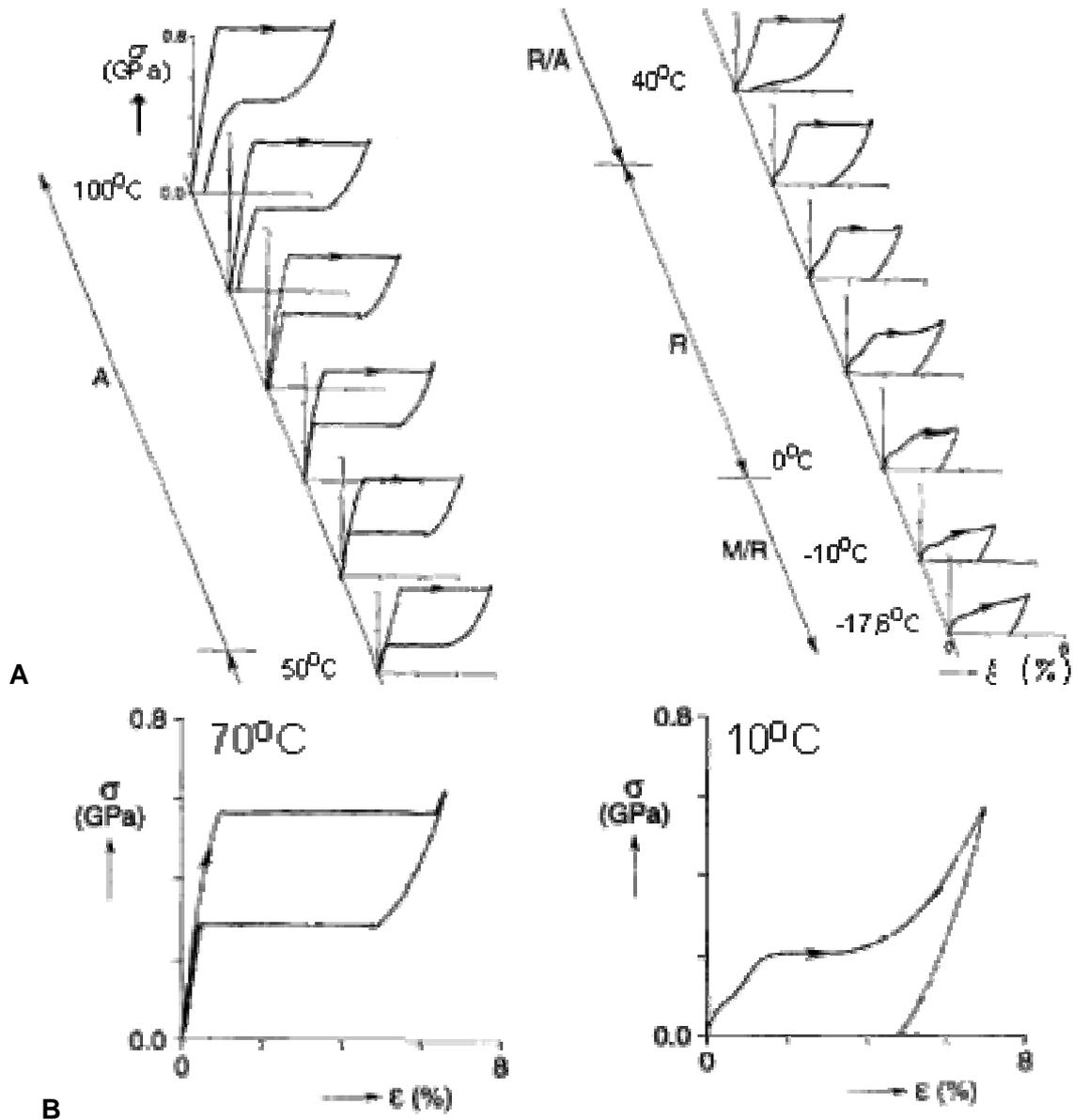


Figura 9 – Modificação da curva Tensão X Deformação de uma liga de níquel-titânio em função da temperatura [2].

Um outro método bastante simples de caracterizar a microestrutura de uma amostra de níquel-titânio é através da medida de sua resistividade quando aquecida e

resfriada. A liga pode apresentar picos na resistividade de até 20%. Os autores frisam porém que este é um método pouco confiável.

O último método descrito é a análise do gráfico “transformação vs. temperatura” feita a partir do resfriamento e aquecimento de uma amostra submetida a uma tensão constante (Figura 10).

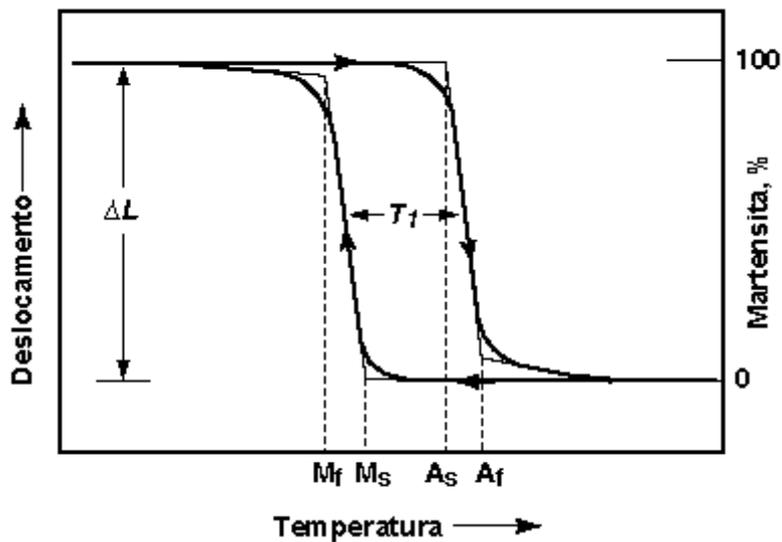


Figura 10 - Curva Deformação X Temperatura mostrando a porcentagem de martensita transformada [5].

A Figura 11 mostra uma curva tensão-deformação de uma liga equiatômica de Níquel-titânio. Esse ensaio foi realizado a uma temperatura constante de 70°C. A essa temperatura a estrutura cristalina encontra-se em configuração austenítica.

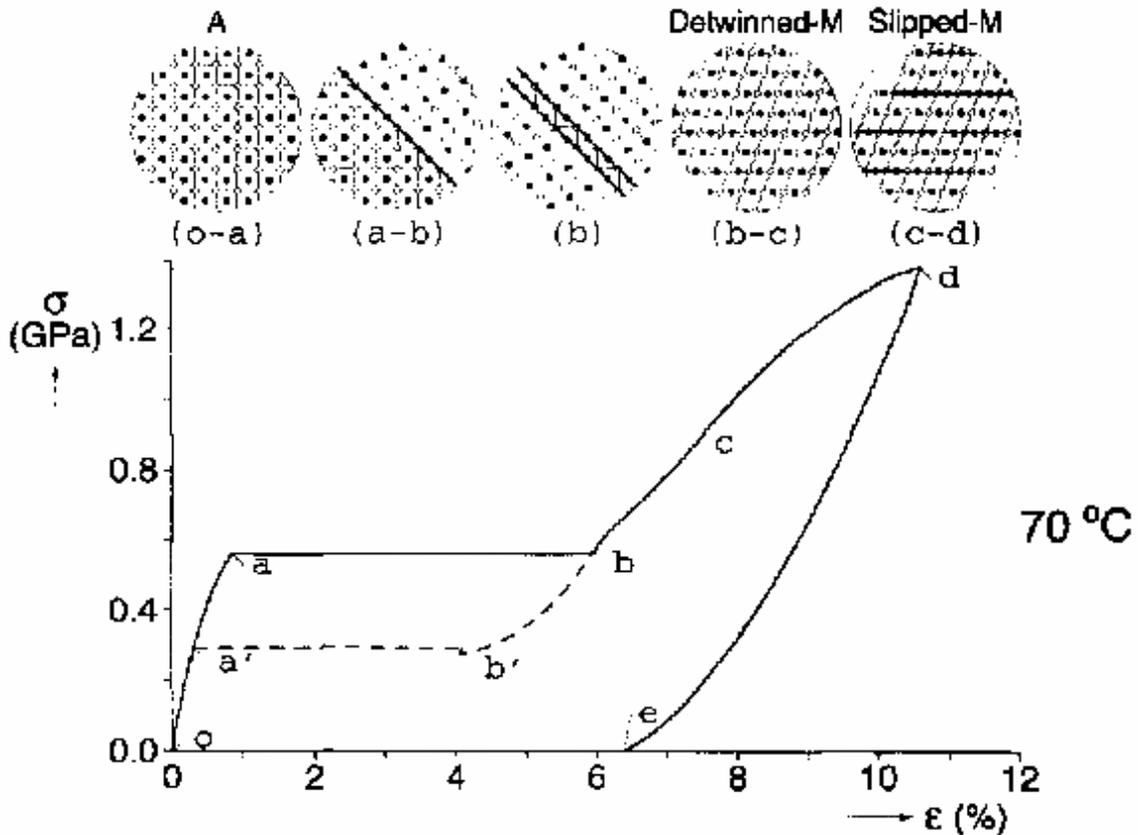


Figura 11 - Transformação de fases em uma curva Tensão X Deformação - 70°C [2].

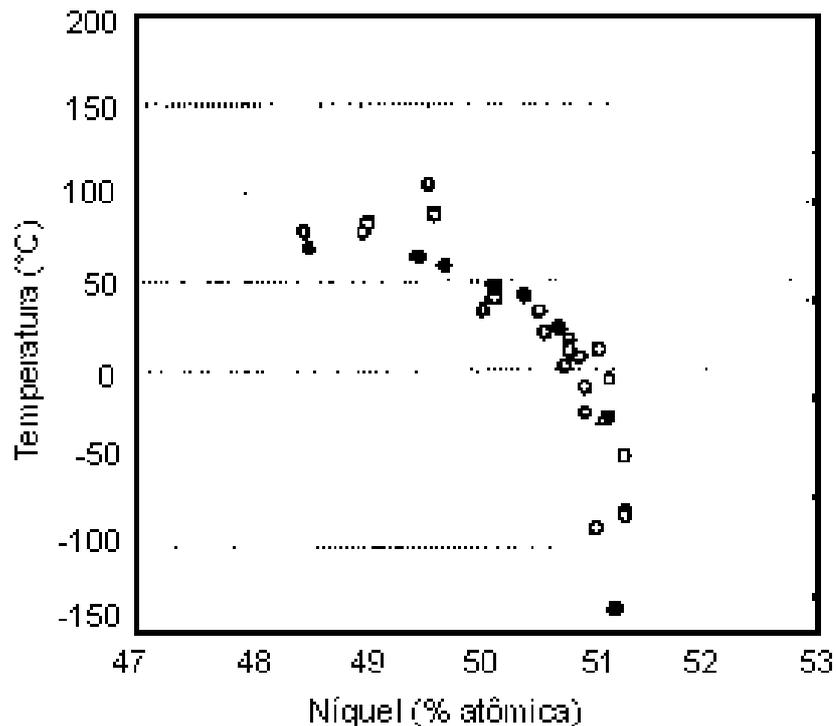
A tensão causa inicialmente (o-a) uma deformação elástica na estrutura austenítica. A partir de uma tensão crítica a austenita torna-se instável e há a nucleação de “martensita induzida por tensão” (SIM). Com uma ínfima elevação da tensão uma maior porção de estrutura austenítica é convertida em martensita (plateau a-b). Descarregando-se a partir do ponto onde houve a total conversão em martensita (b) tem-se uma reversão para austenita de modo similar ao que houve para a martensita. Há uma instabilidade da martensita (b-b'), seguida de nucleação de austenita (b') e a conversão progressiva da martensita em austenita (b'-a'). A deformação imposta é então recuperada.

Para além do ponto b um incremento na deformação só será conseguido com um incremento na tensão (b-c-d).

Com uma deformação de aproximadamente 7,5% (c) uma deformação irreversível ocorrerá por deslizamento de planos dentro da matriz martensítica.

O comportamento das ligas de níquel-titânio é muito sensível à proporção entre níquel e o titânio presentes. As ligas superelásticas apresentam 49,0 a 49,4 at% de titânio, enquanto que as ligas termo-ativadas possuem 49,7 a 50,7 at% de titânio. Se a quantidade de titânio diminuir abaixo de 49,4 at% a liga se torna instável e se, contrariamente, a proporção de titânio aumentar a ductilidade diminuirá rapidamente. (Figura 12) (DUERING, 2000).

A temperatura de transformação martensítica é afetada diretamente pelo teor de níquel. A Figura 12 mostra como o ponto de início da transformação para martensita ( $M_s$ ) varia em função da percentagem de níquel.



**Figura 12 - Variação do ponto de início de transformação para a fase martensítica (Ms) de acordo com a quantidade de Ni (%).**

### 3.1.1. Fadiga

A literatura específica para fadiga em Níquel-titânio avalia esse tipo de liga sendo submetida a cinco tipos distintos de ciclos:

- A. Ciclo térmico sem tensionamento;
- B. Ciclo térmico sob deformação constante;
- C. Ciclo térmico sob carga constante;
- D. Ciclo térmico combinado com ciclo do tipo tensão X deformação;
- E. Ciclo de tensão ou de deformação a temperatura constante.

Em função do objetivo definido nesse trabalho, apenas o último tipo de ciclo (E) será abordado.

O ciclo de tensão ou deformação a temperatura constante é analisado no trabalho de TANG & SANDSTRÖM, 1993 [7], abordando o comportamento de uma

liga superelástica. Os autores omitem nesse artigo as condições nas quais foram feitos os experimentos de fadiga, como modo de carregamento, carga utilizada e frequência.

Os autores observaram que a liga em estudo passa por transformações de estrutura ao longo do ensaio de fadiga, como mostram as figuras 13A e 13B. Essas modificações interferem diretamente com as propriedades mecânicas da liga.

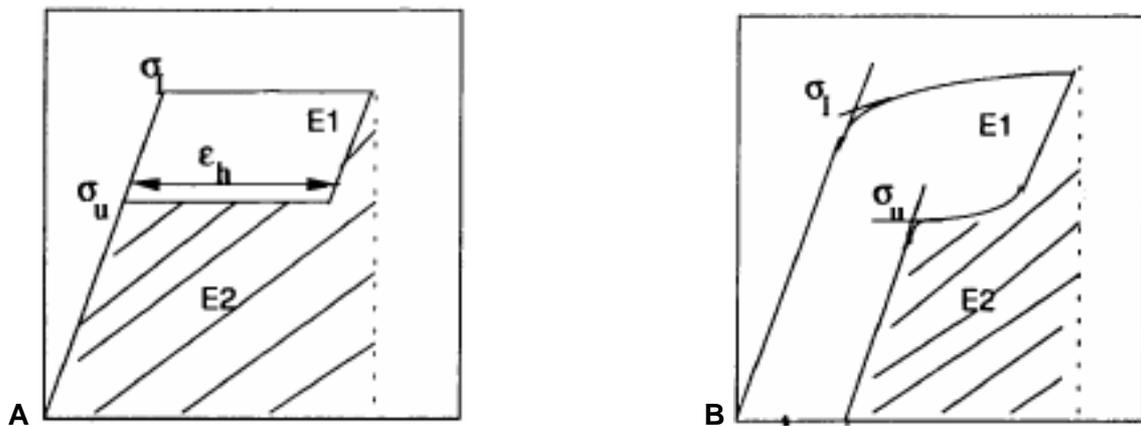


Figura 13 – As figuras A e B mostram o gráfico Tensão X Deformação após o primeiro e último (N) ciclos respectivamente [7].

Na figura 13,  $\sigma_1$  é a tensão necessária para a nucleação de martensita. E  $\sigma_u$  é a tensão necessária para a transformação reversa. A área E1 representa a densidade de energia dissipada durante um ciclo enquanto E2 representa a quantidade de energia armazenada e disponível no descarregamento.  $\epsilon_h$  é a histerese da deformação.

Com o acúmulo dos ciclos realizados pelo corpo de prova é possível notar os seguintes fatos:

1. Decréscimo da tensão limite para a indução de martensita  $\sigma_1$ .
2. Decréscimo da histerese da deformação.
3. Tanto a energia dissipada  $E_1$  como a energia armazenada  $E_2$  decrescem durante o processo de fadiga, porém o decréscimo da energia dissipada é maior do que o da energia armazenada. A eficiência de armazenamento de energia cresce então ( $E_2 / E_1+E_2$ ).

