

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

YURI JOHANN VILAR DE BRITO

COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO E FADIGA DE LIMAS
ENDODÔNTICAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti: UM ESTUDO
EM FLEXÃO ALTERNADA USANDO ANALISADOR DINÂMICO MECÂNICO
(DMA)

CAMPINA GRANDE - PB

2017

YURI JOHANN VILAR DE BRITO

COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO E FADIGA DE LIMAS
ENDODÔNTICAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti: UM ESTUDO
EM FLEXÃO ALTERNADA USANDO ANALISADOR DINÂMICO MECÂNICO
(DMA)

Dissertação apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica como requisito à obtenção do
título de MESTRE EM ENGENHARIA
MECÂNICA

Orientador: Dr. Carlos José de Araújo
Agência Financiadora: CAPES/ CNPq

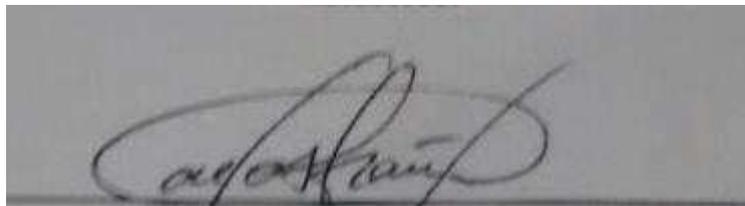
Campina Grande - PB

2017

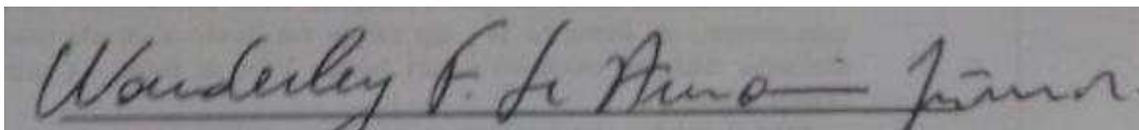
COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO E FADIGA DE LIMAS
ENDODÔNTICAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA Ni-Ti: UM ESTUDO
EM FLEXÃO ALTERNADA USANDO ANALISADOR DINÂMICO MECÂNICO
(DMA)

YURI JOHANN VILAR DE BRITO

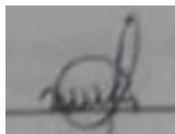
Dissertação Aprovada em 02/05/2017 pela Banca Examinadora constituída dos seguintes membros:



Prof. Dr. Carlos José de Araújo
Orientador
UAEM – UFCG



Prof. Dr. Wanderley Ferreira de Amorim Jr
Examinador Interno
UAEM – UFCG



Prof.ª. Dr.ª. Nadja Maria da Silva Oliveira
Examinador Externo
NUTES - UEPB

“Não que sejamos capazes, por nós, de pensar alguma coisa, como de nós mesmos; mas a nossa capacidade vem de Deus.” (II Cor 3:5) “Bem sei eu que tudo podes, e que nenhum dos teus propósitos pode ser impedido.” (Jó 42:2)

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus com todo o meu ser. Ele nunca me abandonou, dando-me força nos momentos de fraqueza, paz e amor nos momentos de tribulação e medo, alegria nos momentos de tristeza, esperança nos momentos de incerteza e aumentando sempre a minha fé para continuar nesta pequena caminhada rumo à eternidade.

Aos meus pais Sebastião e Ivete, minhas irmãs Yasmine e Yohanna e minha sobrinha Alícia, família que sempre me estimulou de todos os modos possíveis, desde um simples momento de silêncio até com ajuda propriamente dita, nunca deixando meu ânimo cair.

Agradeço ao professor Dr. Carlos José de Araújo pelo apoio dado como orientador durante todo o trabalho, sempre com sugestões e críticas construtivas, revisando e me norteando no projeto e execução deste trabalho.

Agradeço ao núcleo da UAEM pela autorização em utilizar o Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA), em especial ao coordenador Prof. Dr. Carlos José de Araújo.

Ao CNPq e a CAPES pelo fomento a pesquisa.

Aos amigos do LaMMEA Marcos Bahia, Paulo César, Magna Silmara, Eclys Montenegro, Ângelo Emiliavaca, Jackson Simões e Daniela pelo grande apoio na execução dos ensaios que esse trabalho exigiu e pela ajuda no entendimento dos mesmos.

A família que escolhemos: João Ueslei, Francilvon Alcântara e Rogério Souza, por toda a camaradagem e apoio.

Aos amigos e professores da Odontologia Jadson, Fernanda, Pedro, Karina por todo o auxílio com material e conhecimento da área Endodôntica.

Agradeço a todos que de forma direta ou indireta contribuíram para que eu chegasse até o presente momento, de todos os modos.

RESUMO

A terapia endodôntica executada em canais radiculares curvos com limas de aço inoxidável pode provocar inúmeros acidentes iatrogênicos, resultando em problemas como perfurações do canal. Na tentativa de superar as limitações desses instrumentos menos flexíveis foi desenvolvida a utilização da liga com memória de forma (LMF) de NiTi (Níquel-Titânio) para fabricação de instrumentos endodônticos. A utilização desses instrumentos endodônticos de NiTi modificou os métodos de instrumentação do sistema de canais radiculares, tornando-os mais seguros e rápidos. No entanto, ainda existem poucas informações sobre o comportamento termomecânico destes instrumentos mais avançados. Nesse contexto, no presente trabalho foram realizadas as caracterizações térmica e mecânica de três limas endodônticas de LMF NiTi: *Protaper Next X2*, *Reciproc R25* e *WaveOne Primary*. Na caracterização térmica foram realizados ensaios de calorimetria diferencial de varredura (DSC) e resistência elétrica em função da temperatura (RET) para a determinação das temperaturas de transformação de fase das limas, enquanto a caracterização mecânica consistiu de ensaios de flexão simples alternada em regime estático e dinâmico (frequência de 5 Hz) a diferentes temperaturas e deflexões máximas, usando um Analisador Dinâmico Mecânico (DMA) e finalizou com uma análise pós fadiga com ensaios de calorimetria diferencial de varredura (DSC) e análise das superfícies fraturadas com um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) Os resultados obtidos com as três limas revelaram que estes instrumentos endodônticos se encontram na fase conhecida como Fase R, os ensaios quase estáticos revelaram uma forte dependência da Força requerida e a Temperatura, os ensaios cíclicos em flexão alternada para impor deflexões na faixa de $\pm 0,5$ mm a $\pm 2,0$ mm as limas *Reciproc R25* mostraram maior tempo de vida cíclica do que as demais, e com o aumento da temperatura de teste de 35 °C para 45 °C, verificou-se que a força para impor as deflexões foram maior e a vida em fadiga das limas reduziu consideravelmente.

Palavras-chave: Ligas com Memória de Forma, Limas Endodônticas, *Protaper Next X2*, *Reciproc R25*, *WaveOne Primary*, Ligas NiTi.

ABSTRACT

Endodontic therapy performed on curved root canals with stainless steel files can cause many iatrogenic accidents, resulting in problems such as puncturing the canal. In an attempt to overcome the limitations of the less flexible instruments, the alloy with shape memory and NiTi (Nickel-Titanium) for manufacturing endodontic instruments were developed. The use of the NiTi instruments modified methods of instrumentation of the root canal system, making them safer and faster. However, there is still little information on the thermomechanical behavior of more advanced instruments. In this context, the present work is done the thermal and mechanical characterization of three endodontic commercial LMF NiTi files: *Protaper Next X2*, *Reciproc R25* and *WaveOne Primary* were performed. For thermal characterization were performed differential scanning calorimetry (DSC) tests and electric resistance as a function of temperature (RET) for determining phase transformation temperatures of files, while the mechanical characterization consisted of static bending tests and dynamic regime (5 Hz frequency) at different temperatures and maximum deflections using a Dynamic Mechanical Analyzer (DMA) and finalized with post fracture analysis with differential scanning calorimetry (DSC) and fractured surface analysis with an Electron Microscope. The results obtained with the three files showed that endodontic files are in phase known as Phase R, the quasi static tests revealed a strong dependence of the Required Force and the Temperature, the cyclic tests in alternating bending to impose deflections in the Range from ± 0.5 mm to ± 2.0 mm, the *Reciproc R25* showed longer cycle life than the others, and with the test temperature rise from 35 °C to 45 °C, it was found that the force to impose the deflections were higher and the fatigue life of the files reduced considerably.

Keywords: Shape Memory Alloy, Endodontic Files, *Protaper Next X2*, *Reciproc R25*, *WaveOne Primary*, NiTi Alloy.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. SEQUENCIA DE INSTRUMENTAÇÃO DE UM CANAL ENDODÔNTICO.....	19
FIGURA 2. RAIOS DE CURVATURA (R) E ÂNGULO DE CURVATURA (A).....	20
FIGURA 3. ESQUEMA DA MUDANÇA ESTRUTURAL QUE OCORRE NAS LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA.	28
FIGURA 4. ILUSTRAÇÃO TRIDIMENSIONAL TENSÃO-DEFORMAÇÃO-TEMPERATURA DOS EFEITOS DE MEMÓRIA DE FORMA E SUPERELASTICIDADE DE LMF.	32
FIGURA 5. ILUSTRAÇÃO DO COMPORTAMENTO SUPERELÁSTICO TÍPICO DE UMA LMF NiTi.....	34
FIGURA 6. ESQUEMATIZAÇÃO DO MECANISMO DA SE.	35
FIGURA 7. CURVAS S-N OU CURVAS DE WÖHLER PADRÃO PARA ALGUNS MATERIAIS (A) CURVA COM LIMITE DE RESISTÊNCIA À FADIGA DEFINIDO, (B) CURVA COM LIMITE DE RESISTÊNCIA À FADIGA NÃO DEFINIDO.	38
FIGURA 8. INTRUSÕES E EXTRUSÕES EM BANDAS DE DESLIZAMENTO.....	39
FIGURA 9. (A) REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE UMA FRATURA TÍPICA DE FALHA POR FADIGA. (B) FALHA POR FADIGA DE UM PARAFUSO, EM DECORRÊNCIA DE FLEXÃO UNIDIRECIONAL REPETIDA. A FALHA COMEÇOU NA RAIZ DA ROSCA EM A, PROPAGOU-SE ATRAVÉS DA MAIOR PARTE DA SESSÃO TRANSVERSAL.	41
FIGURA 10. CLASSIFICAÇÃO DE FADIGA EM LMF E PRINCIPAIS ABORDAGENS TEÓRICAS DE FADIGA FUNCIONAL E FADIGA ESTRUTURAL.....	43
FIGURA 11. SUPERFÍCIES DAS LIMAS <i>PROTAPER</i> E <i>RACE</i> FRATURADAS, COM DIFERENTES AMPLIAÇÕES.	46
FIGURA 12. MEV DAS SUPERFÍCIES DE FRATURA DAS LIMAS. (A) <i>RECIPROC</i> . (B) <i>WAVEONE</i>	47
FIGURA 13. ANÁLISE FRACTOGRÁFICA DA SUPERFÍCIE FRATURADA DA <i>PROTAPER</i> EM DIFERENTES ÂNGULOS E DIMENSÕES.	48
FIGURA 14. ANÁLISE FRACTOGRÁFICA DA SUPERFÍCIE FRATURADA DA <i>MTWO</i> EM DIFERENTES ÂNGULOS E DIMENSÕES.	48
FIGURA 15. LIMAS ENDODÔNTICAS DE NiTi SELECIONADAS PARA ESTE TRABALHO E SUAS SEÇÕES TRANSVERSAIS. (A)ESQUEMA EXPLICATIVO DE REGIÕES E DIMENSÕES DE UMA LIMA. (B) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMARY</i> . (D) <i>RECIPROC R25</i>	50