A conclusão principal a que os autores chegaram foi que quando uma liga de Níquel-titânio superelástica é submetida a um processo de fadiga, todos os valores característicos dessa liga mudam bastante nos primeiros ciclos e tornam-se mais estáveis com o acúmulo deles.

### **3.1.2. Processo de Usinagem**

H. C. LIN *et al.* [1] mostra em seu trabalho que a usinagem das ligas de Níquel-titânio é um processo complexo, em função das propriedades físicas do material, tais como uma grande ductilidade e sua característica particular de pseudo-elasticidade. Algumas técnicas têm sido empregadas para contornar esse problema. Usinagem a laser e descarga elétrica são duas delas. Todavia mesmo essas apresentam limitações.

As ligas de Níquel-titânio apresentam, quando submetidas a um regime de carregamento cíclico, um aumento da tensão necessária para a indução da transformação martensítica. Isso se dá após um número relativamente baixo (~100) de ciclos [8].

Os autores [1,9,10] definiram através de medidas de dureza superficial que a liga equiatômica de níquel-titânio ao ser submetida a carregamento cíclico sofre um processo conhecido como endurecimento cíclico.

O endurecimento cíclico é a característica da liga na qual a mesma exige, após carregamento cíclico, uma maior tensão para que seja produzida uma mesma deformação.

Essa característica torna ineficiente o aumento da carga ao longo do processo de corte como objetivo de um corte mais rápido (Figura 14).

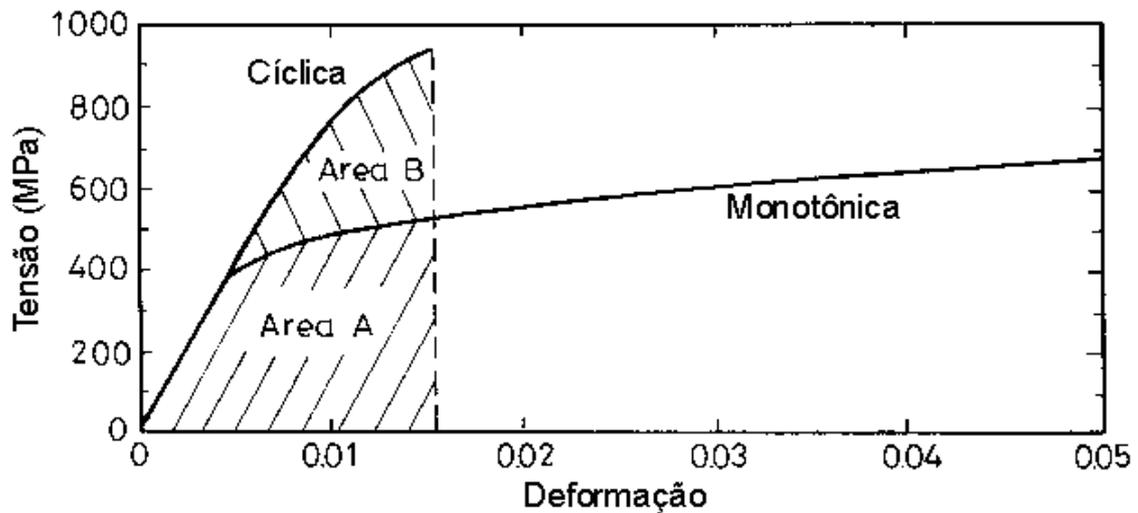
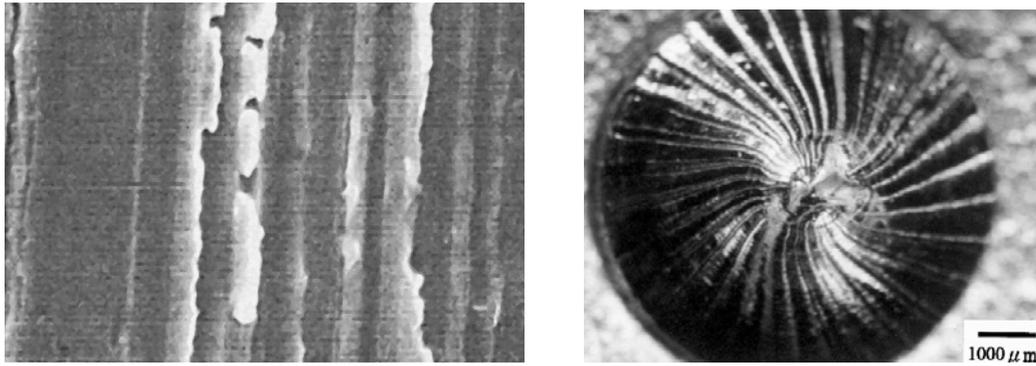


Figura 14 - Gráfico comparativo entre corpo de prova tensionado de forma cíclica e corpo de prova tensionado de forma contínua [1].

Os autores também demonstraram que a superfície usinada da liga de Níquel-titânio apresenta uma série de irregularidades (Figura 15).



**Figura 15 - Fotos ilustrando como a superfície usinada do Níquel-titânio apresenta irregularidades [9][1].**

Ensaio de dureza foram feitos a intervalos regulares a partir da superfície usinada e valores decrescentes de dureza foram verificados na medida em que o ponto de medida se afasta do local usinado. Nos pontos mais próximos da superfície usinada a dureza chega a 310Hv para  $Ti_{50}Ni_{50}$  e 370Hv para  $Ti_{49}Ni_{51}$ .

S. K. WU *et al.* [9] fizeram experiências quase idênticas e com resultados bastante parecidos.

### **3.2. Aplicação Clínica**

#### **3.2.1. Caracterização das Condições de Trabalho**

Atualmente, os fios ortodônticos e as limas endodônticas constituem as principais aplicações das ligas de níquel-titânio no campo da odontologia.

A liga de níquel-titânio possibilitou a mecanização do tratamento endodôntico, que é um processo bastante cansativo tanto para o profissional quanto para o paciente na prática da odontologia.

O processo de desenvolvimento das limas rotatórias de níquel-titânio passa por diversas etapas. A primeira delas é a caracterização dos dentes e condutos. A

observação da morfologia dos dentes e condutos permite antever as propriedades mecânicas necessárias do Níquel-titânio. Graças à característica de superelasticidade que essa liga apresenta, foi possível a criação de instrumentos rotatórios capazes de penetrar com rotação constante e velocidades que chegam a 700 rpm em canais bastante curvos.

Com objetivo de definir informações indicativas sobre o formato interno desses canais, CUNNINGHAM & SENIA, 1992 [11] mostram que os canais das raízes mesiais dos molares inferiores sempre apresentam trajetos curvos, tanto no sentido mesio-distal (M-D) como vestibulo-lingual (V-L). Os autores selecionaram aleatoriamente para seu estudo uma amostra de 100 dentes em um total de alguns milhares. Através de tomadas radiográficas nos sentidos M-D (proximal) e V-L (clínico) os autores concluíram que a média de angulação das principais curvaturas dessas raízes segue o padrão apresentado na Tabela 2. Os autores relatam ainda que 30% dos canais apresentam dupla curvatura.

**Tabela 2 - Média das curvaturas principais dos condutos radiculares [11].**

<b>Canal (sentido)</b>	<b>Média (grau)</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Amplitude (graus)</b>
<b>MV (clínica)</b>	28,7	6,4	17-43,5
<b>ML (clínica)</b>	27,	6,9	
<b>MV (proximal)</b>	21,0	7,6	6-40
<b>ML (proximal)</b>	19,	8,0	48

ROYAL & DONNELLY, 1995 [12] apresentam resultados obtidos por diferentes autores que em seus trabalhos buscaram medir a angulação da curvatura descrita pelos canais (Tabela 3).

**Tabela 3 - Médias das curvaturas dos canais radiculares [12].**

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

Na maioria dos casos essa angulação foi medida pelo método de SCHNEIDER, 1971 [13]. Segundo esse método o dente é radiografado, no sentido vestibulo-lingual, sendo seu longo eixo identificado na imagem radiográfica. Uma segunda linha é traçada do forame apical até o ponto onde o canal radicular começa a se distanciar do longo eixo do dente. O ângulo considerado é o ângulo agudo formado entre essas duas linhas (Figura 16).

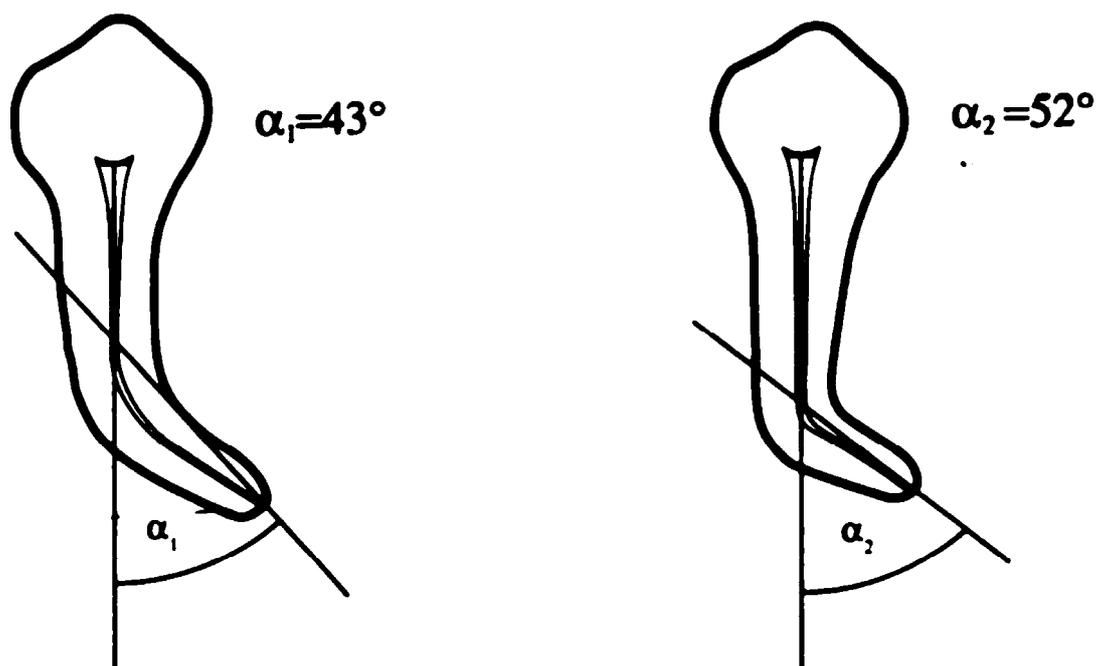


Figura 16 - Determinação da angulação do canal pelo método de Schneider [14].

Quanto maior for a angulação do conduto maior será a solicitação sobre o instrumento que trabalha no interior do canal sob regime de rotação, e menor deverá ser sua vida em fadiga. Outro fator que tem muita relevância na solicitação que o instrumento enfrentará quando for utilizado em um tratamento endodôntico é o raio de curvatura do canal radicular.

A determinação do raio de curvatura do canal 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 (Figura 17).

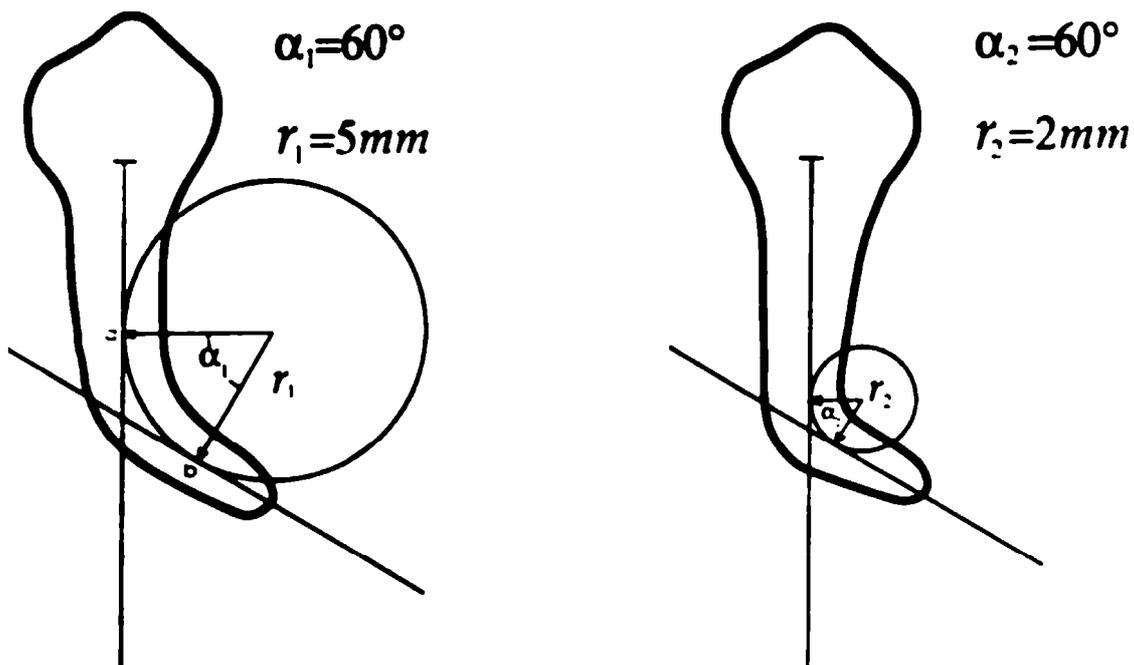


Figura 17 – Determinação do raio de curvatura do canal [14].

Apesar da facilidade de se executar um tratamento endodôntico com limas rotatórias de níquel-titânio, até o presente momento um problema permanece sem solução: evitar a fratura dos instrumentos no interior do canal radicular.

Torsão e fadiga sob flexão são os dois principais processos que levariam as limas de níquel-titânio à fratura.

Um processo de melhoria de qualidade de limas desse tipo deve passar por diversas etapas. A primeira etapa é uma caracterização precisa da configuração de dentes e respectivos condutos. A observação de sua morfologia permitirá estabelecer as condições de solitação mecânica mais representativas a que são submetidas as limas de Níquel-titânio durante um procedimento endodôntico mecanizado.

### 3.2.2. Caracterização das Limas

A etapa subsequente neste processo é a caracterização das limas e avaliação de sua adequação às normas técnicas definidas para materiais similares. Por ser essa uma tecnologia ainda inovadora e incipiente, não há normas que guiem a produção ou trabalhos científicos em maior escala sobre as limas rotatórias de níquel-titânio. Vários autores [15,16,17,18] testaram as limas de níquel-titânio quanto a sua adequação à Norma número 28 (ADA<sup>1</sup> / ANSI), que trata de instrumentos endodônticos de aço. Essa Norma especifica as propriedades mecânicas mínimas ou máximas que os instrumentos de aço devem possuir, assim como propõe os testes adequados de avaliação.

Contudo, a Norma 28 (ADA / ANSI) não se adequa as limas rotatórias de níquel-titânio, pois não contempla características importantes como angulação do canal ou raio de curvatura, sendo elaborada para instrumentos que utilizam movimentos que diferem essencialmente dos movimentos requeridos pelas limas rotatórias. (PRUETT *et al.*, 1997) [14], (MIZE *et al.*, 1998) [19] e (EGGERT *et al.*, 1999) [20]. Outro motivo que faz com que essa Norma seja inadequada para a avaliação das limas de níquel-titânio está na própria natureza dos materiais, pois o aço possui características bastante diversas do níquel-titânio.

Na tentativa de se incluir aspectos ainda não considerados pela Norma número 28, uma nova Norma vem sendo desenvolvida que seria a Norma (ADA / ANSI) número 101 (GAMBARINI, 2001) [21].

PRUETT *et al.*, 1997 [14] avaliaram a vida em fadiga das limas endodônticas de níquel-titânio não só segundo a Norma (ADA / ANSI) 28, mas considerando também a angulação e o raio da curvatura envolvidos no processo. Também foi

---

<sup>1</sup> American Dental Association

incluída nesse estudo uma pressão apical que simula a pressão exercida durante a instrumentação.

Foi constatado que a fratura ocorre sempre no ponto de maior curvatura o que contribui para caracterizá-la como fratura por fadiga, pois esse é o ponto onde a tensão atinge níveis mais elevados, sendo ainda de natureza dinâmica.

As angulações utilizadas foram 30°, 45°, 60°. Os raios de curvatura foram 2 mm e 5 mm. Os autores optaram por trabalhar apenas com as limas #30 e #40. As velocidades escolhidas foram 750 rpm, 1300 rpm e 2000 rpm.

Os instrumentos não-fraturados mostraram-se normais sob uma análise a olho nu e sob análise por microscopia eletrônica de varredura - MEV - quando não flexionados. Contudo, quando esses mesmos instrumentos foram analisados ao MEV sob flexão, trincas puderam ser observadas, estando associadas aparentemente a defeitos na superfície.

Os autores relacionaram angulação do conduto, diâmetro do instrumento e raio de curvatura com fratura dos instrumentos da seguinte forma: quanto maior o diâmetro do instrumento, menor o raio de curvatura do canal radicular ou maior a angulação desse mesmo canal mais rápido acontecerá a fratura por fadiga cíclica na instrumentação desse canal.

MIZE *et al.*, 1998 [19] chegaram a conclusões semelhantes quanto ao raio de curvatura. Os instrumentos que eram testados com curvaturas de 2 mm de raio fraturavam antes ( $279 \pm 81$  ciclos) daqueles que eram testados com curvaturas de 5 mm de raio ( $532 \pm 115$  ciclos).

TEPEL *et al.*, 1997 [22] fizeram um estudo comparativo entre diferentes tipos de ligas na forma de limas endodônticas. Esses instrumentos foram submetidos a três diferentes tipos de testes mecânicos. A Norma na qual esse estudo se baseou foi a Norma ISO #3630-1.

As ligas foram: Níquel-Titânio, Titânio-Alumínio e Aço-Inoxidável.

Os testes executados foram: momento fletor, torque e deflexão angular.

A resistência à flexão dos instrumentos de níquel-titânio mostrou-se inferior à metade dos valores obtidos pelos instrumentos de aço.

Os autores concluíram que as características mais importantes para um instrumento são a eficiência de corte e a capacidade de instrumentação de canais curvos. Sendo que no quesito eficiência de corte os instrumentos de aço superaram os de níquel-titânio. E que o risco de fratura de todos os instrumentos estudados é baixo se forem utilizados de acordo com a técnica (que no caso deste estudo não é a de limas rotatórias).

O alvo do presente estudo será a superfície das limas e os defeitos decorrentes da usinagem, que ainda é um processo bastante deficiente.

EGGERT *et al.*, 1999 [20] definiram alguns defeitos que através de MEV aparecem nos instrumentos antes e depois do uso e os exibiram na (Tabela 4).

**Tabela 4 – Número de instrumentos apresentando defeitos específicos antes (AU) e depois (DU) do uso.**

**(A) Aparecimento de pites. (B) Corrosão por atrito. (C) Micro fratura. (D) Rebarbas. (E) Tiras. (F) Perda de fio de corte. (G) Dilaceração. (H) Corrosão. (I) Detritos [20].**

<b>Grupo</b>	<b>Tam.</b>		<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>E</b>	<b>F</b>	<b>G</b>	<b>H</b>	<b>I</b>
<b>todos</b>	todos	AU	22	1	0	14	4	12	0	2	4
		DU	12	2	3	14	0	12	2	3	14
<b>1</b>	20-32.5	AU	6	1	0	4	3	4	0	0	0
		DU	4	2	1	4	0	4	1	1	5
<b>2</b>	35-65	AU	12	0	0	8	1	8	0	2	3
		DU	5	0	0	10	0	8	1	2	8
<b>3</b>	70-100	AU	4	0	0	2	0	0	0	0	1
		DU	3	0	2	0	0	1	0	0	1

YARED *et al.*, 1999 [23] através de um ensaio de fadiga puderam definir um número médio de rotações para a quebra de cada uma das limas de um conjunto do sistema “ProFile”.

A simulação do uso clínico foi feita através da instrumentação de canais radiculares mesiais de molares inferiores com irrigação de hipoclorito de sódio a 2,5%. Também foi simulada a esterilização, que foi feita em estufa a 160°C por 2h.

Foram formados 3 grupos. O grupo número 1 (trabalho) foi utilizado para preparar 5 canais. O grupo número 2 (trabalho) foi utilizado para preparar 10 canais. O grupo número 3 não recebeu simulação de preparo nem foi exposto a hipoclorito de sódio (Tabela 5).

**Tabela 5 - Composição dos grupos [23].**

	<b>Trabalho / Controle</b>	<b>Quantidade Canais</b>	<b>Exposição ao hipoclorito</b>	<b>Esterilização</b>
<b>Grupo 1</b>	Trabalho	5	Sim	Sim
<b>Grupo 2</b>	Trabalho	10	Sim	Sim
<b>Grupo 3</b>	Controle	0	Não	Não

Após a simulação (grupos 1 e 2) os três grupos foram submetidos aos testes de fadiga. Para isso foi utilizado um tubo metálico com uma angulação de 90°, raio de curvatura de 2 mm.

Os autores nesse trabalho não fazem nenhuma alusão ao atrito entre a lima e as paredes do tubo metálico.

Após análise estatística dos resultados observou-se que não houve variação significativa para um mesmo tamanho de lima (Tabela 6).

**Tabela 6 - Média de ciclos-para-fratura [23].**

#	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3 (controle)
15	1110.8 ± 526.9	1247.9 ± 543.9	1259.7 ± 243.1
20	1440.1 ± 546.9	1576.4 ± 323.3	1532.5 ± 536.6
25	1194.2 ± 369.2	1075.3 ± 342.2	1024.4 ± 146.9
30	997.8 ± 332.4	858.1 ± 194.8	905.3 ± 303.8
35	926.8 ± 438.1	925.4 ± 200.7	1028.5 ± 145.5
40	767.8 ± 626.3	825.0 ± 202.8	877.1 ± 145.9

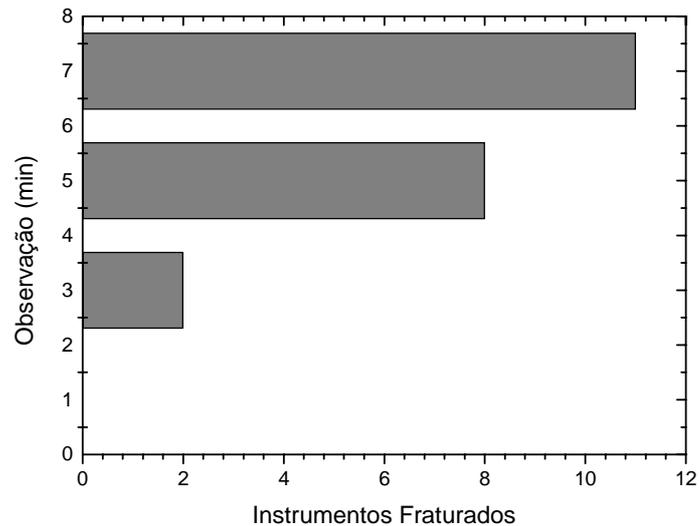
O motor utilizado neste estudo foi o Maillefer TC3000 a 150rpm.

ZUOLO *et al.*, 1992 [24] compararam limas do sistema “Canal Master” antes e depois do uso, mas o exame que os autores fizeram ao microscópio eletrônico de varredura foi em um aumento incapaz de detectar, por exemplo, trincas nucleadas.

Os instrumentos foram avaliados através de microscopia eletrônica. Os quesitos averiguados nesse estudo foram:

- Qualidade dos instrumentos novos e sua adequação aos diagramas fornecidos pelos fabricantes (esses diagramas não foram apresentados no estudo);

- Deformidades geradas pelo uso;
- Incidência de quebra relacionada ao tempo de uso. (Figura 18)



**Figura 18 – Frequência acumulada de fratura de instrumentos a partir de dados compilados do trabalho de ZUOLO *et al.*, 1992 [24].**

O estudo detectou que há uma variabilidade considerável quanto ao tamanho e as espirais nos instrumentos mais finos. Tais instrumentos apresentam sinais de desgaste após pouco uso. (Canal Master System (Brasseler))

O aumento utilizado na microscopia eletrônica (segundo as fotos, pois o trabalho não especifica qual foi utilizado) não é suficiente para definir se há ou não defeitos de superfície.

Outro estudo que incorreu no erro de utilizar um pequeno aumento para detectar defeitos foi o de ZUOLO & WALTON, 1997 [25].

Muitos autores também conduziram seus estudos para um exame e posterior caracterização da deterioração dos instrumentos.

As trincas geradas pelo processo de fadiga têm sua nucleação principalmente em defeitos de superfície (DEDERICH & ZAKARIASEN, 1986) [26], (PRUETT, 1997) [14], (SATTAPAN, 2000) [27].

A observação das trincas produzidas por fadiga não é algo simples (EGGERT *et al.*, 1999) [20], (SATTAPAN, 2000) [27], (YARED *et al.*, 2001) [28]. A prova disso é que SATTAPAN, 2000 [27] diz não ser possível detectar qualquer tipo de alteração a olho nu. PRUETT, 1997 [14] desenvolveu uma manobra que torna viável a observação dessas trincas. Elas são observadas ao MEV flexionadas, o que “abre” as trincas.

Através desses estudos (EGGERT *et al.*, 1999) [20] afirmam que esses defeitos são de detecção bastante difícil para o dentista, e provavelmente clinicamente irrelevantes.

Para (SATTAPAN, 2000) [27] instrumentos de maior calibre são mais suscetíveis a fratura por fadiga do que os de menor calibre. O inverso é verdadeiro para fratura por torsão (Figura 19).

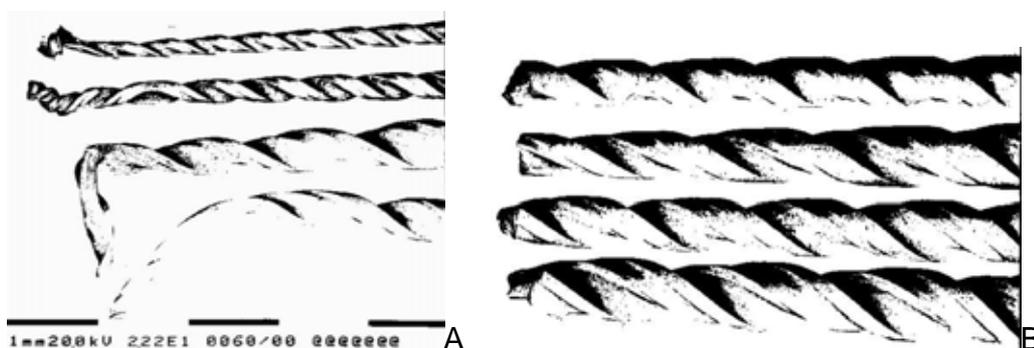


Figura 19 - Fraturas por torsão (A) e por fadiga (B) [27].

PRUETT *et al.*, 1997 [14] mostraram que a frequência não altera significativamente o número de ciclos para a fratura.

Alguns autores pesquisaram a influência do torque do motor que gira as limas na fratura delas. YARED *et al.*, 2001 [28] mostra que não há diferença significativa (quanto a frequência de fraturas) entre motores de alto torque (Nouvag TC3000, Goldach, Switzerland, 170rpm – 10Ncm), baixo torque (Nouvag Micromotor TCM Endo 2, Goldach, Switzerland, 170rpm – 2Ncm) e movidos a ar (torque variável) (Micromega 324 air motor; 166.66rpm). Nesse estudo foram utilizados 30 jogos de 6 instrumentos (n<sup>os</sup> 15, 20, 25, 30, 35 e 40) totalizando 180 instrumentos. Em nenhum dos grupos houve separação de instrumentos. Apenas três instrumentos n<sup>o</sup> 25 sofreram deformações.

Em outro estudo [29], esses mesmos autores voltam a comparar diferentes torques e continuam a afirmar que a quantidade de limas fraturadas não é uma função direta do torque.

YARED *et al.*, 1999 [23] definiram em seu estudo que não é estatisticamente significativo a tendência ao aumento dos ciclos para a fratura em cada tamanho de instrumento após o preparo de 10 canais.

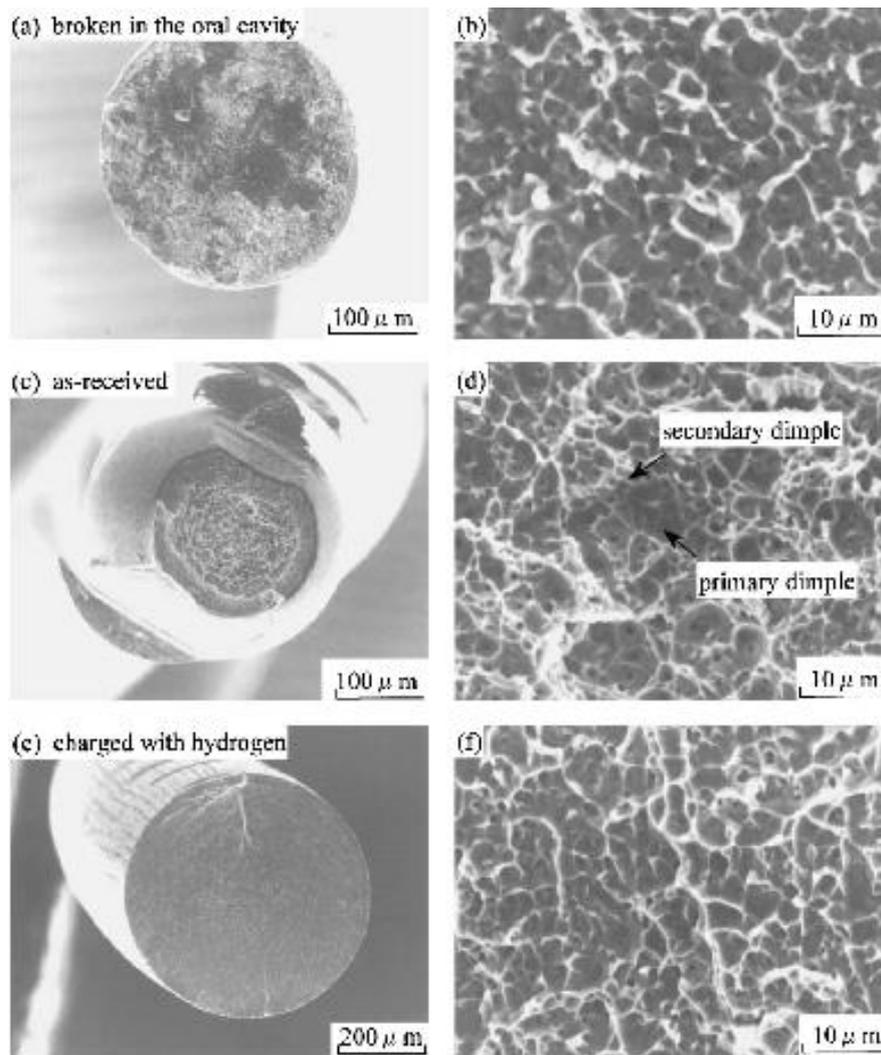
Alguns estudos avaliaram a corrosão das limas provocada pelo líquido irrigante mais utilizado na endodontia atualmente: o hipoclorito de sódio, com concentrações variando de 0,5% a 5,5%. Essa substância é utilizada durante as sessões para dissolver a matéria orgânica impossível de ser removida mecanicamente com a lima. A lima utilizada foi a do sistema “Lightspeed”. O método utilizado para a definição das quantidades liberadas de níquel e titânio foi a absorção atômica (graphite tube atomic absorption spectrometer (ETV-AAS) with Zeeman background correction (Varian, SpectrAA-400)). Como resultado eles obtiveram, quanto ao titânio, que a quantidade

de íons liberada é clinicamente insignificante, pois as limas costumam trabalhar em um tempo muito menor que 1h (raramente passam de 1 minuto).

Quanto ao níquel, as quantidades liberadas foram tão ínfimas que não puderam ser determinadas com precisão em comparação com o níquel já presente na solução.

A concentração no titânio variou de  $10 \pm 9$  pg g<sup>-1</sup> para  $25 \pm 20$  pg g<sup>-1</sup> ao final de 1h de imersão em NaOCl 1%. E para 1h de imersão em NaOCl 5% esse valor foi calculado em uma diferença de  $0,9 \pm 0,1$  µg. (BUSSLINGER *et al.*, 1998) [30].