FIGURA 16. ESQUEMA DE MEDIÇÃO RET USADO NAS LIMAS ENDODÔNTICAS DE NiTi.	51
FIGURA 17. CURVA DE DSC TÍPICA DO FLUXO DE CALOR EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA EM UMA AMOSTRA DE LIMA ENDODÔNTICA DE LMF NiTi.	52
FIGURA 18. DETALHES DE FIXAÇÃO DAS LIMAS ENDODÔNTICAS NAS GARRAS DO DMA Q800 DA TA INSTRUMENTS.	54
FIGURA 19. ESQUEMA DE FLEXÃO SIMPLES ALTERNADA COM DEFLEXÃO IMPOSTA DE $\pm Y$ COM A LIMA ENGASTADA NA EXTREMIDADE.	55
FIGURA 20. ESQUEMA ILUSTRANDO A VARIAÇÃO TRACÃO/COMPRESSÃO COM A ROTAÇÃO DE 180° DE UMA LIMA ENDODÔNTICA DENTRO DE UM CANAL.	56
FIGURA 21. ESQUEMA PARA DETERMINAÇÃO DE ÂNGULO DE CURVATURA SEGUNDO METODOLOGIA DE PRUETT ET AL. (1997).	57
FIGURA 22. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i> .	57
FIGURA 23. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>RECIPROC R25</i> .	58
FIGURA 24. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>WAVEONE PRIMARY</i> .	58
FIGURA 25. ANÁLISES TÉRMICAS VIA RET (A), DSC (B) DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i> .	61
FIGURA 26. ANÁLISES TÉRMICAS VIA RET (A), DSC (B) DA LIMA <i>RECIPROC R25</i> .	62
FIGURA 27. ANÁLISES TÉRMICAS VIA RET (A), DSC (B) DA LIMA <i>WAVEONE PRIMARY</i> .	62
FIGURA 28. COMPORTAMENTO DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i> DE LMF NiTi DURANTE CICLAGEM DE ESTABILIZAÇÃO.	65
FIGURA 29. COMPORTAMENTO DA LIMA <i>RECIPROC R25</i> DE LMF NiTi DURANTE CICLAGEM DE ESTABILIZAÇÃO.	65
FIGURA 30. COMPORTAMENTO DA LIMA <i>WAVEONE PRIMARY</i> DE LMF NiTi DURANTE CICLAGEM DE ESTABILIZAÇÃO.	66
FIGURA 31. COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i> EM REGIME DE FLEXÃO SIMPLES ALTERNADA PARA $\pm 2,0$ MM.	67
FIGURA 32. COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DA LIMA <i>RECIPROC R25</i> EM REGIME DE FLEXÃO SIMPLES ALTERNADA PARA $\pm 2,0$ MM.	67
FIGURA 33. COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO DA LIMA <i>WAVEONE PRIMARY</i> EM REGIME DE FLEXÃO SIMPLES ALTERNADA PARA $\pm 2,0$ MM.	68
FIGURA 34. RELAÇÃO FORÇA MÁXIMA X TEMPERATURA NAS LIMAS ENDODÔNTICAS.	69

FIGURA 35. EVOLUÇÃO DO COMPORTAMENTO EM FADIGA DAS LIMAS PARA DEFLEXÕES DE 0,5, 1,0, 1,5 E 2,0MM A $T = 35^{\circ}\text{C}$ E $F = 5 \text{ Hz}$. (A) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (B) <i>RECIPROC R25</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	70
FIGURA 36. EVOLUÇÃO DO COMPORTAMENTO EM FADIGA DAS LIMAS PARA DEFLEXÕES DE 0,5, 1,0, 1,5 E 2,0MM A $T = 45^{\circ}\text{C}$ E $F = 5 \text{ Hz}$. (A) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (B) <i>RECIPROC R25</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	71
FIGURA 37. CURVAS S-N PARA DEFLEXÕES DE 0,5; 1,0; 1,5; 2,0MM. (A) TEMPERATURA DE 35°C . (B) TEMPERATURA DE 45°C	73
FIGURA 38. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i> COMPARANDO AS LIMAS FRATURADAS A 0,5 E 2,0MM DE DEFLEXÃO A 35°C COM A LIMA NÃO FRATURADA. (A) TRANSFORMAÇÃO DE FASE DIRETA. (B) TRANSFORMAÇÃO DE FASE RESERVA.	75
FIGURA 39. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i> COMPARANDO AS LIMAS FRATURADAS A 0,5 E 2,0MM DE DEFLEXÃO A 45°C COM A LIMA NÃO FRATURADA. (A) TRANSFORMAÇÃO DE FASE DIRETA. (B) TRANSFORMAÇÃO DE FASE RESERVA.	75
FIGURA 40. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>RECIPROC R25</i> COMPARANDO AS LIMAS FRATURADAS A 0,5 E 2,0MM DE DEFLEXÃO A 35°C COM A LIMA NÃO FRATURADA. (A) TRANSFORMAÇÃO DE FASE DIRETA. (B) TRANSFORMAÇÃO DE FASE RESERVA.	76
FIGURA 41. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>RECIPROC R25</i> COMPARANDO AS LIMAS FRATURADAS A 0,5 E 2,0MM DE DEFLEXÃO A 45°C COM A LIMA NÃO FRATURADA. (A) TRANSFORMAÇÃO DE FASE DIRETA. (B) TRANSFORMAÇÃO DE FASE RESERVA.	76
FIGURA 42. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>WAVEONE PRIMMARY</i> COMPARANDO AS LIMAS FRATURADAS A 0,5 E 2,0MM DE DEFLEXÃO A 35°C COM A LIMA NÃO FRATURADA. (A) TRANSFORMAÇÃO DE FASE DIRETA. (B) TRANSFORMAÇÃO DE FASE RESERVA.	77
FIGURA 43. ANÁLISE TÉRMICA VIA DSC DA LIMA <i>WAVEONE PRIMMARY</i> COMPARANDO AS LIMAS FRATURADAS A 0,5 E 2,0MM DE DEFLEXÃO A 45°C COM A LIMA NÃO FRATURADA. (A) TRANSFORMAÇÃO DE FASE DIRETA. (B) TRANSFORMAÇÃO DE FASE RESERVA.	77

FIGURA 44. SUPERFÍCIES FRATURADAS DAS LIMAS ENDODÔNTICAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS CÍCLICOS COM DEFLEXÃO DE 0,5MM A 35°C. (A) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (B) <i>RECIPROC R25</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	80
FIGURA 45. SUPERFÍCIES FRATURADAS DAS LIMAS ENDODÔNTICAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS CÍCLICOS COM DEFLEXÃO DE 2,0MM A 35°C. (A) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (B) <i>RECIPROC R25</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	81
FIGURA 46. SUPERFÍCIES FRATURADAS DAS LIMAS ENDODÔNTICAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS CÍCLICOS COM DEFLEXÃO DE 0,5MM A 45°C. (A) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (B) <i>RECIPROC R25</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	82
FIGURA 47. SUPERFÍCIES FRATURADAS DAS LIMAS ENDODÔNTICAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS CÍCLICOS COM DEFLEXÃO DE 2,0MM A 45°C. (A) <i>PROTAPER NEXT X2</i> . (B) <i>RECIPROC R25</i> . (C) <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	83

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. EXEMPLOS DE TEMPERATURAS TÍPICAS PARA O INÍCIO DA FASE AUSTENITA EM LMF NiTi PARA OBTENÇÃO DE EMF OU SE ACIMA DA TEMPERATURA AMBIENTE.	36
TABELA 2. VALORES DE TEMPERATURA DE INÍCIO DE TRANSFORMAÇÃO NA FASE R DAS LIMAS ENDODÔNTICAS.	63
TABELA 3. VALORES DE ENTALPIAS DE TRANSFORMAÇÃO E HISTERESE TÉRMICA PARA AS LIMAS NiTi COM TRATAMENTO TÉRMICO MWIRE.	63
TABELA 4. PROPRIEDADES TÉRMICAS VIA DSC DA LIMA <i>PROTAPER NEXT X2</i>	78
TABELA 5. PROPRIEDADES TÉRMICAS VIA DSC DA LIMA <i>RECIPROC R25</i>	78
TABELA 6. PROPRIEDADES TÉRMICAS VIA DSC DA LIMA <i>WAVEONE PRIMMARY</i>	78

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS	18
3 REVISÃO DA LITERATURA	19
3.1 TERAPIA ENDODÔNTICA	19
3.1.1 Anatomia dos canais	19
3.1.2 Movimentos rotativos em limas endodônticas.....	21
2.1.3 Tratamento M-Wire	24
3.2 LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA (LMF)	25
3.2.1 Comportamento termomecânico das LMF	27
3.2.2 Fases das ligas de NiTi	29
3.2.3 Efeito Memória de Forma.....	30
3.2.4 Superelasticidade	32
3.3 FADIGA	36
3.3.1 Falha por fadiga.....	39
3.3.2 Fadiga em LMF NiTi	41
3.4 FADIGA EM INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NiTi	44
4 METODOLOGIA	49
4.1 LIMAS DE NiTi	49
4.2 COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO	50
4.2.1 Análise Térmica: Ensaios de Resistência Elétrica em Função da Temperatura (RET)	50
4.2.2 Análise Térmica: Ensaios de Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)	51
4.2.3 Ensaios Mecânicos Quase Estáticos em Flexão Alternada	53
4.3 FADIGA MECÂNICA	54
4.4 CARACTERIZAÇÃO PÓS FADIGA	59
4.4.1 Análise Térmica: Calorimetria Diferencial de Varredura	59
4.4.2 Análise de Superfície de Fratura: Microscopia Eletrônica de Varredura	60
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
5.1 COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO	61
5.1.1 Análises Térmicas (RET e DSC)	61
5.1.2 Ensaios Mecânicos Quase Estáticos Em Flexão Alternada.....	64
5.2 FADIGA MECÂNICA	69

5.3 ANÁLISES PÓS-FADIGA	74
5.3.1 Análise Térmica por Calorimetria Diferencial de Varredura.....	74
5.3.1 Análise das Superfícies de Fratura por Microscopia Eletrônica de Varredura	79
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87

1 INTRODUÇÃO

A endodontia é uma especialidade da odontologia que tem como objetivo o tratamento de infecções da polpa (tecido conjuntivo frouxo, rico em vasos e membros, que está contido nos canais dentários) eliminando microrganismos e seus subprodutos patológicos presentes no sistema de canais, para preservar a saúde do periodonto apical. (GUIMARÃES JR, 2013).