YOKOYAMA *et al.*, 2000 [31] constatou que ligas de níquel-titânio são muito sujeitas a absorção de hidrogênio, o que acarreta fragilização da liga. Essa absorção é acelerada quando a liga encontra-se sob tensão. O estudo deles foi realizado em fios ortodônticos dessa liga que se encontravam na cavidade oral. As superfícies dos fios fraturados foram analisadas via microscopia eletrônica de varredura. Foram constatadas superfícies de fraturas frágeis (Figura 20).



**Figura 20 - Fraturas de fios de Nitinol "as-received" e fragilizados por Hidrogênio [31].**

Faz-se necessário, portanto, cuidado no armazenamento das limas, para que essas não sofram esse fenômeno em meios em que possam absorver o hidrogênio.

Alguns estudos avaliaram o efeito de tratamentos térmicos sob a forma de esterilização em estufa ou autoclave como forma de aumentar a vida em fadiga do níquel-titânio [19] [32]. Embora tenham chegado a conclusão que esse processo não é efetivo nesse sentido [19] [32] [33]. Há ainda a possibilidade de durante a esterilização em autoclave processos corrosivos atuarem aumentando o risco de fratura [32].

MIZE *et al.*, 1998 [19] mostraram que não há um aumento no número de ciclos para fratura em instrumentos que recebem tratamento térmico proveniente de esterilização em autoclaves. Eles obtiveram os resultados apresentados na Tabela 7.

**Tabela 7 - Média de ciclos-para-fratura [19].**

	<b>Controle</b>	<b>Trabalho</b>
<b>2 mm</b>	279 ± 81	391 ± 180
<b>5 mm</b>	532 ± 115	582 ± 87

Também houve tentativas de fazer comparações entre os diferentes sistemas de limas. Uma delas foi feita por HYUNG-HWA *et al.*, 2003 [33]. Os autores compararam os sistemas: “ProTaper”, “Quantec”, “GTRotary” e “ProFile”. Cada um desses sistemas de limas possui diferentes desenhos das partes ativas das limas.

Esse trabalho concluiu, comparando o tempo que as limas necessitavam para exercer um desgaste padronizado nas paredes do conduto, que o sistema “ProTaper” foi o mais eficiente.

Há ainda, como tentativa de aumentar a vida útil do instrumento, a proposta de alteração na técnica de instrumentação, incluindo nela uma movimentação cíclica axial (8 mm) [26] (Tabela 8).

**Tabela 8 – Média da vida da lima em uso (minutos) a 1650 rpm [26].**

<b>Tamanho</b>	<b>Sem mov. axial</b>	<b>Mov. axial</b>
<b>15</b>	3,94	13,58
<b>20</b>	3,48	8,91
<b>25</b>	4,5	12,33
<b>30</b>	1,63	8,63
<b>35</b>	1,46	4,11
<b>40</b>	1,49	4,82
<b>45</b>	1,15	3,39

Houve um aumento significativo da vida em fadiga da lima com o uso dessa técnica.

Esse estudo menciona, ainda que esse não tenha sido o objeto do estudo, a formação de trincas microscópicas e sua atuação como concentradoras de tensão. Nesse estudo não foi levada em conta a componente de torção.

Esse recurso pode ser efetivo como solução do aumento do número de ciclos para a fratura, em compensação poderia criar um outro problema. Quando a lima trabalha justa dentro do canal, ainda que em apenas um pequeno trecho (1 a 2mm) de sua parte ativa, podemos afirmar que esta está efetivamente desbastando todo o perímetro. Com a movimentação da lima sugerida nesse artigo o efeito obtido seria mais o de “retificação” do que o trabalho realizado na superfície definida pelas paredes internas dos condutos. E ainda corre-se o risco de transposição do canal, que seria o desvio da sua trajetória (Figura 21).

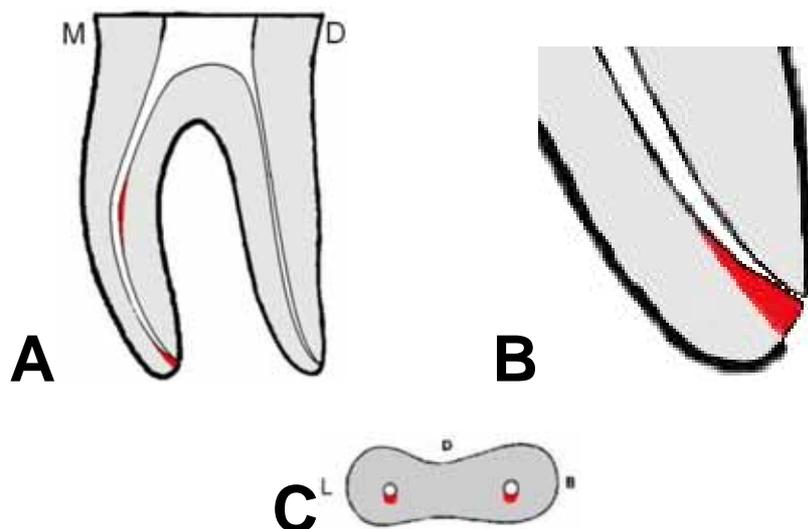


Figura 21 – Transposição do conduto.

A figura da esquerda mostra a parede na qual o desgaste será concentrado. Na figura da direita as áreas em vermelho são as que sofrem maior pressão da lima.

Tendo em vista a importância da fratura dessas limas na análise da literatura existente até o presente momento concentraremos este trabalho na caracterização da vida em fadiga desses instrumentos bem como na análise de sua superfície.

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. Materiais**

Foram testadas limas endodônticas de liga de níquel-titânio novas, disponíveis no mercado, da marca Maillefer, sistema ProFile e da marca Miltex. Todas as limas de cada um dos sistemas pertenciam aos respectivos lotes.

### **4.2. Procedimento Experimental**

#### **4.2.1. Dispositivo Para a Avaliação da Eficiência de Corte**

O dispositivo utilizado para avaliar a eficiência de corte da lima foi construído no próprio laboratório. Consiste em uma base de madeira articulada por intermédio de uma dobradiça comum a uma haste metálica. A haste fixa placas de polímero (PVC) previamente usinadas nas dimensões 5 mm X 30 mm X 2 mm. Essas placas descem sob um peso determinado sobre a lima em funcionamento. O contra-ângulo<sup>2</sup> foi fixado à base de madeira para que as limas fossem posicionadas sempre no mesmo lugar. Um capilar de vidro suporta a parte da lima que vai desde a ponta dela até 1 mm antes da seção que está sendo submetida ao ensaio. Esse capilar, por sua vez foi fixado através de resina acrílica a uma placa polimérica. A placa na qual está fixado o capilar fixa-se através de encaixe aos demais componentes da estrutura.

O tubo de vidro foi preenchido com graxa de silicone para reduzir o atrito da lima contra a parede do capilar.

Quando o mecanismo é acionado as placas de polímero descem sobre a lima que está sendo analisada bem próximas a D16 (Figura 4) e essa corta 5 milímetros das placas nos locais pré-determinados (1 milímetro de espessura) (Figura 22).

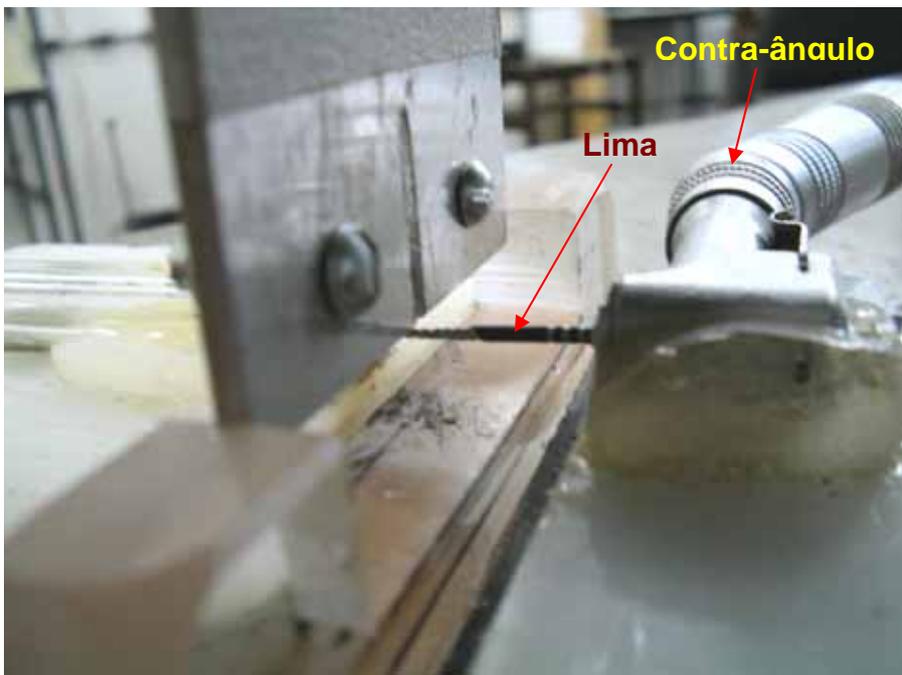
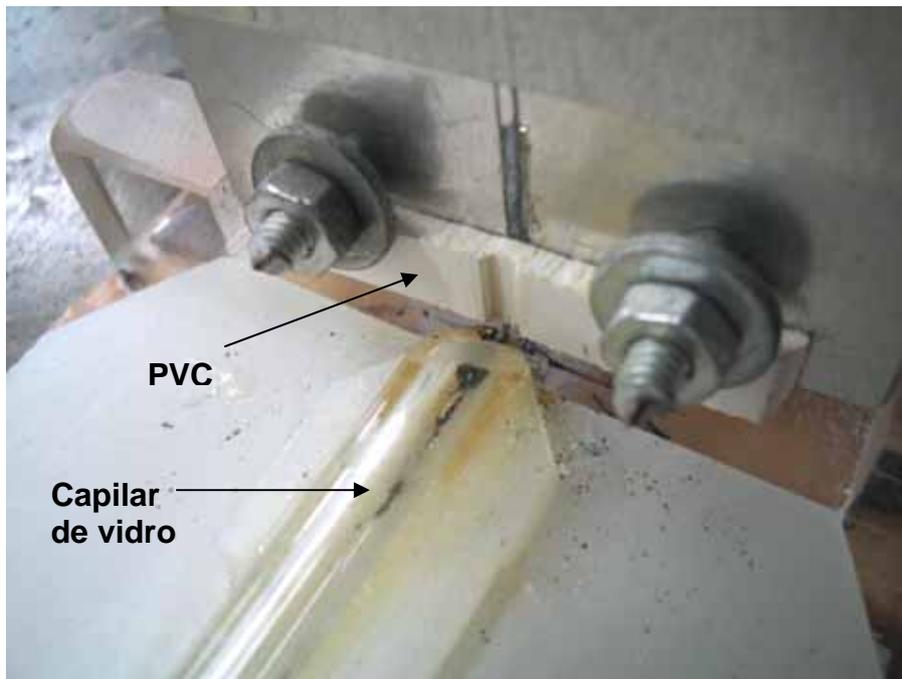


Figura 22 – Fotos do dispositivo de avaliação da eficiência de corte.

<sup>2</sup> Contra-ângulo é uma peça que acoplada ao motor utilizado pelo dentista transfere o eixo de rotação deste para a broca ou lima.

Os ensaios de eficiência de corte foram realizados em duas condições distintas: EfC 1 e EfC 2. A diferença entre os dois ensaios está no peso atuando sobre as placas de polímero. O peso de 1,65 kgf foi utilizado no ensaio EfC 1 e o peso de 1,28 kgf foi utilizado no ensaio EfC 2.

Quando a placa de polímero oferece resistência ao corte realizado pela lima, a corrente elétrica que passa pelo motor aumenta. O módulo de controle (Easy Endo *modificado*<sup>3</sup>) detecta esse aumento da intensidade de corrente e o transforma em “Unidades Arbitrárias”.

O registro da quantidade instantânea de Unidades Arbitrárias assim como do somatório delas é feito através de uma comunicação do controlador com um computador pessoal. O programa que lê e registra os valores obtidos foi desenvolvido no laboratório utilizando a linguagem de programação Qbasic.

#### **4.2.1.1. Motor Para a Rotação Da Lima**

O motor utilizado para a rotação da lima foi fornecido pela Easy Equipamentos Odontológicos. A velocidade de rotação da lima foi fixada em 350 rpm. Essa velocidade é sugerida pelo fabricante da lima para seu uso clínico.

#### **4.2.2. Dispositivo Para Simulação de Fadiga**

A componente flexural do processo de fadiga de uma lima endodôntica quando em seu uso apropriado foi simulada por um dispositivo (Figura 23) no qual essa lima foi girada no interior de pequenos capilares de vidro (Figura 24) previamente dobrados em duas angulações distintas. O raio de curvatura foi fixado em 5mm. Esses capilares possuem paredes de 2,0 mm. Foram conformados ao redor de um cilindro de 3,0 mm de raio garantindo assim os 5,0 mm de raio de curvatura.

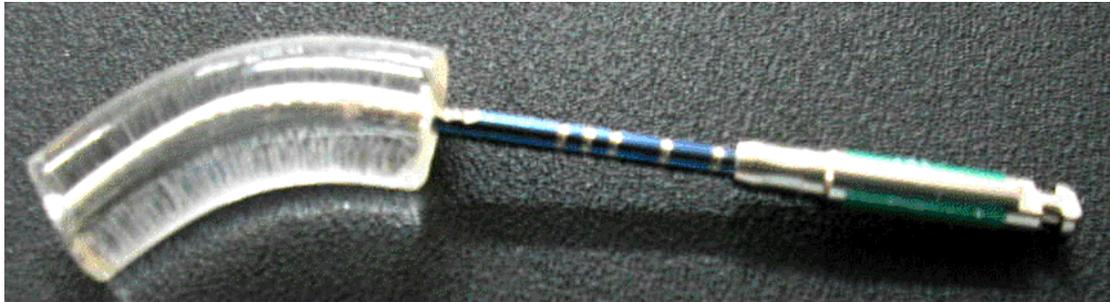
---

<sup>3</sup> O aparelho Easy Endo utilizado nesse estudo foi modificado pelo fabricante para auxílio no desenvolvimento de uma seqüência de limas mais eficiente.

O material escolhido para o capilar foi o vidro, pois este apresentaria um atrito muito menor com a lima do que, por exemplo, o aço.



**Figura 23 - Fotos do dispositivo dos ensaios de fadiga.**



**Figura 24 - Fotos dos capilares de vidro.**

Na primeira condição testada (Fad 1), que foi também a mais severa, o capilar de vidro tinha uma angulação de  $60^\circ$ . Essa angulação foi escolhida pois traduz condições de trabalho bastante adversas, tais condições são comumente encontradas na clínica de profissionais especializados. A lima foi inserida até que os 2,0 mm da ponta ultrapassassem o final do capilar, o que fazia com que o diâmetro correspondente ao trecho de maior curvatura ou de máxima flexão fosse maior.

Na segunda condição testada (Fad 2 e Fad 3) o capilar de vidro foi dobrado em uma angulação de  $30^\circ$ . Essa angulação foi escolhida, pois é um valor situado dentro da média da curvatura dos canais segundo ROYAL & DONNELLY, 1995 [12] (Tabela 3).

O grupo de limas que foi avaliado na angulação de 30° ainda foi subdividido em dois. A diferença entre eles foi a quantidade de lima inserida dentro do capilar, variando assim a porção, e conseqüentemente o calibre da lima que é submetido à fadiga. As limas do primeiro sub-grupo (Fad 2) foram inseridas até que os 1,5 mm da ponta ultrapassassem o final do capilar. Enquanto que as limas do segundo sub-grupo (Fad 3) foram inseridas até que os 0,2 mm da ponta ultrapassassem o final do capilar (Tabela 9).

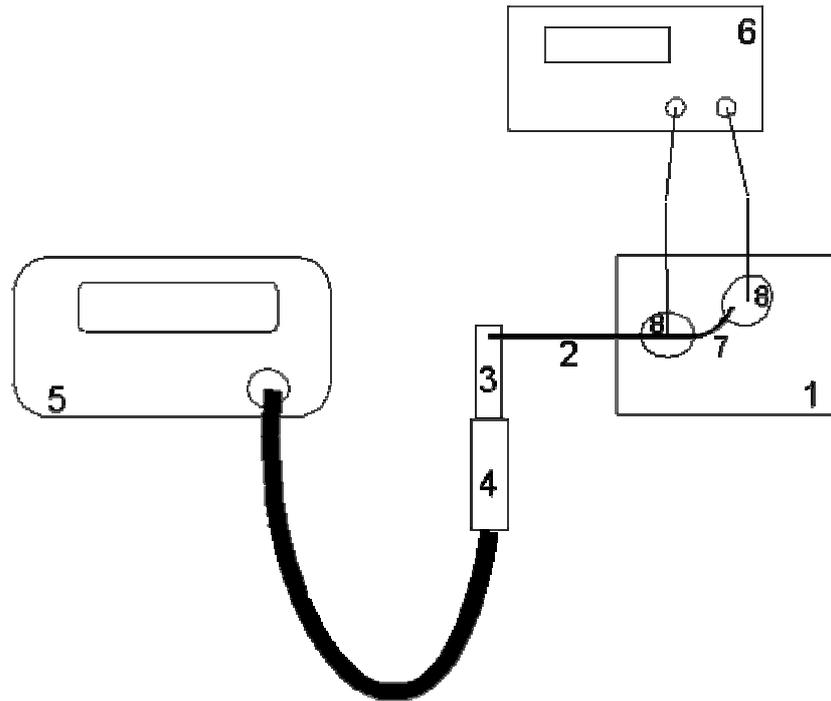
**Tabela 9 - Características dos ensaios de fadiga.**

	<b>Angulação</b>	<b>Raio de Curvatura</b>	<b>Inserção da Lima</b>
<b>Fad 1</b>	60°	5,0 mm	2,0 mm
<b>Fad 2</b>	30°	5,0 mm	1,5 mm
<b>Fad 3</b>	30°	5,0 mm	0,2 mm

Esses capilares foram fixados a bases intercambiáveis através de resina acrílica. Essas bases foram acopladas por meio de encaixe ao mecanismo de avaliação da eficiência de corte. Foram reservados espaços na resina que fixou os capilares nas duas extremidades destes, formando assim dois nichos que foram preenchidos com mercúrio para a realização de contatos elétricos.

Na simulação de fadiga a placa de PVC bem como a haste metálica que a segura não tiveram função.

O ensaio de fadiga é realizado com a monitoração da resistência elétrica que a lima oferece a passagem de corrente da saída à entrada do capilar (Figura 25).



**Figura 25 - Esquema dos ensaios de fadiga.**

- |                                     |  |
|-------------------------------------|--|
| 1. Dispositivo simulador da fadiga. | 6. Ohmímetro.                              |
| 2. Lima endodôntica.                | 7. Trecho da lima que está sendo avaliado. |
| 3. Contra-ângulo.                   | 8. Contatos elétricos de mercúrio.         |
| 4. Motor elétrico.                  |  |
| 5. Controlador do motor.            |  |

#### **4.2.1.2. Sensor de Integridade Da Lima**

A percepção da fratura da lima se dá pela análise do gráfico Resistência Elétrica X Tempo, onde a fratura é representada por um aumento da resistência. A resistência à passagem de corrente elétrica é medida por um ohmímetro acoplado a um computador. Esse computador registra a intervalos de 1 segundo a resistência da lima.

#### 4.2.3. Microscopia Eletrônica de Varredura E Metalografia

A análise metalográfica foi obtida pela observação de corpos de prova produzidos a partir das limas estudadas. Tais corpos de prova foram examinados em duas diferentes situações: tracionados e “não-tracionados” (Figura 26).

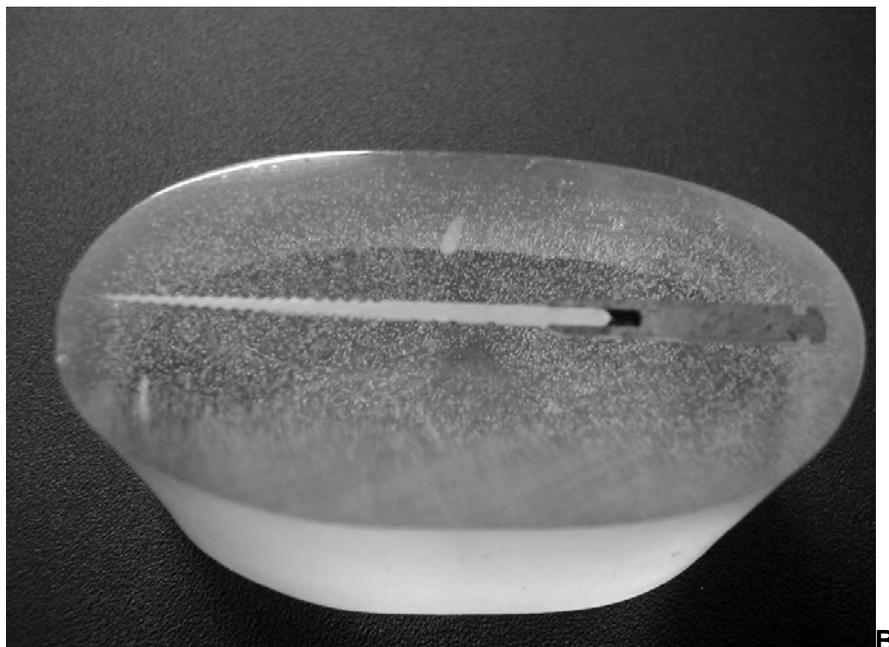


Figura 26 - Corpos de prova para metalografia. Tracionado (A) e não-tracionado (B).

O eletrólito utilizado para fazer o ataque metalográfico foi uma solução de 2ml de ácido fluorídrico (HF), 5ml de ácido nítrico (HNO<sub>3</sub>) e 30ml de ácido acético glacial (OH<sub>3</sub>COOH) [3]. O tempo de exposição dos corpos de prova foi de um minuto a frio. Após o ataque foi realizada uma lavagem das peças com uma solução de água / álcool com uma posterior secagem das mesmas.

### **4.3. Etapas Dos Procedimentos**

#### **4.3.1. Caracterização da Liga**

A liga na qual a lima foi usinada foi caracterizada através de um exame metalográfico e um exame de sua composição aproximada por EDS.

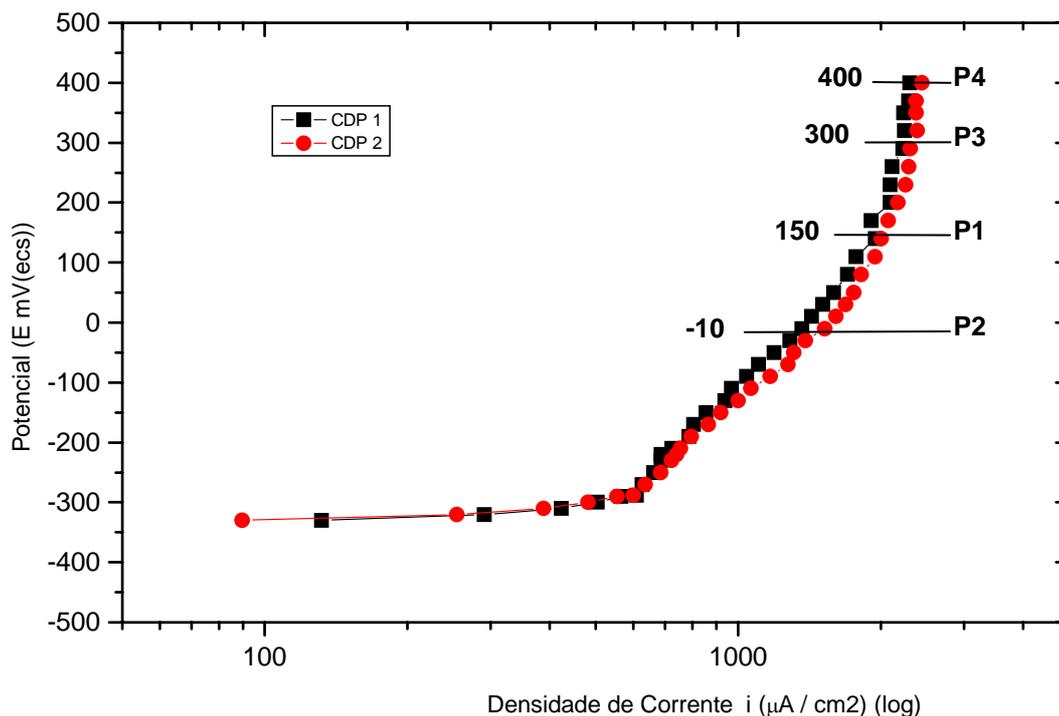
#### **4.3.2. Polimento Eletrolítico**

O grupo trabalho foi submetido ao polimento eletrolítico.

A definição das condições nas quais seria aplicado o polimento eletrolítico foram definidas a partir de ensaios para curva de polarização anódica.

A Figura 27 nos mostra a curva de polarização anódica do níquel-titânio na solução eleita para o polimento.

A solução utilizada foi a mesma da metalografia: 2 ml HF + 5 ml HNO<sub>3</sub> + 30 ml ac. Acético. O pH da solução era igual a 1,1 pH. A área do corpo de prova 1 (CDP1) e do corpo de prova 2 (CDP2) eram iguais a 0,22 cm<sup>2</sup>. O potencial de corrosão da liga neste eletrólito é igual a -334 mV<sub>ecs</sub>.



**Figura 27 – Curva de polarização anódica em corpos de prova de níquel-titânio.**

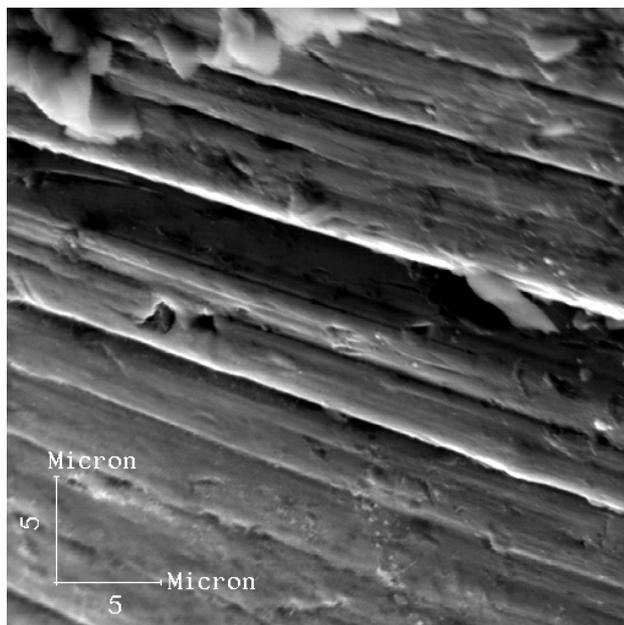
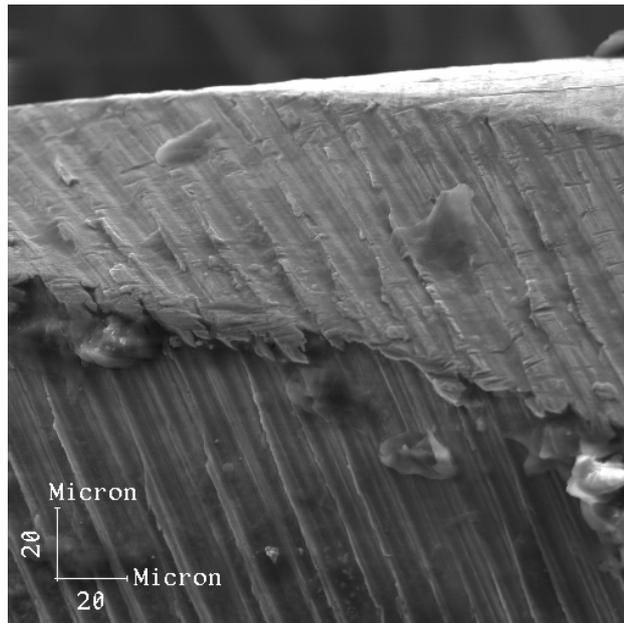
Foram testadas quatro condições distintas para o polimento. Os quatro polimentos foram escolhidos de forma arbitrária para que fossem testados vários pontos na curva de polarização desse material. O tempo de exposição ao polimento foi variado de forma inversa ao potencial.

A Tabela 10 mostra as condições pré-definidas para os quatro polimentos que foram avaliados.

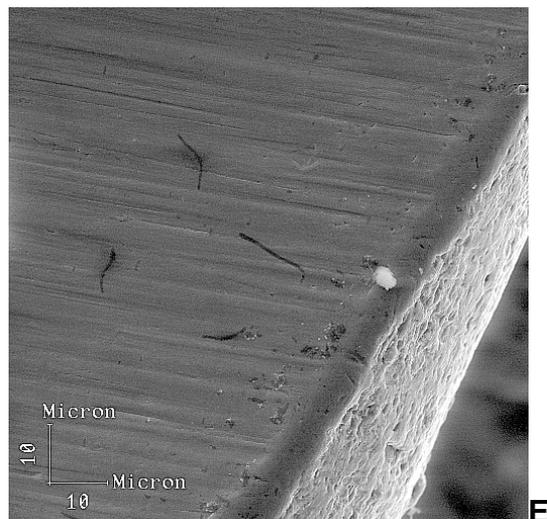
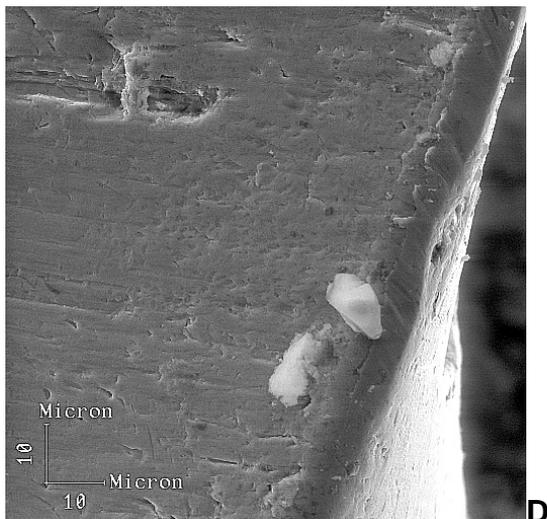
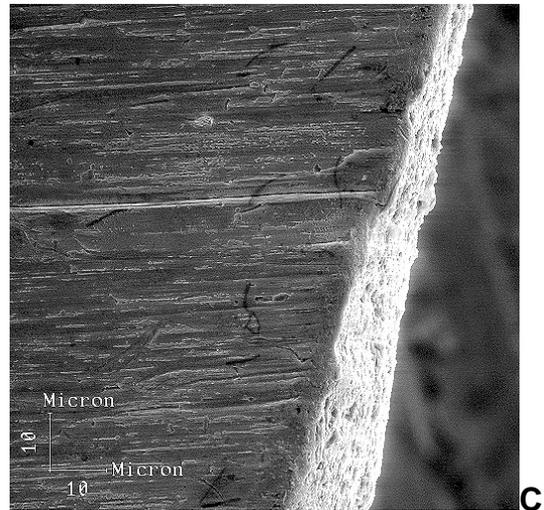
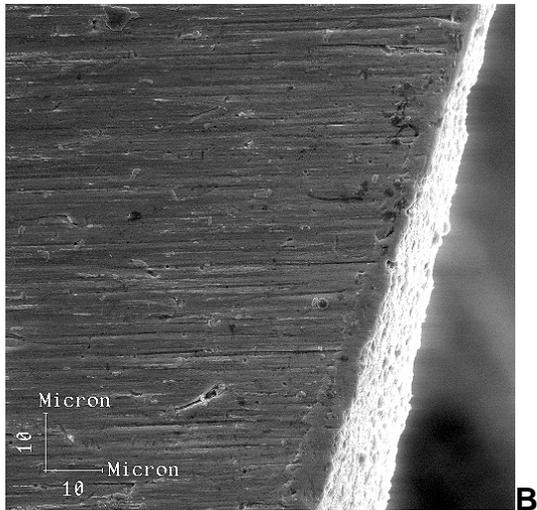
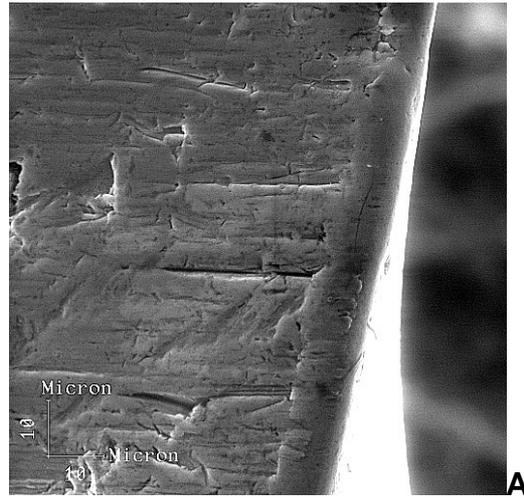
**Tabela 10 - Definição do polimento.**

	Potencial (mV)	Tempo (s)
<b>Polimento 1</b>	150	240
<b>Polimento 2</b>	-10	240
<b>Polimento 3</b>	300	120
<b>Polimento 4</b>	400	60

Após exame em microscopia eletrônica de varredura e avaliação visual da rugosidade da superfície (Figura 28), foi decidido que o polimento quatro foi aquele cujo resultado apresentou uma superfície mais plana (Figura 29).