Essa especialidade tem sofrido grandes transformações com o avanço dos conhecimentos biológicos, físicos e mecânicos. Desenvolvendo tratamentos de maior eficiência e precisão, fazendo com que pesquisadores busquem avanços tecnológicos visando tornar mais efetivo o preparo dos canais radiculares (PETERS *et al.*, 2001; GAMBARINI *et al.*, 2008; GUTMANN & GAO, 2011; PEREIRA *et al.*, 2012).

Nessa área, instrumentos do tipo limas endodônticas são utilizados no tratamento endodôntico radical, quando a saúde pulpar não pode ser restabelecida, extraindo e ampliando os condutos. Assim, estes instrumentos devem apresentar uma boa flexibilidade e perfil de corte para penetrar no canal dentário e remover a dentina. A partir da introdução dos instrumentos fabricados de ligas com memória de forma (LMF) de NiTi e dos motores rotatórios, grandes transformações vêm sendo observadas nestes tratamentos, principalmente no quesito eficiência e segurança (PETRINI *et al.*, 2009).

Com a finalidade de atingir uma conicidade contínua que acompanhe a forma original do canal radicular, trabalhos têm sido realizados em torno da confecção de instrumentos endodônticos, seus desenhos e suas ligas metálicas, com a finalidade precípua de diminuir eventuais iatrogenias durante o preparo, além de melhorar a resposta biológica ao tratamento.

Vários tipos de instrumentos e técnicas de instrumentação são descritos na literatura. Tradicionalmente, o preparo e modelagem do canal radicular vinham sendo realizados com limas manuais de aço inox. Todavia, Walia *et al.* (1988) foram pioneiros no emprego de um novo material (liga metálica) para a fabricação dos instrumentos endodônticos, a liga de níquel-titânio (NiTi). O seu subsequente uso em sistemas rotatórios foi introduzido no mercado, com a finalidade de facilitar os processos de limpeza e modelagem de canais radiculares.

Os instrumentos de LMF de níquel-titânio (NiTi) oferecem vantagens sobre os tradicionais instrumentos de aço inox, tais como: são mais flexíveis (WALIA *et al.*, 1988), apresentam capacidade de corte superior aos de aço inox (KAZEMI *et al.*, 1996), proporcionam uma melhor manutenção do formato original do canal, uma considerável redução na tendência de desvio, ou transporte do forame (KUHN *et al.*, 1997, FERRAZ *et al.*, 2001, PETTIETTE *et al.*, 2001), reduzem o tempo operatório (Ferraz *et al.*, 2001), apresentam maior resistência à fratura por torção horária ou anti-horária, maior resistência à fadiga e alta flexibilidade (HILT *et al.*, 2000). Estas duas últimas características se devem principalmente a duas propriedades inerentes da liga de NiTi: o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE). Além disso, também apresenta uma elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000).

Estes instrumentos endodônticos de NiTi foram desenvolvidos numa tentativa de minimizar as limitações do aço inoxidável na confecção de limas na Endodontia (WALIA *et al.*, 1988). Os instrumentos de NiTi têm um importante papel no preparo de canais radiculares, uma vez que possibilitam uma eficiente realização de preparos cônicos e bem delineados, especialmente em canais curvos (PETERS, 2004).

As propriedades mecânicas e características especiais das LMF NiTi, associadas a um design apropriado das lâminas de corte, tornaram possível o preparo de canais radiculares com instrumentos endodônticos acionados a motor, possibilitando a associação de velocidade e eficiência aos tratamentos endodônticos (THOMPSON & DUMMER, 1997; LLOYD, 2005).

Estudos ressaltam que os instrumentos de NiTi auxiliam na manutenção da anatomia original do canal, bem como propiciam um preparo significativamente mais rápido do que quando realizado manualmente (LOPES, 1998; SCHÄFER & SCHLINGEMANN, 2003; SONG *et al.*, 2004; YANG *et al.*, 2007). No entanto, durante a limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares, os instrumentos acionados mecanicamente podem imobilizar-se nas paredes do canal e sofrerem fratura por torção (BERUTTI *et al.*, 2003). Além disso, em canais curvos estes instrumentos podem fraturar de maneira inesperada, sem que tenha ocorrido deformação visível na haste de corte, o

que indica um processo de fadiga por flexão rotativa (SATTAPAN *et al.*, 2000b; MOREIRA *et al.*, 2002; LOPES *et al.*, 2007; WEI *et al.*, 2007).

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o comportamento termomecânico de limas endodônticas comerciais de ligas com memória de forma (LMF) NiTi, sob solicitações estáticas e dinâmicas em flexão alternada simples, incluindo o fenômeno de fadiga.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral proposto, os seguintes objetivos específicos são vislumbrados:

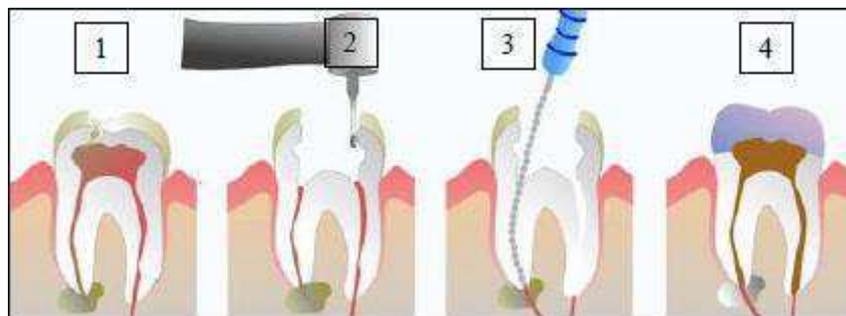
- Determinar as temperaturas de transformação de fase das limas endodônticas de NiTi selecionadas;
- Avaliar o comportamento termomecânico de limas endodônticas de LMF NiTi escolhidas usando ensaios de flexão simples (*single cantilever*) a diferentes temperaturas;
- Determinar uma correlação entre as temperaturas e as forças requeridas nos ensaios de flexão simples;
- Avaliar o comportamento em fadiga das limas endodônticas de LMF NiTi em regime de flexão simples alternada a diferentes deflexões e temperaturas;
- Analisar o comportamento pós-fadiga da transformação térmica das limas após ruptura, via DSC;
- Avaliar o mecanismo de fratura das limas de LMF NiTi via MEV.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 TERAPIA ENDODÔNTICA

A endodontia é o ramo da Odontologia que trata das lesões e doenças da polpa dental e tecidos perirradiculares, da raiz do dente e suas complicações. A polpa dental encontra-se asséptica dos microrganismos presentes na cavidade bucal, estando isolada pelo esmalte e dentina na coroa dentária e pelo cemento e dentina na porção radicular. Contudo, em certas situações, dentre elas a cárie dental, a polpa torna-se agredida e inflamada, muitas vezes, de forma irreversível, fazendo-se necessária o tratamento endodôntico. Este tratamento consiste numa instrumentação do conduto, seguindo a sequência do acesso à câmara pulpar conforme mostra a Figura 1, primeiro há extirpação da polpa, segundo a limpeza e modelagem dos condutos radiculares e a posterior obturação desses condutos (LOPES & SIQUEIRA JR., 2015).

Figura 1. Sequencia de instrumentação de um canal endodôntico.



Fonte: (Aboud, 2012).

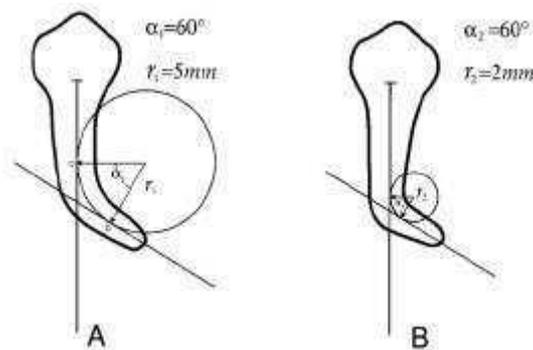
3.1.1 Anatomia dos canais

A complexidade anatômica do sistema de canais radiculares em dentes posteriores, principalmente molares, com frequentes curvaturas e dilacerações das raízes radiculares e introduzindo fatores na formatação que, se não controlados, levam ao aparecimento de iatrogenias. De um modo geral, estas iatrogenias eram causadas pela tendência do instrumento em voltar à sua

forma reta original quando inserido em um canal curvo, devido à rigidez do aço inoxidável comumente empregado na fabricação de instrumentos endodônticos (ROANE *et al.*, 1985) , muito embora com o surgimento de novos materiais para a confecção das limas endodônticas, esses problemas ainda existam, numa fração muito menor.

Uma das formas da curvatura do canal mais utilizada na literatura foi definida por Pruett *et al.* (1997) através de dois parâmetros: ângulo e raio de curvatura. O raio de curvatura é o raio de um círculo que coincide com o caminho tomado pelo canal na área de curvatura mais abrupta. O ângulo de curvatura é o arco formado entre os pontos de desvio sobre o círculo, ou o ângulo formado entre as linhas perpendiculares traçadas das tangentes, cuja interseção ocorre no centro do círculo. O raio de curvatura representa quão abrupto ou severo um ângulo de curvatura específico ocorre, quando o trajeto do canal desvia de uma linha reta. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupto é o desvio do canal conforme mostra a Figura 2.

Figura 2. Raio de curvatura (r) e ângulo de curvatura (α).



Fonte: (PRUETT *et al.*, 1997).

Canais de mesmo ângulo podem ter curvaturas diferentes se seus raios forem diferentes, com algumas curvaturas mais abruptas que outras, quanto menor for o raio (PRUETT *et al.*, 1997; MARTÍN *et al.*, 2003). O estudo da anatomia dos canais serviu para parametrizar as deflexões utilizadas nos ensaios de flexão.

3.1.2 Movimentos rotativos em limas endodônticas

É notório que a aquisição de novos conceitos decorridos das inovações tecnológicas no tocante a instrumentos endodônticos, e referente às novas técnicas desenvolvidas ao longo do tempo que vão surgindo conforme às necessidades vindouras, tornando-se essenciais para desenvolver a moderna terapia endodôntica. Essa busca constante por melhorias na preparação de canais e redução dos riscos de iatrogenias impulsionou a transição da instrumentação com uso de limas de aço inox manuais para a utilização de limas de NiTi automatizadas, tornando-se uma realidade prática nas clínicas atualmente.

A instrumentação, antes manual, tornou-se automatizada, sendo hoje o mais moderno meio de instrumentação dos canais radiculares. Existindo basicamente dois tipos de instrumentação automatizada: a com movimento rotatório contínuos, denominado de sistemas rotatórios e a instrumentação com movimento alternado, denominado de movimento Reciprocante.

A partir da década 60, houve uma necessidade de automação na instrumentação endodôntica, tendo havido um investimento em massa de empresas comerciais lançando no mercado limas automatizadas. Weisz (1985) ressaltou que com o domínio do aparelho automático e da técnica utilizada, os resultados encontrados foram positivos, diminuindo assim a instrumentação manual e conseqüentemente a perda da sensibilidade tátil.

3.1.2.1 Rotação contínua

Com o passar do tempo, a endodontia evoluiu com melhor conhecimento e compreensão da anatomia interna dos canais radiculares, ocasionando mudanças significativas no desenho e na metalurgia dos instrumentos as quais vieram a facilitar a dinâmica da instrumentação, havendo, deste modo, a necessidade de melhoria no movimento dos instrumentos. Com os avanços tecnológicos e a consolidação da liga de NiTi, novos instrumentos foram fabricados sendo acionados em motores elétricos que geravam uma cinemática de rotação contínua, a qual a liga produzia corte de dentina efetivo, diminuindo

o tempo operatório e preparos mais uniformes e de melhor acabamento cônico-afunilado (GUTMANN & GAO, 2011; BAUMANN, 2004; MORTMAN, 2011).

A literatura mostra que a primeira referência de instrumentação rotatória mecanizada foi a de Oltramare (1892), que utilizava agulhas de secção triangular acopladas em uma peça de mão (ÇAPAR & ARLAN, 2015; HÜLSMANN *et al.*, 2005). Sendo que o primeiro motor elétrico específico para preparo de canais radiculares foi desenvolvido por ROLLINS, 1899, no qual utilizava velocidade de 100 rpm (ÇAPAR & ARLAN, 2015; MILAS 1987).

Com a fabricação de limas de NiTi e o conhecimento de seu maior poder de corte em rotação em 360° no sentido horário, os primeiros motores elétricos rotatórios começaram a ser comercializados, marcando uma revolução no campo da Endodontia, já que houve uma diminuição no tempo clínico, maior conforto para operador e paciente, preparo mecânico cônico-afunilado mais homogêneo e com maior conicidade (PARASHOES & MESSER, 2006; TASCHIERI *et al.*, 2005; PEDULLÀ *et al.*, 2013).

O movimento rotatório em 360° no sentido horário permite o corte da dentina simultaneamente ao avanço do instrumento para o interior do canal radicular e a extrusão para região cervical de debris dentinários produzidos no preparo mecânico. A realização de movimentos pelo operador, como movimento de entrar e sair ("in-and-out motion"), picada ("pecking motion"), e pincelamento ("brush motion") proporcionam maior contato da lima rotatório de encontro com as paredes do canal radicular, aumentando sua efetividade de desinfecção, além de evitar o efeito de parafusamento que pode ocorrer devido a rotação em 360° do instrumento (PEDULLÀ *et al.*, 2013).

3.1.2.2 Rotação Reciprocante

A rotação Reciprocante baseia-se no conceito de "forças balanceadas" desenvolvido por Roane *et al.* em 1985. Usando limas manuais e rotacionando-as no sentido horário para o corte da dentina em direção apical e no sentido anti-horário para o alívio da lima, evitando fratura do instrumento e diminuição de fadiga do instrumento durante a instrumentação de canais curvos.

Com o advento das limas rotatórias na década de 90 foram constantes os relatos de fratura desses instrumentos durante os tratamentos endodônticos. Devido à rotação contínua em 360°, a ausência de controle do torque e de auto-reverso nos primeiros motores elétricos endodônticos, ocorria o parafusamento da lima immobilizando a ponta, com a rotação do longo eixo excedendo o limite elástico do instrumento, ocorrendo à fratura por torção do instrumento. Ocorre também nestes instrumentos a fratura por acúmulo de deformações gerado durante o preparo, principalmente em canais radiculares curvos, onde um lado da lima sofre tração e no outro compressão, como a liga de NiTi possui superelasticidade, tais deformações não são visíveis sem magnificação. Com o uso contínuo desse instrumento o resultado era fadiga cíclica. Mesmo com o advento de motores com controle de torque, velocidade e auto reverso, os continuam passíveis de fratura (SILVA *et al.*, 2012; SATTAPAN *et al.*, 2000).

A técnica de movimentos Reciprocantes, foi descrita por De Deus (1992), e baseia-se nas manobras alternadas da direita para a esquerda com o objetivo de propiciar melhor limpeza do canal com o contato do instrumento ao longo das paredes, centralizando o instrumento, com menor desvio apical e permitindo a ampliação apical dos canais curvos, com menor alteração do formato original do canal, diminuindo as tensões de torção sobre o instrumento manuseado.

Sabendo das vantagens dos instrumentos rotatórios de NiTi e dos benefícios da física da força balanceada de Roane, Yared (2008) reintroduziu os conceitos de movimento com rotação alternada ou recíproca ao utilizar um único instrumento *Protaper®* F2 para a completa instrumentação de dentes com ou sem curvatura. O instrumento era acionado em movimento oscilatório com diferença entre o ângulo do movimento nos sentidos horário e anti-horário, a diferença de ângulo no sentido horário e anti-horário foi determinada a partir de valores de módulo de elasticidade para o instrumento F2 (*Protaper®*).

Os ângulos do movimento supracitados foram menores que o limite de elasticidade preconizado para o instrumento em questão, no qual constatou que o ângulo do movimento no sentido horário foi maior que o ângulo utilizado no sentido anti-horário. Assim, o avanço no sentido apical ocorre com a aplicação de mínima pressão ao instrumento. O autor evidenciou duas grandes

vantagens de tal técnica: a utilização de um único instrumento tendo uma melhor relação custo-benefício, e a eliminação de possível contaminação cruzada, visto que a técnica preconiza o descarte do instrumento após o uso, levando-o a sugerir o desenvolvimento de novos trabalhos de avaliação, como extrusão de debris, incidência de fratura, transporte do canal etc.

Em 2011, foram lançadas no mercado internacional dois importantes sistemas de limas rotatórias que se baseiam na proposta de Yared, a *Reciproc* (VDW, Munich, Germany), e a *WaveOne* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Ambos os sistemas são fabricados com liga de NiTi com tratamento térmico M-Wire; o movimento Reciprocante ocorre inicialmente no sentido anti-horário (150° na *Reciproc*, e 170° na *WaveOne*) cortando a dentina, e o alívio no horário (30° na *Reciproc*, e 50° na *WaveOne*), evitando assim o efeito de penetração e parafusamento dos instrumentos. Além dessas características peculiares, os fabricantes recomendam técnica com preparo de instrumento único, devendo ser descartado após o primeiro uso (YE & GAO, 2012).

2.1.3 Tratamento M-Wire

Com o objetivo de aumentar a resistência a fratura, alterações nas limas de LMF NiTi são realizadas como tratamentos térmicos, alterações em sua microestrutura, avanços na fabricação da lima (secções mais circulares e formas diferentes ao longo do instrumento, ângulos helicoidais e conicidades variados), além de novos métodos de preparo biomecânico. Contudo, a otimização da liga de NiTi depende de modificações em sua microestrutura. Assim, recentemente foram desenvolvidos tratamentos específicos (M-Wire) na fabricação de limas NiTi rotatórias, como a *WaveOne* (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EUA), *Protaper NEXT* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e *Reciproc* (VDW, Munich, Germany) (YE & GAO, 2012).

A lima de NiTi M-Wire é composta por estruturas na fase R (cristais em fase de pré- martensita, cristais entre fase martensita e austenita, e cristais na fase martensita), e cristais em fase austenita, resultando em limas mais flexíveis e com maior resistência a fratura cíclica e por torção. Em razão da

quantidade de martensita que não se submetem a transformação em austenita, a liga submetida a esse tratamento apresenta uma microestrutura mais resistente que a liga de NiTi tradicional que possui apenas cristais de austenita (BÜRKLEIN *et al.*, 2014; ALAPATI *et al.*, 2009; GUTMANN & GAO 2011).

3.2 LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA (LMF)

Ligas com memória de forma (LMF) são materiais inteligentes que podem sofrer transformações de fase no estado sólido como resultado da aplicação de um carregamento termomecânico. Estes materiais metálicos especiais, internacionalmente conhecidos como *Shape Memory Alloys (SMA)*, depois de submetidos a uma deformação plástica, em uma temperatura relativamente baixa, são capazes de recuperar sua forma original por meio da imposição de um campo de temperatura mais alta, este fenômeno, designado por Efeito de Memória de Forma (EMF), está intimamente associado a uma transformação de fase do tipo martensítica, cristalograficamente reversível (OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Em baixas temperaturas tem-se a fase martensita, na qual se introduz a deformação, enquanto que, aquecendo-se o material, a fase austenita aparece gradualmente, resultando na recuperação da forma anterior à deformação imposta. Esta resposta em deslocamento quando do seu simples aquecimento, acima de uma temperatura perfeitamente programável, torna essas ligas metálicas bastante interessantes para o desenvolvimento de aplicações em diversas áreas industriais.

Contrariamente aos metais estruturais convencionais de engenharia, como o aço, as ligas de alumínio, e outras, as ligas com memória de forma (LMF) são ligas metálicas especiais, consideradas ativas, e por isso possuem vasto potencial de aplicação. Esses materiais têm a capacidade de converter um estímulo térmico (ou elétrico, devido à possibilidade de aquecimento por efeito Joule) em respostas mecânicas (forças ou deslocamentos).

Embora estes fenômenos termomecânicos que certas ligas metálicas apresentam fosse já conhecido nos anos 30 (Arne Olander foi o primeiro a observá-los em 1932), foi apenas nos anos 60 que se passou a explorar esses

materiais com mais intensidade, com a descoberta da liga de NiTi, também conhecidas como NiTiNOL, em que os aspectos metalúrgicos e às potenciais aplicações práticas começaram a despertar grande interesse científico e tecnológico. O NiTiNOL (*Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*) é uma liga de Níquel-Titânio com propriedades de memória de forma e superelasticidade que foi descoberta por William J. Buehler no Naval Ordnance Laboratory dos Estados Unidos, no ano de 1962.