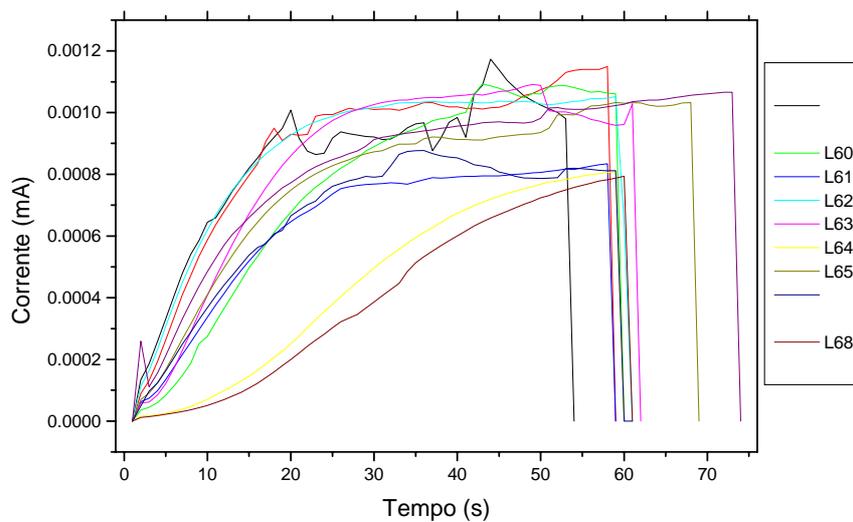
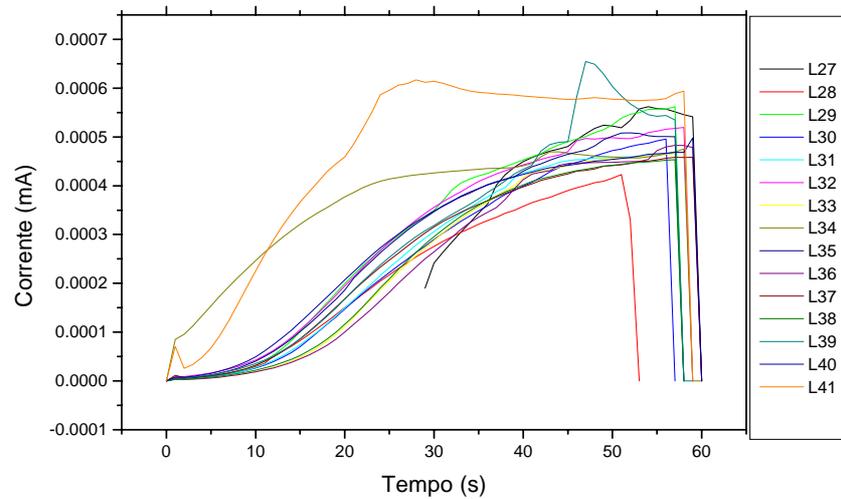
**Figura 28 - Exame da superfície da lima à microscopia eletrônica de varredura. Evidenciando as ranhuras nas superfícies das limas que agem como concentradores de tensão.**



**Figura 29 - Imagens dos diferentes polimentos em MEV. (A) Sem qualquer polimento, (B) Polimento I, (C) Polimento II, (D) Polimento III, (E) Polimento IV. Aumento de 1000X.**

No decorrer desse estudo foi feito polimento em dois grupos de limas. O comportamento delas durante o polimento foi acompanhado por gráficos Corrente X Tempo.

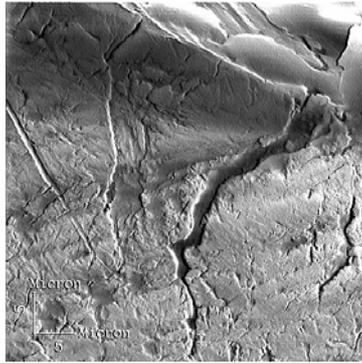
A Figura 30 mostra o comportamento de cada lima durante o polimento eletrolítico.



**Figura 30 - Gráficos do polimento eletrolítico mostrando o comportamento de cada uma das limas durante as duas levadas de “Polimento IV” que foram feitas.**

#### 4.3.3. Análise Em MEV Inicial

Os dois grupos foram analisados à microscopia eletrônica de varredura para detecção de algum possível defeito que inviabilize a experiência. Assim como para a comparação visual entre a superfície da lima tratada e a sem tratamento.



**Figura 31 - Trinca na lima.**

#### 4.3.4. Preparação do Grupo Controle

O grupo controle foi composto por limas selecionadas aleatoriamente da população de limas. Não houve polimento nesse grupo.

O grupo controle foi submetido à fadiga flexural até a fratura das limas segundo as condições definidas para os ensaios de fadiga números 1, 2 e 3.

#### 4.3.5. Preparação do Grupo Trabalho

O grupo trabalho foi composto por limas selecionadas aleatoriamente da população de limas. A esse grupo foi aplicado o polimento número 4 (400mV / 60s).

O grupo trabalho foi submetido à fadiga flexural até a fratura das limas segundo as condições definidas para os ensaios de fadiga números 1, 2 e 3.

#### **4.3.6. Avaliação da Eficiência de Corte**

Submissão dos grupos controle e trabalho aos ensaios de eficiência de corte números 1 e 2 para avaliação comparativa dos seus resultados.

O objetivo é avaliar se o polimento eletrolítico afeta negativamente a capacidade de corte das limas.

#### **4.3.7. Análise do Comportamento**

A análise da fadiga foi feita pela avaliação da média do número de ciclos que cada um dos dois grupos percorreu até sua fratura.

A análise da eficiência de corte foi feita pela avaliação da média do somatório de “Unidades Arbitrárias” que cada um dos dois grupos acumulou até o completo corte da placa teste. .

#### **4.3.8. Análise em MEV**

Os dois grupos foram analisados à microscopia eletrônica de varredura para identificação das superfícies de fratura.

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Metalografia

O exame metalográfico das amostras das limas que foram objeto desse estudo revelou um padrão compatível com a estrutura austenítica do níquel-titânio encontrada na literatura [34].

A Figura 32 nos mostra os padrões estruturais da lima tracionada (A) e não-tracionada (B). Essas duas figuras foram obtidas, respectivamente, a partir dos corpos de prova exibidos nas figuras 26 (A) e (B).

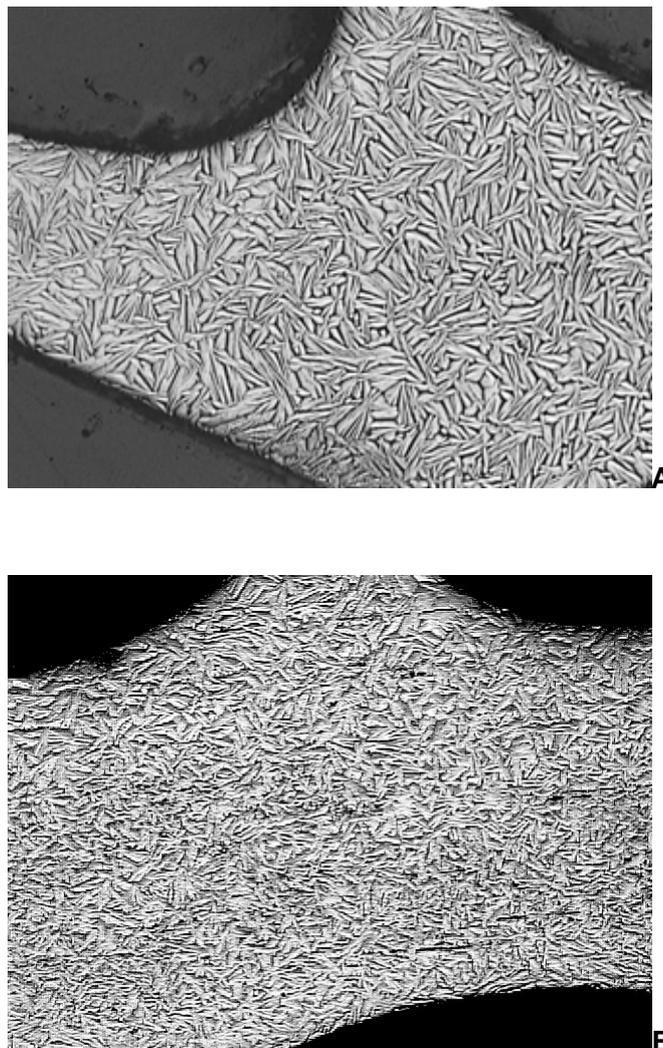


Figura 32 - Metalografia de lima tracionada (100X) (A) e não-tracionada (100X) (B).

## 5.2. Análise da Composição

Quando submetida ao EDS a liga apresentou uma composição aproximada de 46,5% de Ti e 53,5% de Ni.

A Figura 33 mostra o gráfico gerado pelo EDS apresentando a composição da liga.

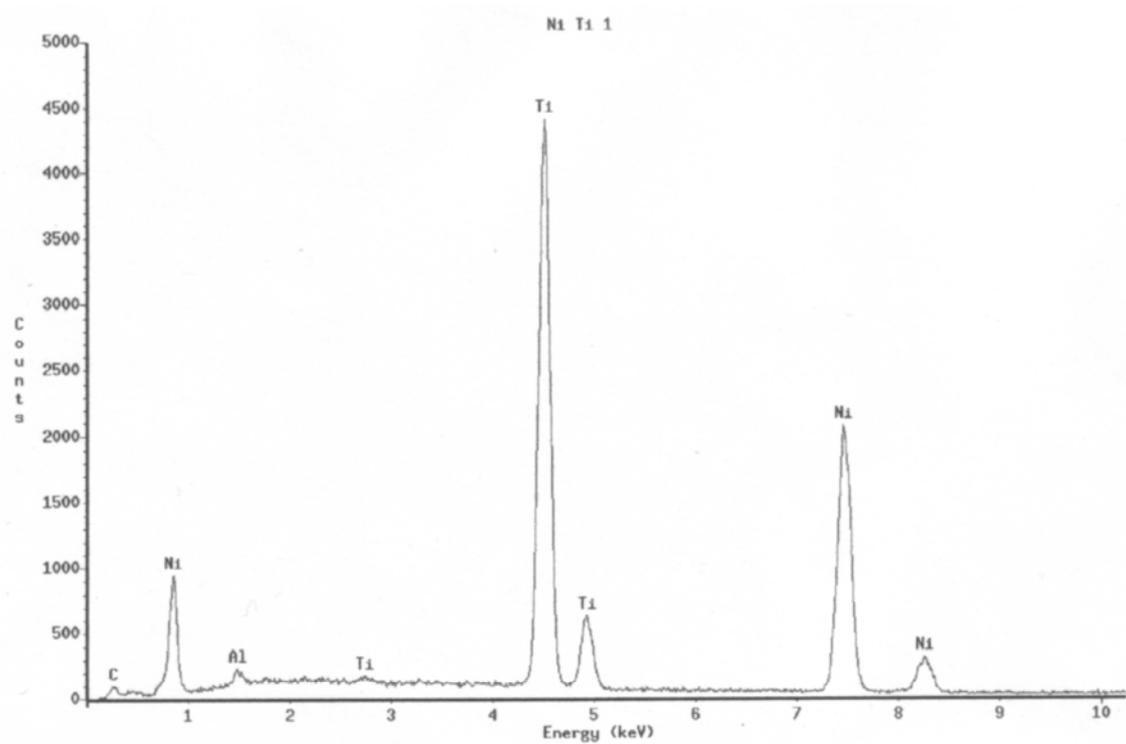


Figura 33 - Análise da composição da liga utilizando o EDS.

## 5.3. Fadiga

A Tabela 11 nos mostra a vida em fadiga em número de ciclos mensurada em cada lima submetida aos experimentos de fadiga (Fad 1, Fad 2 e Fad 3).

**Tabela 11 - Resultados dos ensaios de fadiga em número de ciclos para a fratura.**

Fad 1		Fad 2		Fad 3	
S/ Pol	Pol4	S/ Pol	Pol4	S/ Pol	Pol4
122		670		11584	
116		6049		6381	
46		6982		14729	
69		3704		20836	
58		3925		32199	
	52	7285		30951	
	52		6380	37088	
			11993	40588	
			13819		5547
			17704		40844
			21075		40833
			7606		40833
			12844		40833
			15843		40833
			9624		11724
			16852		36434
			17995		
			26465		

A Figura 34, a Figura 35 e a Figura 36 nos apresentam de forma gráfica a vida em fadiga em número de ciclos dos experimentos de fadiga (Fad 1, Fad 2 e Fad 3) dispostos na Tabela 11.

### 5.3.1. Ensaio de Fadiga 1 (Fad 1)

Uma análise dos valores obtidos para o experimento Fad 1 foi feita segundo a tabela ANOVA, com um intervalo de confiança de 95% (Tabela 12).

Sob tais condições os subgrupos “Sem Polimento” e “Polimento 4” não se mostraram significativamente diferentes.

**Tabela 12 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga Fad 1.**

	Média	Variância	N
Sem Polimento	87,83333	1149,76667	6
Polimento 4	52	0	2
F=2,01019			
p=0,20603			

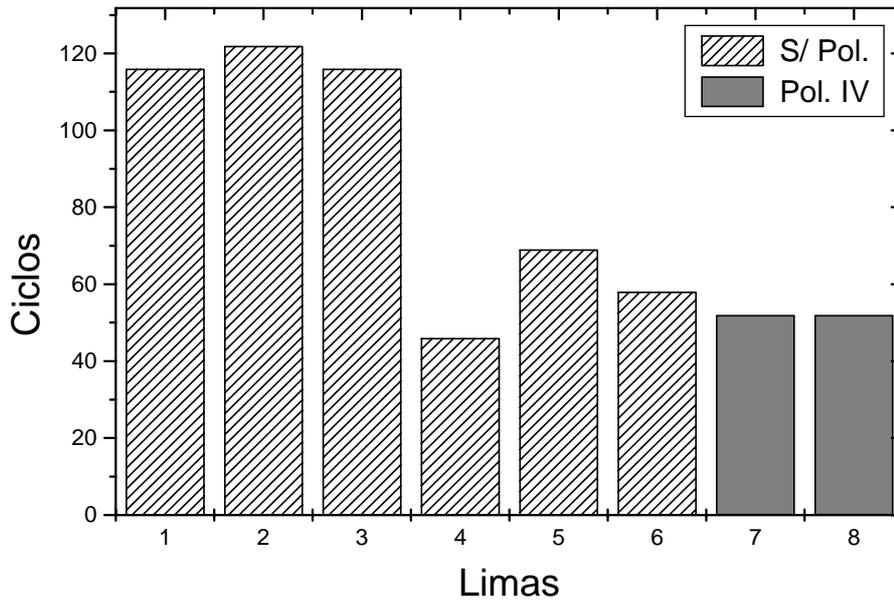


Figura 34 - Gráfico do ensaio de fadiga (Fad 1).

### 5.3.2. Ensaio de Fadiga 2 (Fad 2)

Uma análise dos valores obtidos para o experimento Fad 2 foi feita segundo a tabela ANOVA, com um intervalo de confiança de 95%. Sob tais condições os subgrupos “Sem Polimento” e “Polimento 4” mostraram-se significativamente diferentes (Tabela 13).

Tabela 13 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga Fad 2.

	Média	Variância	N
Sem Polimento	4769,16667	6,30288E6	6
Polimento 4	14208	3,54803E7	13
F=13,59709			
p=0,00183			

Alterando-se ainda o intervalo de confiança para 99% os dois subgrupos permanecem significativamente diferentes.

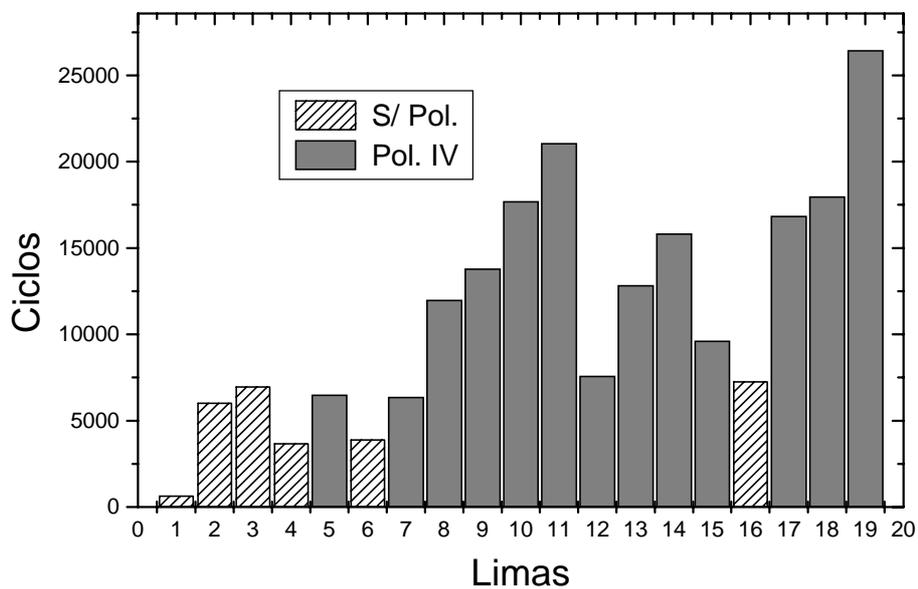


Figura 35 - Gráfico do ensaio de fadiga (Fad 2).

### 5.3.3. Ensaio de Fadiga 3 (Fad 3)

Para o experimento Fad 3 não foi utilizada a tabela ANOVA.

As 6<sup>a</sup>, 7<sup>a</sup>, 9<sup>a</sup>, 11<sup>a</sup> e 12<sup>a</sup> limas desse experimento não fraturaram após 40833 ciclos. A 16<sup>a</sup> lima desse experimento fraturou após 40588 ciclos (Figura 36).

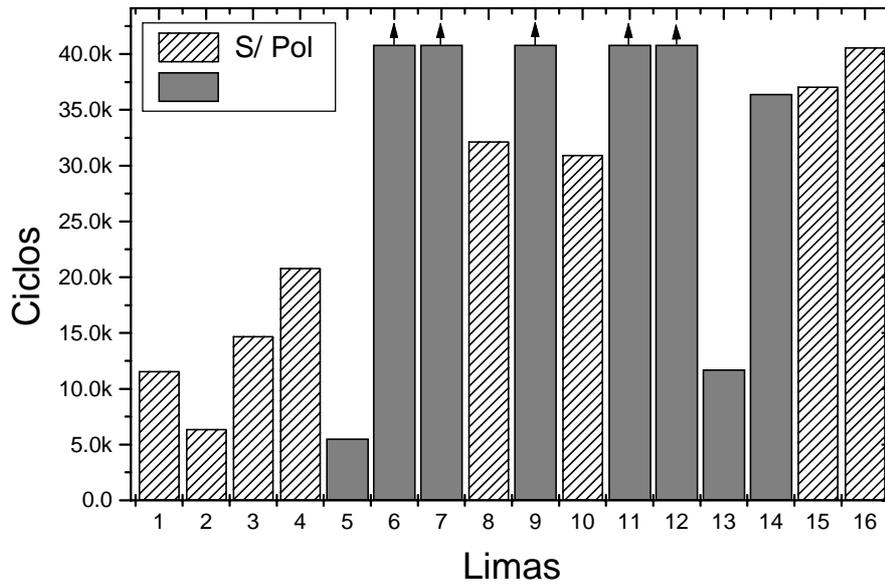


Figura 36 - Gráfico do ensaio de fadiga (Fad 3).

#### 5.4. Eficiência De Corte

A Tabela 14 nos mostra os somatórios de Unidades Arbitrárias obtidos em cada lima submetida aos experimentos de avaliação da eficiência de corte (EfC 1 e EfC 2).

Tabela 14. - Resultados dos ensaios de eficiência de corte em somatório de UA.

EfC 1		EfC 2	
S/ Pol	Pol4	S/ Pol	Pol4
30995		27813	
7846		34583	
9272		6060	
4449		31378	
7550		28131	
8997		30369	
6132			18867
	20940		26301
	7679		36690
	5676		51802
			28952
			21954

A Figura 37 e a Figura 38 nos mostram de forma gráfica os somatórios de Unidades Arbitrárias dos experimentos de eficiência de corte (EfC 1 e EfC 2) dispostos na Tabela 14.

#### 5.4.1. Ensaio de Eficiência de Corte 1 (EfC 1)

Uma análise dos valores dos somatórios de Unidades Arbitrárias obtidos para o experimento EfC 1 foi feita segundo a tabela ANOVA, com um intervalo de confiança de 95% (Tabela 15).

Sob tais condições os subgrupos “Sem Polimento” e “Polimento 4” não se mostraram significativamente diferentes.

**Tabela 15 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga EfC 1.**

	Média	Variância	N
S	7374,33333	3,3177E6	6
Polimento 4	11431,66667	6,88093E7	3

F=1,49453  
p=0,26108

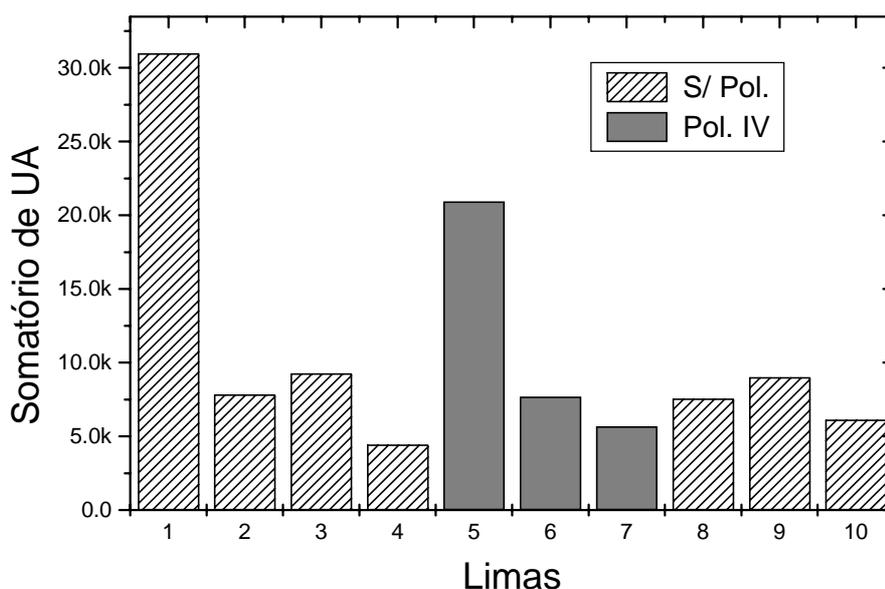


Figura 37 - Gráfico do ensaio de eficiência de corte (EfC 1).

#### 5.4.2. Ensaio de Eficiência de Corte 2 (EfC 2)

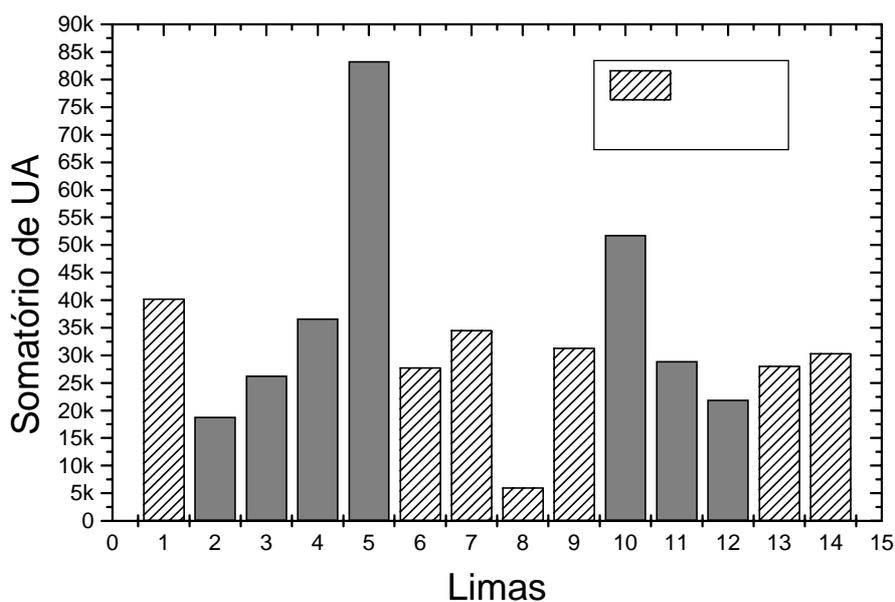
Uma análise dos valores dos somatórios de Unidades Arbitrárias obtidos para o experimento EfC 1 foi feita segundo a tabela ANOVA, com um intervalo de confiança de 95% (Tabela 16).

Sob tais condições os subgrupos “Sem Polimento” e “Polimento 4” não se mostraram significativamente diferentes.

Tabela 16 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga EfC 2.

	Média	Variância	N
Sem Polimento	28377,57143	1,15381E8	7
Polimento 4	38273,42857	5,15068E8	7

F=1,08731  
p=0,31762



**Figura 38 - Gráfico do ensaio de eficiência de corte (EfC 2).**

## **6. DISCUSSÃO**

### **6.1. Fadiga**

Os ensaios de fadiga foram realizados em 3 grupos distintos (Fad 1, Fad 2 e Fad 3). A determinação das condições de cada um desses grupos foi descrita no capítulo 4 deste trabalho.

Alguns autores pesquisaram o assunto “Fratura por Fadiga”, mas com algumas diferenças significativas para o presente estudo.

SATTAPAN *et al.* [27] analisou as limas após serem descartadas pelos dentistas, ao passo que no presente estudo as limas utilizadas foram novas. Esse estudo difere em muito do presente, visto que ao utilizar-se de limas previamente usadas, SATTAPAN desconsiderou muitas variáveis que não são possíveis controlar na clínica endodôntica. Como exemplo disso temos angulação e raio de curvatura do canal e também torção aplicada à lima durante o tratamento endodôntico.

Uma seqüência de três trabalhos (GAMBARINI *et al.* [21], YARED *et al.* [23] e GHASSAN *et al.* [32]) bastante semelhantes avaliam a fadiga dos instrumentos versus uso. Todavia, algumas diferenças fazem com que não se possa comparar os resultados com o presente trabalho.

O trabalho de GAMBARINI utilizou limas novas em tubos de metal com raio de curvatura de 5,0 milímetros e o motor a 350 rpm, mas esse trabalho não relata a angulação utilizada nesses tubos de metal nem o ponto da lima ao qual foi aplicada a flexão.

O trabalho de Yared além de omitir informações como raio de curvatura e ponto de flexão da lima, utiliza como parâmetros a Norma número 28 da ADA que é referente a instrumentos de aço.

O trabalho de Ghassan além da omissão das mesmas informações não apresentadas por Yared trabalhou com angulação de 90°.

Por não haver na literatura até o momento modelos de ensaios para fratura por fadiga que avaliassem os efeitos de condições de superfície, tais experimentos foram desenvolvidos no próprio laboratório.

Os autores GAMBARINI *et al.* [21], YARED *et al.* [32], PRUET *et al.* [14] e SVEC *et al.* [35] utilizaram capilares de metal em seus trabalhos para testar as limas quanto à fadiga. Esses autores não levaram em conta o atrito das limas contra as paredes do capilar. Essa força de atrito vai gerar um torque na lima. No presente estudo optou-se por não incluir a avaliação dessa componente.

Nesse trabalho foi feita a opção por um capilar de vidro para que fosse evitado aqui o efeito de atrito contra as paredes do capilar. As paredes do capilar tinham uma espessura de 2,0 mm.

Os resultados obtidos para os três ensaios de fadiga com seus respectivos subgrupos podem ser entendidos da seguinte forma:

#### **6.1.1. Ensaio de Fadiga 1 (Fad 1)**

Embora os resultados entre os subgrupos “Sem Polimento” e “polimento 4” desse grupo não tenham se apresentado significativamente diferentes, há que se levar em conta entretanto o fato de que as condições estabelecidas para esse grupo foram

excessivamente severas, o que deixou a sensibilidade do experimento bastante prejudicada.

As condições utilizadas para esse ensaio foram: uma angulação de 60°, um raio de curvatura de 5,0 mm e uma inserção de lima que transpassava a ponta do capilar em 2,0 mm. Tais condições são encontradas facilmente nos canais que um especialista em endodontia usualmente trata. O fato que fez toda a diferença desse experimento para a clínica desses profissionais é a quantidade de lima inserida no ducto, ou ainda, o ponto de flexão das limas experimentadas.

Essas condições formam um quadro que, ainda que representem um experimento bastante conservativo, afastam-se da realidade clínica. As limas submetidas a esse experimento são sujeitas a tal estado de tensões que há a descaracterização de um ensaio de fadiga.

Quando o profissional encontra tais condições ele lança mão de uma lima de menor diâmetro, que portanto, suportará tais condições dentro de limites de segurança aceitáveis.

#### **6.1.2. Ensaio de Fadiga 2 (Fad 2)**

As condições utilizadas para esse ensaio foram: uma angulação de 30°, um raio de curvatura de 5,0 mm e uma inserção de lima que transpassava a ponta do capilar em 1,5 mm. Tais condições foram escolhidas por representarem a média dos condutos radiculares de dentes humanos, conforme exibido na Tabela 3.

Os resultados desse grupo, apresentados na Tabela 11 e na Figura 35, apontam para um aumento da vida em fadiga.

Os resultados entre os subgrupos “Sem Polimento” e “Polimento 4” desse grupo se apresentaram significativamente diferentes segundo a análise de variância da tabela ANOVA, mesmo levando-se em consideração um intervalo de confiança de 99%.

A diferença encontrada entre os dois subgrupos deve-se ao fato do polimento eletrolítico realizado no segundo subgrupo ter melhorado a condição do acabamento de superfície. Após o polimento 4 (ver capítulo 4.3.2.) houve uma regularização da superfície usinada da lima (Figura 29 A e B). Esse procedimento eliminou boa parte dos defeitos que agiam como concentradores de tensão.

### **6.1.3. Ensaio de Fadiga 3 (Fad 3)**

As condições utilizadas para esse ensaio foram: uma angulação de 30°, um raio de curvatura de 5,0 mm e uma inserção de lima que transpassava a ponta do capilar em 0,2 mm.

Não foi possível realizar uma análise de variância nos resultados desse grupo, pois algumas limas não fraturaram no período em que estavam sendo testadas.

A análise desse grupo não pode ser feita através de uma comparação da média de um subgrupo contra a média do outro subgrupo. Esse grupo abriga eventos distintos. Em um deles temos as limas que foram submetidas à fadiga até a fratura das mesmas, enquanto que no outro temos limas que foram submetidas à fadiga atingiram um tempo pré-determinado, sendo submetidas às condições do teste, e não fraturaram.

Foram cinco as limas não fraturadas. Todas elas faziam parte do subgrupo das que receberam tratamento de superfície (8 limas). Todas as limas do subgrupo que

não recebeu tratamento de superfície (8 limas) fraturaram. Esse fato é um forte indício do prolongamento da vida em fadiga dessas limas.

## **6.2. Eficiência De Corte**

A avaliação da eficiência de corte é muito importante no presente estudo. De nada adiantaria um tratamento que aumentasse a vida em fadiga das limas se o mesmo provocasse nas limas uma perda de capacidade de corte significativa. TEPEL *et al.*, 1997 [22] ressalta a importância desse fato.

A perda dessa eficiência teria como resultado, para a realização do mesmo trabalho (preparo do conduto radicular), o emprego por parte do dentista de uma maior força no contra-ângulo. Isso favoreceria o travamento das limas no interior do conduto e a subsequente fratura das limas por torção.