Há uma grande variedade de materiais que podem exibir este fenômeno de memória de forma, mas apenas as ligas metálicas que apresentam uma quantidade significativa de recuperação da deformação, ou uma capacidade de gerar forças significativamente importantes durante a mudança de forma, são de interesse tecnológico ou comercial. Dentre estas LMF podemos destacar as ligas NiTi, bem como com ligas de Cu dos sistemas Cu-Al-Zn, Cu-Al-Ni (OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Em aplicações odontológicas e médicas, as LMF à base de NiTi são preferíveis ainda por serem biologicamente compatíveis, ou seja, coexistem sem efeitos indesejáveis nos ambientes fisiológicos na implantação em seres humanos, além de possuírem elevada resistência à corrosão e possuírem compatibilidade biomecânica. Mais especificamente empregadas na endodontia e ortodontia. Na endodontia a utilização desses instrumentos endodônticos de NiTi modificou os métodos de instrumentação do sistema de canais radiculares, vindo substituir as limas de aço inoxidável existentes no mercado, reduzindo os erros de procedimento e as iatrogenias, tornando os procedimentos mais seguros e rápidos. Já na ortodontia os fios e as micro-molas helicoidais destes materiais são usadas para proporcionar uma série de movimentos dentários, apresentando inúmeras vantagens sobre outros acessórios fabricados com polímeros ou metais clássicos. Dentre essas vantagens podemos citar o lento decaimento de força, tornando o acessório utilizável por mais tempo e com mais confiabilidade; maior velocidade de deslocamento dentário, já que os níveis de força são mais constantes graças ao efeito superelástico, e níveis de força mais biologicamente compatíveis (MAGANZINI *et al.*, 2010).

O advento de limas fabricadas com a liga NiTi, de composição aproximadamente equiatômica, transformou os métodos de instrumentação de

canais radiculares, pois esta liga permite a fabricação de instrumentos que mantêm a forma original do canal sem criar severas irregularidades (Walia *et al.*, 1988). Além disso, essas propriedades favoráveis permitiram a fabricação de limas de NiTi com novas geometrias em termos de secção transversal, conicidade e passo de rosca, além de permitir a introdução de movimentos rotatórios acionados a motor (GLOSSON *et al.*, 1995).

Estas ligas são largamente utilizadas em equipamentos odontológicos em função de duas propriedades funcionais: a superelasticidade (SE) e o efeito memória de forma (EMF) (THOMPSON, 2000).

A origem do comportamento diferenciado desses materiais é uma transformação martensítica termoelástica, que ocorre em estado sólido, sem difusão. As fases sólidas em questão são a *austenita*, fase presente nas temperaturas mais altas, apresentando maior rigidez; e a *martensita*, presente em temperaturas mais baixas, e facilmente deformável. A presença estável destas fases sólidas é separada por uma faixa relativamente estreita de temperatura, de cerca de 40°C para LMF de NiTi (Otsuka e Wayman, 1998), que depende da composição da liga e das condições de carregamento (Lagoudas, 2008), decorrendo desta transformação de fase o Efeito de Memória de Forma (EMF) e a Superelasticidade (SE).

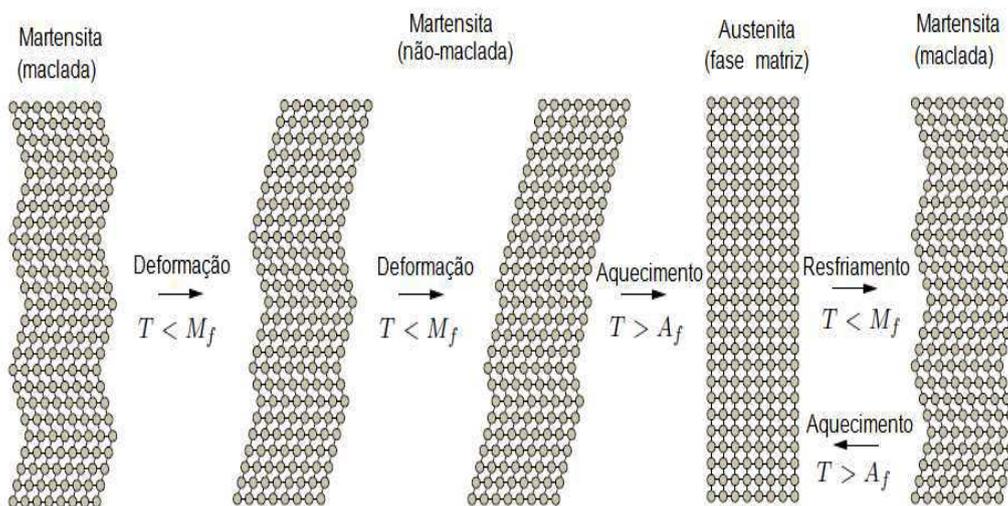
As LMF do sistema NiTi, mais conhecidas comercialmente como Nitinol, exibindo seus comportamentos de EMF e SE situados entre 3 % e 8 % de recuperação de deformação, ampliando bastante a aplicabilidade destes materiais. Estas LMF apresentam ainda boas características de conformação a quente, mas difícil conformação a frio devido ao seu rápido encruamento.

3.2.1 Comportamento termomecânico das LMF

As Ligas com Efeito Memória de Forma possuem a propriedade de retornar ao seu estado original quando sofrem impacto de temperatura; deste modo, são classificadas de termicamente ativas. Estas ligas possuem esta propriedade numa determinada temperatura e tensão, e provocada por uma mudança na estrutura cristalina entre duas diferentes fases chamadas de martensita e austenita (CAI *et al.*, 2005).

A transformação de uma fase para outra não ocorre por difusão atômica, mas através de distorções por cisalhamento, conhecida como Transformação Martensítica (TM), e cada cristal de martensita formado pode ter diferentes direções de orientação, mais conhecidas como variantes podendo se apresentar de duas formas: martensita maclada ou “*twinned martensite*”, a qual é formada por resfriamento do material, e a martensita não-maclada ou “*de-twinned martensite*”, que se revela após aplicação do carregamento mecânico, como mostra a ilustração da Figura 3.

Figura 3. Esquema da mudança estrutural que ocorre nas ligas com memória de forma.



Fonte: (SANTOS, 2011).

A transformação de fase da austenita para martensita, ou da fase matriz para a fase produto, em princípio é quem caracteriza o efeito memória de forma (EMF). No caso das LMF, a transformação martensítica é reversível e termoelástica (OTSUKA & WAYMAN, 1998), o que ocasiona a total ou parcial recuperação de forma imposta pela deformação pseudo plástica, após um aquecimento até uma temperatura situada acima da temperatura final de transformação martensita - austenita (A_f).

Os valores de temperaturas e tensões mecânicas nas quais a TM nas LMF se inicia e termina são chamadas, respectivamente, de *temperaturas e tensões críticas de transformação de fase*. Estas temperaturas e tensões

críticas são as propriedades mais importantes das LMF, pois definem o comportamento termomecânico desse material.

Segundo Thompson (2000), a transição da fase austenítica para a martensítica pode ocorrer também como o resultado de aplicação de tensão, como ocorre durante o preparo dos canais radiculares. Em muitos metais, quando uma força externa excede a uma certa intensidade, a rede cristalina é alterada produzindo uma deformação permanente, porém, nas ligas NiTi ocorre uma transformação martensítica induzida por tensão.

3.2.2 Fases das ligas de NiTi

As ligas de NiTi são ligas polimórficas, ou seja, dependendo da temperatura ou da tensão elas apresentarão variações das estruturas cristalinas (organização atômica espacial distinta), divergindo completamente nas três fases (austenítica, martensítica e romboédrica), conferindo uma característica diferente em relação às suas propriedades como, por exemplo, o efeito memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE).

3.2.2.1 A Fase B2 ou Austenítica (cúbica de corpo centrado)

Esta geometria é formada de átomos localizados nos oito vértices e um único átomo no centro do cubo. Se considerado que ela seja formada de átomos iguais, dois átomos estão associados a cada célula unitária. Um proveniente dos oito vértices e um no centro do cubo. O seu número de coordenação seria oito e o fator de empacotamento é 0,68. Diferentemente do fator de empacotamento da fase cúbica de face centrada (CFC) que possui o fator máximo para átomos de um mesmo raio atômico (0,74). (WILLIAM & CASTELLIER, 2008).

3.2.2.2 A Fase B19 ou Martensita (monoclínica)

Segundo Lopes *et al.* (2001), esta estrutura apresenta a distorção de uma estrutura tetragonal, em que o maior lado é inclinado em relação à base da

célula. Quando a martensita é induzida por temperatura ela é denominada maclada e pode assumir 24 orientações cristalográficas diferentes. Quando a martensita é induzida por tensão só existe uma variante que é a martensita não-maclada.

3.2.2.3 A Fase R ou Romboédrica

De acordo com Brantley *et al.* (2002), uma fase-R intermediária também pode ser formada durante a transformação entre as estruturas de NiTi austeníticas e a martensíticas.

Otsuka (1990) relatou que o processo completo de transformação pode ser complexo e sugeriu que uma fase intermediária pode ser formada entre as fases martensítica e a austenítica da liga NiTi.

Miyai *et al.* (2006) relataram que o módulo de elasticidade da austenita é maior que o da martensita. Kuhn & Jordan (2002) colocaram em seu estudo que o módulo de elasticidade da fase R é ainda menor do que o da fase martensítica, e relataram que o recozimento em torno de 400°C mostra bons resultados pois proporciona à liga a densidade adequada para a geminação da fase R e uma baixa densidade para limitar a fragilidade dos instrumentos confeccionados.

3.2.3 Efeito Memória de Forma

As temperaturas de transformação das LMF de NiTi estão extremamente ligadas à composição da liga e aos tratamentos térmicos sofridos durante o processo de fabricação (THOMPSON, 2000). Alterando a relação Ni/Ti é possível alterar o comportamento deste tipo de LMF, de forma a melhor se adaptarem as necessidades de projeto, respondendo melhor a superelasticidade ou a memória de forma (SONG, 2000). Qualquer adição de níquel até o limite de 50%, em peso atômico, tem pouco efeito nas temperaturas de transformação. Pequenas adições de níquel acima deste valor podem mudar drasticamente estas temperaturas e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas da LMF (HODGSON *et al.*, 2000; LIBENSON *et al.*,

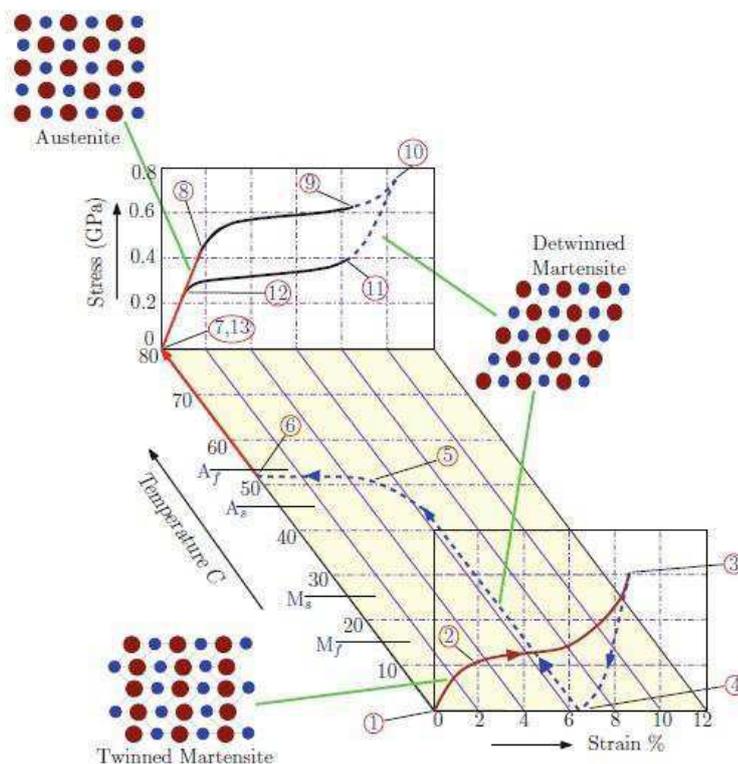
1993). Temos como um exemplo, uma adição de níquel suficiente para variar a composição da liga NiTi de 50-50 para 51-49 em percentual atômico, faz baixar a temperatura A_s em aproximadamente 100 °C e, praticamente, triplicar a tensão de escoamento (HODGSON *et al.*, 2000).

A capacidade de uma liga com memória de forma retornar para uma forma pré-determinada quando aquecido acima da temperatura de transformação A_f característica é conhecida como o efeito de memória de forma (EMF). Para o entendimento deste fenômeno se faz necessário definir algumas temperaturas de transformação. Durante o aquecimento a martensita inicia a transformar-se em austenita ao atingir a temperatura (A_s) e a transformação encerra ao atingir a temperatura (A_f). Com o resfriamento a austenita começa a transformar-se em martensita a partir do ponto M_s e a transformação termina quando a temperatura chega no ponto M_f . Um efeito típico de EMF em LMF é descrito conforme os trechos de 1 a 6 no diagrama de tensão-deformação da temperatura, como mostrado na Figura 4 (RAO *et al.*, 2015).

Nessa Figura, considere uma LMF inicialmente martensítica, obtida a partir do resfriamento a uma temperatura inferior a (M_f) e livre de tensões mecânicas (*twinned martensite*). Com a aplicação de um carregamento, tem-se uma resposta linear-elástica (trecho 1-2), esta parte da resposta parece uma deformação elástica clássica da amostra de metal ou de liga, até que uma tensão crítica seja alcançada (ponto 2), dando início a um processo de reorientação da martensita (trecho 2-3). Neste trecho 2-3, a martensita está ficando orientada devido a um carregamento mecânico (*de-twinned martensite*) e apresenta uma saturação do comportamento, levando a uma capacidade maior de deformação pseudoelastica. Ao cessar-se o carregamento e dando início ao descarregamento, a LMF apresenta uma deformação residual (trecho 3-4). Nota-se que o material não retorna completamente ao seu estado não deformado (ponto 1) e há uma clara deformação residual de cerca de 4-6%, dependendo da extensão em que foi carregado. Estas deformações residuais parecem estirpes irrecuperáveis permanentes, semelhante aos observados em materiais clássicos deformados plasticamente. No entanto, no caso de LMF, esta deformação residual pode ser recuperada após aquecimento e tornando-os, assim, diferentes dos materiais clássicos. Para retomar à geometria original

do corpo, é necessário submetê-lo a uma temperatura superior a (A_f), dando origem assim à uma capacidade de EMF muito explorada em aplicações. Logo, a LMF recupera a sua forma original ao fim do aquecimento (ponto 6), onde a fase estável passa a ser a austenita (RAO *et al.*, 2015).

Figura 4. Ilustração tridimensional tensão-deformação-temperatura dos efeitos de memória de forma e superelasticidade de LMF.



Fonte: (RAO *et al.*, 2015).

3.2.4 Superelasticidade

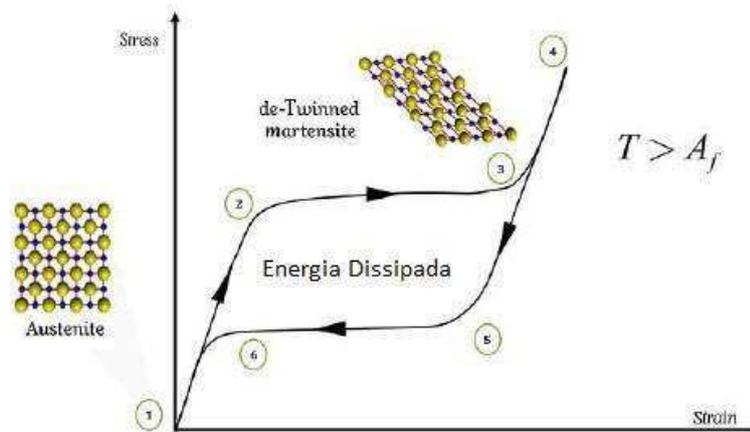
O fenômeno da superelasticidade (SE) ou Pseudoelasticidade é a capacidade que uma LMF apresenta de recuperar grandes deformações apenas com a retirada da carga, quando o material encontra-se a uma

temperatura constante acima de A_f , e se traduz também em uma capacidade de absorção de energia com zero de deformação residual.

Uma propriedade interessante, e intrínseca ao fenômeno da superelasticidade em LMF, é a capacidade de dissipação de energia, ou amortecimento, que ocorre devido à histerese mecânica. Uma histerese é a dependência que a resposta de um material ou sistema possui no histórico de entradas (estímulos), esta dependência ocorre porque este histórico afeta o valor de alguma variável de estado (CHIKAZUMI, 1997). No caso das LMF, a histerese, seja térmica ou mecânica, ocorre devido a irreversibilidades termodinâmicas do sistema. Na prática, a energia dissipada devido a histerese mecânica é calculada como sendo a área interna ao laço de transformação de fase superelástica.

Esse tipo de comportamento presente nas LMF pode ser melhor entendido com o auxílio da Figura 5. Essa Figura ilustra uma curva tensão-deformação de uma LMF sujeita a carregamento e descarregamento mecânico a uma temperatura constante (isoterma) acima de A_f .

Figura 5. Ilustração do comportamento superelástico típico de uma LMF NiTi.



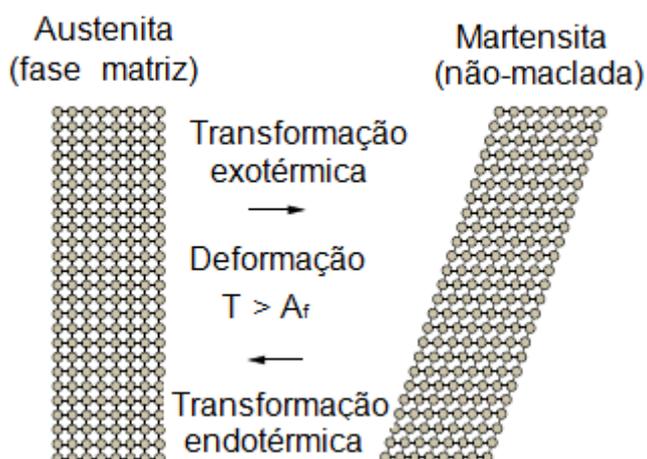
Fonte: (LECCE & CONCILIO, 2015).

De acordo com a Figura 5, para uma temperatura constante (isoterma) e superior a A_f , com a aplicação de um carregamento mecânico, o material se comporta elasticamente (trecho 1-2) até que uma tensão crítica de início de transformação de fase seja alcançada (ponto 2), onde, então, dá-se início a uma transformação de fase direta ($A \rightarrow M$). Nesse trecho a tensão não se desenvolve tanto quanto a deformação, dando origem a um patamar de deformação (trecho 2-3). Quando uma tensão crítica de fim de transformação de fase é alcançada (ponto 3), a fase estável passa a ser a martensita induzida e então se desenvolve uma nova região linear devido a essa nova fase estável (trecho 3-4). Esta martensita induzida por tensão também é conhecida por martensita não-maclada ou martensita orientada (*de-twinned martensite*). Ao descarregar a LMF, o material experimenta uma transformação inversa de fase ($M \rightarrow A$). De maneira similar à transformação direta, se desenvolve um patamar de deformação (trecho 5-6) de origem em uma tensão crítica de início de transformação de fase inversa até que seja alcançada uma tensão crítica de fim de transformação inversa. E então, a LMF retorna à fase austenítica já que para $T > A_f$ a martensita é uma fase instável sem a presença de um campo de tensões.

Se a temperatura da LMF for inferior a A_f , apenas uma parte da martensita induzida por tensão é retransformada em austenita e uma

deformação residual é então encontrada no final da descarga, e pode ser recuperada por meio de aquecimento acima de A_f . Este fenômeno é geralmente referido como superelasticidade parcial (FUGAZZA, 2003). A Figura 6 ilustra esquematicamente o mecanismo da SE descrita pela curva tensão – deformação da Figura 5.

Figura 6. Esquemática do mecanismo da SE.



Fonte: (Santos, 2011).

Vale salientar que tanto o EMF quanto a SE são observados em uma mesma LMF, dependendo da temperatura e do carregamento mecânico imposto.

Existem várias configurações da relação Ni/Ti que permitem que uma LMF desse sistema inicie a fase austenita a temperaturas mais baixas, conferindo-lhe um melhor comportamento superelástico. A Tabela 1 mostra alguns exemplos de temperaturas para início da transformação austenita que podem ser conseguidos variando-se a composição química da LMF NiTi (Saes Getters Group, 2009).

Tabela 1. Exemplos de temperaturas típicas para o início da fase austenita em LMF NiTi para obtenção de EMF ou SE acima da temperatura ambiente.

Ligas de Memória de Forma	Ligas Super-Elasticas
$A_s = +95^\circ\text{C}$	$A_s = -25^\circ\text{C}$
$A_s = +70^\circ\text{C}$	$A_s = -50^\circ\text{C}$
$A_s = +60^\circ\text{C}$	
$A_s = +55^\circ\text{C}$	
$A_s = +45^\circ\text{C}$	

Fonte. (Saes Getters Group, 2009).

A variação destas temperaturas de transformação estão relacionadas a um melhor aproveitamento dos comportamentos de EMF e SE. Para o EMF o material deve estar inteiramente na sua fase martensita, ou atingi-la mais cedo, entrando assim em deformação plástica, daí as temperaturas de início da fase austenita se fazem necessárias serem mais elevadas, garantido que o material a temperatura ambiente se encontre na sua fase martensita. Já para a SE, é necessário garantir que a LMF aproveite toda a sua fase austenita, de forma a poder atingir posteriormente a fase martensita, sem que esta entre em regime plástico, garantindo assim que exista uma dissipação de energia sem que haja deformação plástica residual.