Para avaliar essa eficiência foi desenvolvido nesse laboratório um mecanismo de teste. Esse mecanismo (previamente descrito no capítulo 4.2.1. e ilustrado na Figura 22) consiste em uma placa de teste que desce sob a ação de um peso determinado sobre a lima acionada. O tempo gasto para o corte da placa de teste é medido. A lima mais eficiente cortará a placa em menos tempo.

A escolha do material polimérico PVC como material teste da eficiência das limas foi feita após uma série de testes com diferentes polímeros.

Caso o material teste provasse ser termo-plástico e alterasse seu estado físico não seria possível o teste da eficiência. O PVC foi o material que mais se adaptou a esses critérios.

Nesse estudo analisamos dois grupos (EfC 1 e EfC 2) cada qual com um subgrupo “sem polimento” e um subgrupo “polimento 4” quanto à eficiência de corte.

A diferença entre esses dois ensaios foi a força aplicada à placa teste. O peso de 1,65 kgf foi utilizado no ensaio EfC 1 e o peso de 1,28 kgf foi utilizado no ensaio EfC 2.

A definição dos pesos utilizados nos ensaios de eficiência de corte foi feita de forma empírica.

Os resultados desses ensaios podem ser lidos da seguinte forma:

Os resultados dos ensaios que avaliaram a eficiência de corte (EfC 1 e EfC 2) foram analisados segundo a tabela ANOVA, e para um intervalo de confiança de 95%, não se mostraram significativamente diferentes.

Isso permite concluir que o polimento eletrolítico como método não afeta a eficiência de corte, atendendo a condição inicialmente considerada como objetivo do trabalho.

## 7. CONCLUSÕES

Através das observações realizadas, dos três ensaios de fadiga e dos dois ensaios de eficiência de corte realizados nesse estudo pudemos afirmar os seguintes pontos:

1. As limas endodônticas de níquel-titânio à disposição no mercado possuem um acabamento de superfície, decorrente da sua produção através de usinagem, bastante irregular. A superfície dessas limas (novas) contém uma série de defeitos que agem como concentradores de tensão.
2. As limas de níquel-titânio passam a ter uma superfície muito mais regular quando são submetidas a um polimento eletrolítico, como um tratamento de superfície.
3. Avaliamos também que limas com uma superfície mais regular e livre das tensões oriundas dos defeitos desta superfície possuem uma vida em fadiga mais longa.
4. O polimento eletrolítico proposto como tratamento de superfície não alterou de forma significativa a eficiência de corte das limas.
5. A metodologia utilizada neste trabalho foi consistente podendo ser reproduzível e com potencial de aperfeiçoamento podendo trazer mais informações.

## **8. SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS**

1. Aprimoramento do tratamento de superfície, contando para isso com a utilização de corpos de prova de geometria bastante simples e a otimização do polimento eletrolítico.
2. Avaliação do polimento mecânico como método de tratamento de superfície.
3. Desenvolvimento de sistema variável de angulação e raio de curvatura para a avaliação da vida em fadiga;
4. Avaliação da fadiga por torção.

## REFERÊNCIAS

1. H. C. Lin, K. M. Lin, Y. C. Chen, **A Study on the Machining Characteristics of NITI Shape Memory Alloys**, Journal of Materials Processing Technology 105:327-32 (2000)
2. John A. Shaw & Stelios Kyriakides **Thermomechanical Aspects Of Níquel-titânio**. J. Mech. Phys. Solids 43,8;1243-81 (1995).
3. Azevedo, Leila Bucci Dos Santos **Avaliação da resistência à corrosão de fios Ni-Ti termo-ativado e superelástico em presença de íons fluoreto**. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil (2003).
4. CALLISTER JR, W. D. **Materials Science and Engineering a Introduction**. Quinta edição, New York, (1997).
5. Darel E. Hodgson, Ming H. Wu and Robert J. Biermann.. **Shape Memory Alloys**, Shape Memory Applications, Inc. <http://www.sma-inc.com/SMAPaper.html> (1997)
6. ASTM f 2004-00 **Standard Test Method for Transformation Temperature of Nickel-Titanium Alloys by Thermal Analysis**
7. Weijia Tang and Rolf Sandström **Analysis of the influence of cycling on TiNi shape memory alloy properties**
8. Huseyin Sehitoglu, Robert Anderson, Ibrahim Karaman, Ken Gall & Yuriy Chumlyakov **Cyclic Deformation Behavior Of Single Crystal Níquel-titânio**. Materials Science and Engineering 314:67-4 (2001).
9. S. K. Wu, H. C. Lin, C. C. Chen, **A Study on the Machinability of a Ti Ni Shape Memory Alloy**, Materials Letters 40:27-32
10. K. Gall, K. Juntunen, H. J. Maier, H. Sehitoglu e Y. I. Chumlyakov **Instrumented Micro-Indentation Of Níquel-titânio Shape-Memory Alloys**. Acta Materialia 49:3205-17 (2001).
11. Cary J. Cunningham & E. Steve Senia **A Three-Dimensional Study Of Canal Curvature In The Mesial Roots Of Mandibular Molars**. J. of Endodontics 18:294-300 (1992).
12. John R. Royal, DDS and Jerome C. Donnelly, DMD **A Comparison Of Maintenance Of Canal Curvature Using Balanced Force Instrumentation With Three Different File Types**. J. of Endodontics 21:300-4 (1995).
13. Sam W. Schneider, D.D.S., Austin, Texas **A Comparison Of Canal Preparation In Straight And Curved Canals**. Oral Surgery 32:271-5 (1971).
14. John P. Pruett, David J. Clement, David L. Carnes **Cyclic Fatigue Testing Of Nickel-Titanium Endodontic Instruments**. J. of Endodontics 23:77-85 (1997).

15. Jean Camps, DDS, and Wilhelm Joseph Pertot, DDS ***Torsional And Stiffness Properties Of Canal Master U Stainless Steel And Níquel-titâniol Instruments.*** J. of Endodontics 20:395-8 (1994).
16. Ennio S. Mariscovetere, DDS, John O. Burgess, DDS, MS, David J. Clement, DDS, and Carlos E. del Rio, DDS ***Torsional Testing Of The Lightspeed Nickel-Titanium Instrument System.*** J. of Endodontics 22:681-4 (1996).
17. Canalda-Sahli, Brau-Aguadé, Berástegui-Jimeno ***Torsional And Bending Properties Of Stainless Steel And Nickel-Titanium Canal Master U And Flexogate Instruments.*** Endodontics & Dental Traumatology 12:141-5 (1996).
18. James Wolcott, DDS and Van T. Himel, DDS ***Torsional Properties Of Nickel-Titanium Versus Stainless Steel Endodontic Files.*** J. of Endodontics 23:217-20 (1997).
19. Samuel B. Mize, DDS, David J. Clement, DDS, John P. Pruett, DDS, David L. Carnes, Jr., PhD ***Effect Of Sterilization On Cyclic Fatigue Of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments.*** J. of Endodontics 24:843-47 (1998).
20. Christine Eggert, Ove Peters, Fred Barbakow ***Wear Of Nickel-Titanium Lightspeed Instruments Evaluated By Scanning Electron Microscopy.*** J. of Endodontics 25:494-7 (1999).
21. G. Gambarini ***Cyclic Fatigue Of ProFile Rotary Instruments After Prolonged Clinical Use.*** International Endodontic Journal 34:386-9 (2001).
22. Joachim Tepel, Edgar Schäfer, Wolfgang Hoppe ***Properties Of Endodontic Hand Instruments Used In Rotary Motion. Part 3. Resistance To Bending And Fracture.*** J. of Endodontics 23:141-5 (1997).
23. G. M. Yared, F. E. Bou Dagher & P. Machtou ***Cyclic Fatigue Of ProFile Rotary Instruments After Simulated Clinical Use.*** International Endodontic Journal 32:115-9 (1999).
24. Mario L. Zuolo, Richard E. Walton & Carlos A. F. Murgel ***Canal Master Files: Scanning Electron Microscopic Evaluation Of New Instruments And Their Wear With Clinical Usage.*** J. of Endodontics 18:336-9 (1992).
25. Mario L. Zuolo, Richard E. Walton ***Instrument Deterioration With Usage: Nickel-Titanium Versus Stainless Steel.*** Quintessence International 28:397-402 (1997).
26. Douglas N. Dederich & Kenneth L. Zakariasen ***The Effects Of Cyclical Axial Motion On Rotary Endodontic Instruments Fatigue.*** Oral Surgery 61:192-6 (1986).
27. Boonrat Sattapan, Garry J. Nervo, Joseph E. A. Palamara e Harold H. Messer ***Defects In Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use.*** J. of Endodontics 26:161-5 (2000).

28. G. M. Yared, F. E. Bou Dagher, P. Machtou ***Failure Of Profile Instruments Used With High And Low Torque Motors.*** International endodontic journal 34:471-5 (2001).
29. G. M. Yared, F. E. Bou Dagher & P. Machtou ***Influence Of Rotational Speed, Torque And Operator's Proficiency On Profile Failures.*** International endodontic journal 34:47-53 (2001).
30. Busslinger, B. Sener & F. Barbakow ***Effects Of Sodium Hypochlorite On Nickel-Titanium Lightspeed Instruments.*** International Endodontic Journal 31:290-4 (1998).
31. Ken ' Yokoyama, Kenichi Hamada, Keiji Moriyama, Kenzo Asaoka ***Degradation And Fracture Of Ni-Ti Superelastic Wire In An Oral Cavity.*** Biomaterials 22:2257-62 (2000).
32. Ghassan M. Yared, F. E. Bou Dagher, P. Machtou ***Cyclic Fatigue Of ProFile Rotary Instruments After Clinical Use.*** International endodontic journal 33:204-7 (2000).
33. Hyun-hwa Yun, DDS, MSD and Sung Kyo Kim, DDS, PhD ***A Comparison of the Shaping Abilities of 4 Nickel-Titanium Rotary Instruments in Simulated Root Canals.*** Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endod 95:228-33 (2003)
34. C. R. F. Azevedo and E. Hippert Jr. ***Failure Analysis Of Surgical Implants In Brazil.*** Engineering Failure Analysis 9: 621-33 (2002).
35. Timothy A. Svec, DDS, MS, and John M. Powers, PhD ***Effects Of Simulated Clinical Conditions On Nickel-Titanium Rotary Files.*** J. of Endodontics 25:759-60 (1999).
36. Specification #28 ADA / ANSI

## ANEXO A – ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Dente (estruturas)	3
Figura 2 - Linha média e posição dos dentes.	4
Figura 3 - Seção transversal das limas manuais. (A) Lima “Kerr” – seção transversal quadrilátera. (B) Alargador – seção transversal triangular. (C) Lima “Hedstroën” – Seção transversal complexa.	5
Figura 4 - Lima endodôntica manual.	6
Figura 5 - Lima endodôntica mecanizada de níquel-titânio.	7
Figura 6 - Diagrama de fases Ni X Ti.	9
Figura 7 - Curvas tensão X deformação em três diferentes temperaturas, mostrando (a) austenita, (b) martensita e (c) comportamento pseudo elástico [5].	11
Figura 8 – Curva de DSC para Níquel-titânio [6].	12
Figura 9 – Modificação da curva Tensão X Deformação de uma liga de níquel-titânio em função da temperatura [2].	13
Figura 10 - Curva Deformação X Temperatura mostrando a porcentagem de martensita transformada [5].	14
Figura 11 - Transformação de fases em uma curva Tensão X Deformação - 70°C [2].	15
Figura 12 - Variação do ponto de início de transformação para a fase martensítica (Ms) de acordo com a quantidade de Ni (%).	17
Figura 13 – As figuras A e B mostram o gráfico Tensão X Deformação após o primeiro e último (N) ciclos respectivamente [7].	18
Figura 14 - Gráfico comparativo entre corpo de prova tensionado de forma cíclica e corpo de prova tensionado de forma contínua [1].	20
Figura 15 - Fotos ilustrando como a superfície usinada do Níquel-titânio apresenta irregularidades [9][1].	21
Figura 16 - Determinação da angulação do canal pelo método de Schneider [14].	24
Figura 17 – Determinação do raio de curvatura do canal [14].	25
Figura 18 – Frequência acumulada de fratura de instrumentos a partir de dados compilados do trabalho de ZUOLO <i>et al.</i> , 1992 [24].	31
Figura 19 - Fraturas por torsão (A) e por fadiga (B) [27].	32
Figura 20 - Fraturas de fios de Nitinol "as-received" e fragilizados por Hidrogênio [31].	35

<b>Figura 21 – Transposição do conduto.</b>	<b>37</b>
<b>Figura 22 – Fotos do dispositivo de avaliação da eficiência de corte.</b>	<b>40</b>
<b>Figura 23 - Fotos do dispositivo dos ensaios de fadiga.</b>	<b>42</b>
<b>Figura 24 - Fotos dos capilares de vidro.</b>	<b>43</b>
<b>Figura 25 - Esquema dos ensaios de fadiga.</b>	<b>45</b>
<b>Figura 26 - Corpos de prova para metalografia. Tractionado (A) e não-tractionado (B).</b>	<b>46</b>
<b>Figura 27 – Curva de polarização anódica em corpos de prova de níquel-titânio.</b>	<b>48</b>
<b>Figura 28 - Exame da superfície da lima à microscopia eletrônica de varredura. Evidenciando as ranhuras nas superfícies da limas que agem como concentradores de tensão.</b>	<b>49</b>
<b>Figura 29 - Imagens dos diferentes polimentos em MEV. (A) Sem qualquer polimento, (B) Polimento I, (C) Polimento II, (D) Polimento III, (E) Polimento IV. Aumento de 1000X.</b>	<b>50</b>
<b>Figura 30 - Gráficos do polimento eletrolítico mostrando o comportamento de cada uma das limas durante as duas levadas de “Polimento IV” que foram feitas.</b>	<b>51</b>
<b>Figura 31 - Trinca na lima.</b>	<b>52</b>
<b>Figura 32 - Metalografia de lima tracionada (100X) (A) e não-tracionada (100X) (B).</b>	<b>54</b>
<b>Figura 33 - Análise da composição da liga utilizando o EDS.</b>	<b>55</b>
<b>Figura 34 - Gráfico do ensaio de fadiga (Fad 1).</b>	<b>57</b>
<b>Figura 35 - Gráfico do ensaio de fadiga (Fad 2).</b>	<b>58</b>
<b>Figura 36 - Gráfico do ensaio de fadiga (Fad 3).</b>	<b>59</b>
<b>Figura 37 - Gráfico do ensaio de eficiência de corte (EfC 1).</b>	<b>61</b>
<b>Figura 38 - Gráfico do ensaio de eficiência de corte (EfC 2).</b>	<b>62</b>

## **ANEXO B – ÍNDICE DE TABELAS**

<b>Tabela 1 - Comparação entre os dois diferentes tipos de técnicas e de instrumentos empregados em tratamentos endodônticos.</b>	<b>5</b>
<b>Tabela 2 - Média das curvaturas principais dos condutos radiculares [11].</b>	<b>22</b>
<b>Tabela 3 - Médias das curvaturas dos canais radiculares [12].</b>	<b>22</b>
<b>Tabela 4 – Número de instrumentos apresentando defeitos específicos antes (AU) e depois (DU) do uso.</b>	<b>29</b>
<b>Tabela 5 - Composição dos grupos [23].</b>	<b>29</b>
<b>Tabela 6 - Média de ciclos-para-fratura [23].</b>	<b>30</b>
<b>Tabela 7 - Média de ciclos-para-fratura [19].</b>	<b>36</b>
<b>Tabela 8 – Média da vida da lima em uso (minutos) a 1650 rpm [26].</b>	<b>36</b>
<b>Tabela 9 - Características dos ensaios de fadiga.</b>	<b>44</b>
<b>Tabela 10 - Definição do polimento.</b>	<b>48</b>
<b>Tabela 11 - Resultados dos ensaios de fadiga em número de ciclos.</b>	<b>56</b>
<b>Tabela 12 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga Fad 1.</b>	<b>56</b>
<b>Tabela 13 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga Fad 2.</b>	<b>57</b>
<b>Tabela 14. - Resultados dos ensaios de eficiência de corte em somatório de UA.</b>	<b>59</b>
<b>Tabela 15 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga EfC 1.</b>	<b>60</b>
<b>Tabela 16 - Tabela ANOVA para o ensaio de fadiga EfC 2.</b>	<b>61</b>