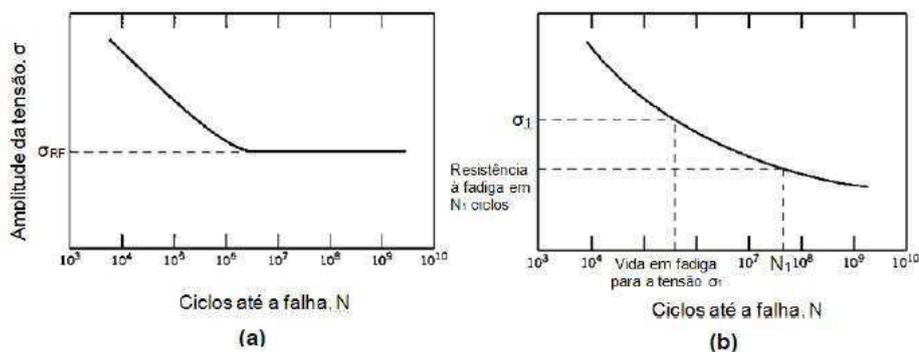
3.3 FADIGA

O termo “fadiga” foi aplicado à situação recém-descrita pela primeira vez por Poncelet em 1839 (NORTON, 2004). No contexto de materiais de engenharia, segundo a norma ASTM E 1150, esse fenômeno refere-se “ao processo gradual de mudança estrutural localizada permanente num material sujeito a condições que produzem tensões e deformações flutuantes em algum ponto (ou pontos) e que pode culminar em trincas ou em fratura, depois de um número suficiente de flutuações”.

Uma parte importante das falhas observadas em máquinas acontece devido a cargas que variam no tempo, e não a esforços estáticos, e que ocorrem em níveis de tensão inferiores aos valores da resistência ao escoamento dos materiais. As falhas por fadiga sempre têm início com uma micro trinca, que pode estar presente no material desde a sua fabricação ou desenvolver-se ao longo do tempo devido às deformações cíclicas ao redor das concentrações de tensões (NORTON, 2004).

Wöhler publicou em 1870 suas descobertas, as quais mostravam o número de ciclos de tensão variantes no tempo, como os motivadores do colapso, propondo assim, o diagrama S-N de amplitude de tensão ou variação de tensão versus o número de ciclos até a falha. Além disso, também descobriu a existência de uma tensão limite de resistência à fadiga, ensaiando, em laboratório, eixos até a falha sob carregamento alternado (MEYERS & CHAWLA, 1999; NORTON, 2004; SURESH, 2004; MANSON & HALFORD, 2006). Portanto, o comportamento em fadiga dos materiais geralmente é avaliado em termo de curvas S-N, no caso de processo com controle de força, e ϵ -N, no caso de processo com controle de deslocamento. A Figura 7 mostra diagramas S-N ou Curvas de Wöhler padrão que caracteriza o comportamento dos materiais submetidos a solicitações alternadas. Milhões de ciclos podem ser necessários para provocar a falha em níveis de carga mais baixos, de modo que o eixo das abscissas é normalmente esboçado em escala logarítmica.

Figura 7. Curvas S-N ou curvas de Wöhler padrão para alguns materiais (a) curva com limite de resistência à fadiga definido, (b) curva com limite de resistência à fadiga não definido.



Fonte: (CALLISTER, 2000).

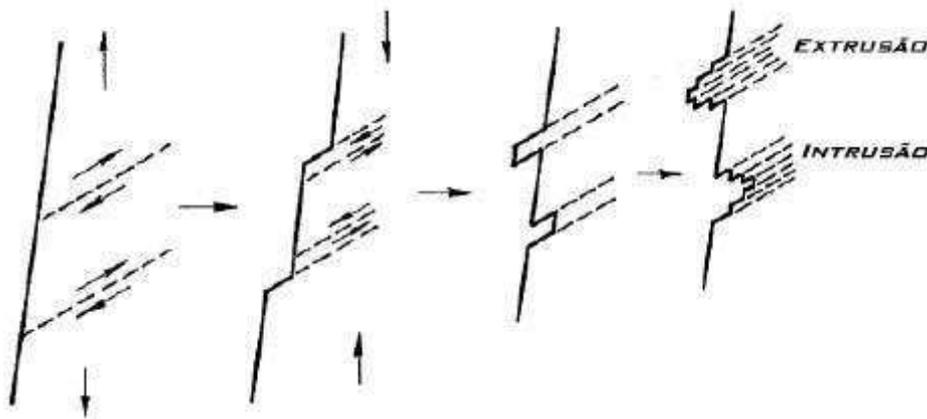
A fadiga é um fenômeno que acontece quando são aplicados carregamentos dinâmicos repetidos ou flutuantes a um material metálico e o mesmo se rompe com uma carga muito menor que a equivalente à sua resistência estática, sendo a maior responsável por 90% das falhas individuais em metais (ASKELAND & PHULÉ, 2008). Na Odontologia, pode ser observada nos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor e grampos de isolamento absoluto (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Embora a inserção de limas com NiTi superelástico na prática clínica represente um importante desenvolvimento para a endodontia, estes instrumentos ainda podem sofrer falhas em serviço, principalmente em decorrência de fadiga por flexão. Durante a formatação de canais curvos, o instrumento rotatório é submetido a ciclos de tração e compressão na região de curvatura máxima do canal, podendo ocasionar a fratura do material por fadiga neste ponto (PRUETT et al., 1997, MELO et al., 2002, BAHIA et al., 2006, FIGUEIREDO et al., 2009). Quanto maior a curvatura do canal, mais severa é a condição de carregamento (PRUETT et al., 1997). Logo, flexão é uma das condições de carregamento mais importantes às quais os instrumentos endodônticos são submetidos durante a prática clínica.

3.3.1 Falha por fadiga

A falha por fadiga inicia-se com a formação de bandas de escorregamento persistentes, causadas pela movimentação de discordâncias no reticulado cristalino em pequenas distâncias, levando a formação de intrusões, extrusões ou locais para a nucleação de trincas, por acumularem grande deformação plástica. (MEYERS & CHAWLA, 1999). A Figura 8 mostra, esquematicamente, formação de intrusões e extrusões em fadiga.

Figura 8. Intrusões e extrusões em bandas de deslizamento.



Fonte: (MEYERS & CHAWLA, 1999).

Segundo Shigley (2005), a fratura de uma falha por fadiga segue três estágios de desenvolvimento:

- Estágio I: corresponde ao início de uma ou mais microtrincas, causadas por deformação plástica cíclica seguida de propagação cristalográfica estendendo-se por dois a cinco grãos relativamente à origem. Neste estágio as trincas não são normalmente discerníveis a olho nu;

- Estágio II: compreende a progressão de micro a macrotrincas, formando superfícies de fratura com platôs paralelos, separados por sulcos também paralelos. Tais platôs são normalmente lisos e normais na direção da máxima tensão de tração. Essas superfícies podem ser onduladas e escuras e ter bandas leves conhecidas como “marcas de praia” ou “marcas de concha de

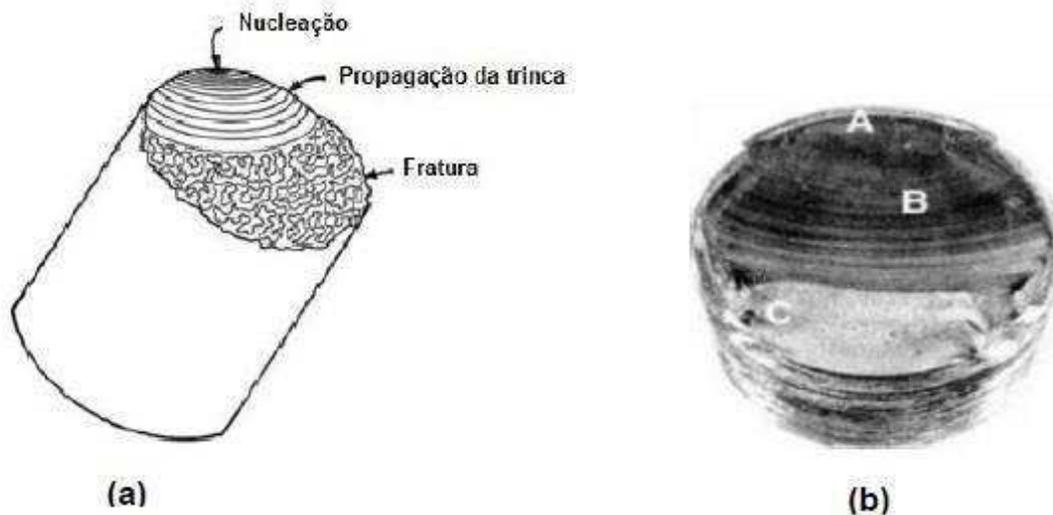
ostra”. Durante o carregamento cíclico, tais superfícies fissuradas abrem e fecham, roçando-se umas nas outras, e a aparência das marcas de praia depende das mudanças no nível e na frequência do carregamento, bem como da natureza corrosiva do meio;

□ Estágio III: ocorre no ciclo de carga final, quando o material remanescente não pode suportar as cargas, resultando em fratura rápida e repentina.

Portanto, a ruptura por fadiga está relacionada com o fato de, ao invés de se ter um comportamento elástico ideal e reversível do material ter-se deformação plástica não uniforme. Essas deformações não reversíveis se localizam ao longo dos planos de escorregamento, nos contornos de grãos e ao redor de irregularidades de superfície devidas a defeitos geométricos ou de composição. (VAN VLACK, 1964).

A falha por fadiga pode ser facilmente reconhecida através da observação da superfície de fratura do material. A Figura 9 representa a superfície de fratura característica da falha por fadiga.

Figura 9. (a) Representação esquemática de uma fratura típica de falha por fadiga. (b) Falha por fadiga de um parafuso, em decorrência de flexão unidirecional repetida. A falha começou na raiz da rosca em A, propagou-se através da maior parte da sessão transversal.



Fonte: (MEYERS & CHAWLA, 1999; SHIGLEY, 2005).

Na Figura 9 observam-se claramente os três estágios da fratura por fadiga, mencionados anteriormente: iniciação de trincas, geralmente na superfície; propagação de trincas por fadiga; e uma região de fratura repentina, onde o comprimento da fissura excede um comprimento crítico.

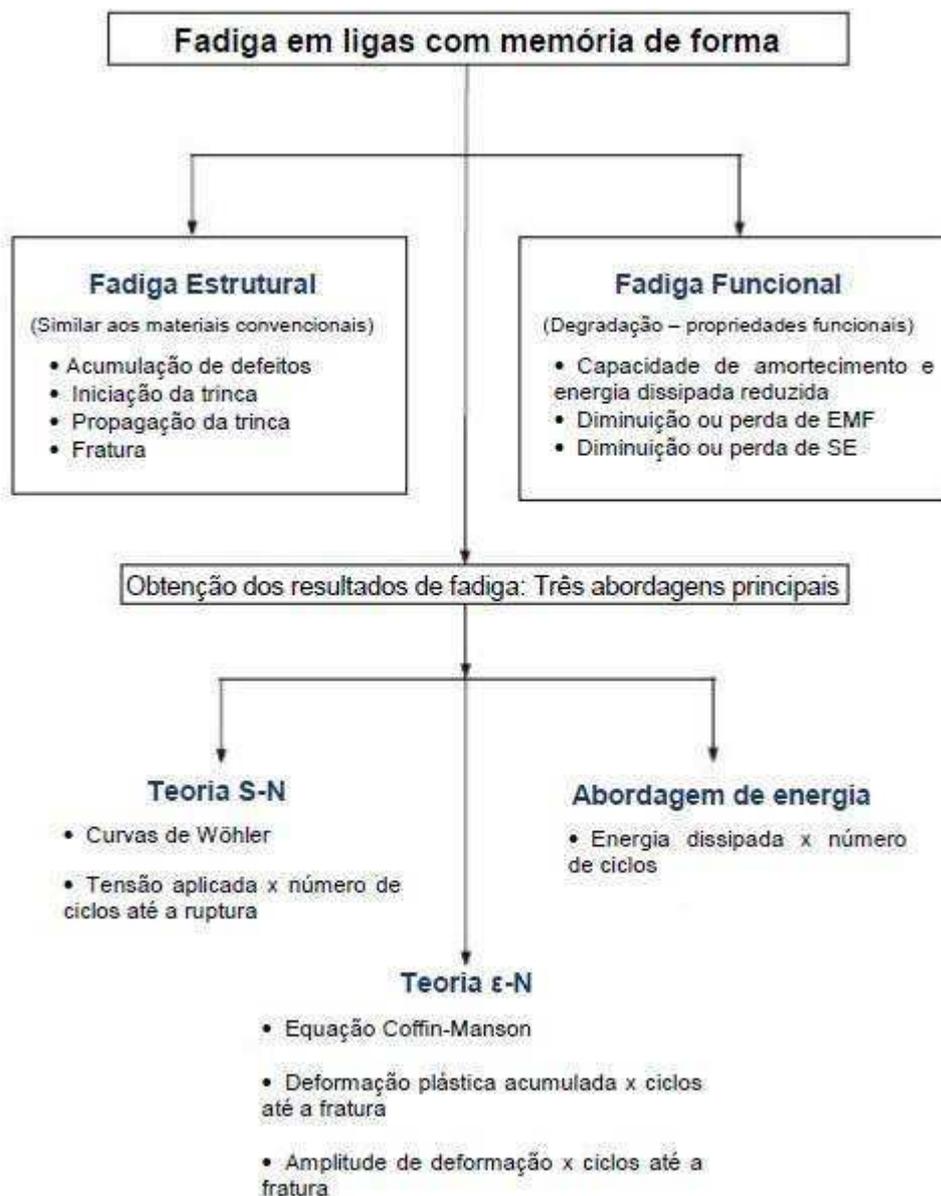
3.3.2 Fadiga em LMF NiTi

Grande parte das aplicações das LMF de NiTi que apresentam o EMF e a SE são realizadas sob solicitações cíclicas, o que leva a uma necessidade do conhecimento de sua vida útil, bem como seu comportamento em fadiga. A fadiga das LMF pode ser classificada como: *fadiga funcional* e *fadiga estrutural*, sendo esta última nosso objeto de estudo (EGGELER *et al.*, 2004).

No domínio das LMF, fadiga estrutural corresponde ao processo convencional de fadiga, ou dano microestrutural que se acumula durante o carregamento cíclico (EGGELER *et al.*, 2004), levando a uma possível falha por fratura do material.

A vida em fadiga estrutural das LMF é avaliada da mesma forma que para os materiais clássicos de engenharia, ou seja, é o número de ciclos em que ocorre a ruptura sob um dado valor de tensão mecânica, geralmente bem abaixo da tensão máxima suportada pelo material num ensaio de tração quase estático. Além do número de ciclos, a vida em fadiga estrutural depende de inúmeros outros fatores, como: valor de tensão aplicada, acabamento superficial, presença de concentradores de tensão, entre outros (SOUZA, 2005). No caso particular das LMF superelásticas a vida em fadiga estrutural também sofre influência do acúmulo de deformação devido à aplicação de amplitudes de tensão constantes (KANG *et al.*, 2012). Há uma necessidade de compreender como microestruturas podem ser otimizadas para fornecer uma boa resistência à fadiga. (EGGELER *et al.*, 2004). A Figura 10 descreve a classificação de fadiga em LMF em duas categorias: fadiga estrutural e fadiga funcional.

Figura 10. Classificação de fadiga em LMF e principais abordagens teóricas de fadiga funcional e fadiga estrutural.



Fonte: (RAO *et al.*, 2015).

A metodologia utilizada neste trabalho é a da vida em fadiga (não levando em conta a fadiga funcional), a qual é baseada no conceito de número total de ciclos até a ruptura (N_f) a partir do corpo de prova em seu formato original sem entalhe, quando o mesmo é submetido a amplitudes de tensões ou deformações cíclicas controladas, obtendo, assim, curvas S-N ou ϵ -N. A vida em fadiga obtida desta forma envolve o número de ciclos para nucleação e propagação de uma trinca dominante até que ocorra a falha final.

A metodologia de tolerância ao dano utiliza as leis de crescimento de trinca da Mecânica da Fratura, considerando a existência de trincas pré-existentes no material. Desta forma, busca-se estimar o número de ciclos para propagar uma trinca dominante até um comprimento crítico.

3.4 FADIGA EM INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NiTi

A fratura de instrumentos no interior dos canais radiculares é um incidente que pode ocorrer durante a terapia endodôntica, e o seu prognóstico depende de alguns fatores como localização da fratura, tamanho do fragmento, diâmetro do canal e desenho da secção transversal do instrumento (PARASHOS E MESSER, 2006). O prognóstico mais favorável ocorre quando se consegue completar o preparo, removendo ou ultrapassando o fragmento, incorporando-o ao material obturador (IVERSON *et al.*, 1985).

A prevenção da fratura é sempre preferível às tentativas de remoção do instrumento fraturado. As consequências da fratura são significativas, uma vez que o fragmento remanescente impede a adequada limpeza, formatação e selamento do canal, podendo levar a um desgaste excessivo da dentina durante as tentativas de remoção. Esta remoção de dentina predispõe à ocorrência de perfurações, fraturas radiculares e dificuldade de localização da trajetória original do canal mesmo após a remoção do instrumento (COHEN *et al.*, 2005).

Dois mecanismos distintos de fratura foram descritos por Sattapan *et al.* (2000a): sobrecarga em torção e fadiga por flexão. Os instrumentos fraturados por torção geralmente apresentam características de deformação plástica, enquanto aqueles que falharam por fadiga não exibem tais padrões de deformação. Quando o instrumento sofre rotação no interior de um canal curvo, é submetido a tensões alternadas de tração e compressão, levando à nucleação de trincas que se propagam e coalescem até a fratura final do instrumento. Os níveis de tensão durante o carregamento cíclico são geralmente dependentes da geometria da curvatura e das cargas aplicadas, com um nível maior de tensão na área da curvatura máxima do canal radicular (SERENE *et al.*, 1995; PRUETT *et al.*, 1997; BOOTH *et al.*, 2003; BAHIA E

BUONO, 2005). A ruptura por torção de um metal dúctil ocorre por cisalhamento ao longo dos planos submetidos às tensões máximas de cisalhamento, resultando em um plano de fratura normal ao eixo longitudinal. grandes deformações plásticas em torção podem resultar em mudanças consideráveis no comprimento da amostra (DIETER, 1986; SOUZA, 1995).

Gambarini (2001) avaliou a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi novos e depois de um uso clínico prolongado. Os resultados demonstraram uma significativa redução no tempo de rotação para a fratura, notada entre os novos e os instrumentos clinicamente usados. Em todos os tamanhos analisados, os novos instrumentos foram significativamente mais resistentes que os usados.

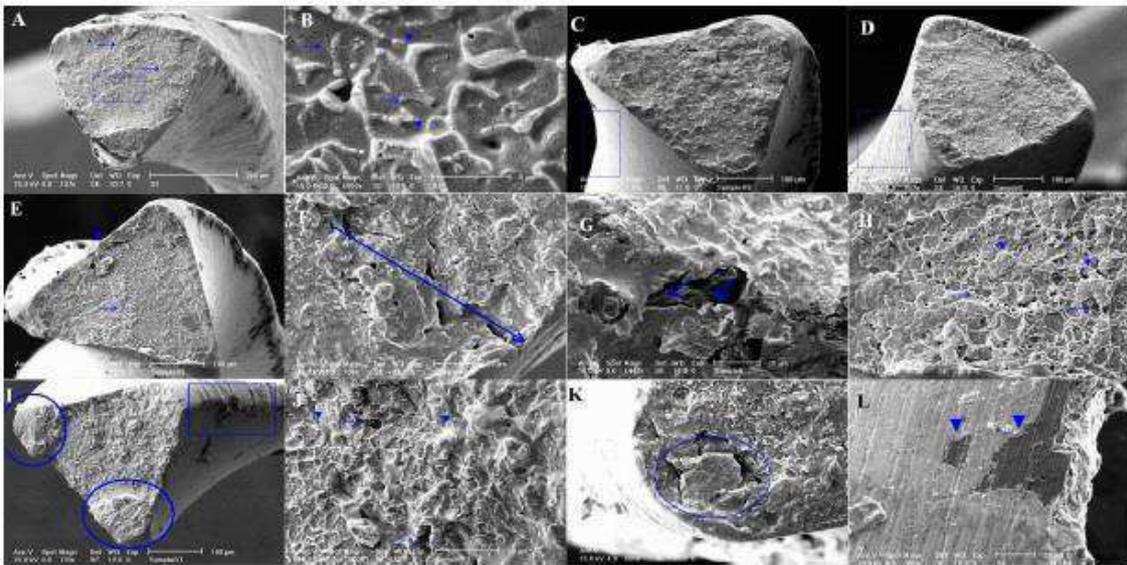
Shen *et al.*, (2009) concluem que o risco de fratura de instrumentos de NiTi é menor, quando um instrumento novo é utilizado por um endodontista experiente. A causa mais comum de fratura, embora raro, é a fratura por cisalhamento.

De Deus *et al.*, (2010) afirmam que a cinemática do movimento é um dos fatores mais importantes na determinação da resistência à fadiga cíclica de um instrumento endodôntico.

Varela-Patiño *et al.*, (2010) compararam a durabilidade de instrumentos quando utilizados em movimento rotatório e em movimento recíproco. Dois grupos foram estabelecidos. Grupo A: dentes instrumentados em movimento recíproco com 60° no sentido horário e 45° no sentido anti-horário. Grupo B: dentes instrumentados em movimento rotatório contínuo. Os instrumentos do grupo A (movimento recíproco) puderam ser utilizados por uma maior quantidade de vezes, quando comparados aos instrumentos do grupo B (rotação contínua).

Azimi *et al.*, (2011) estudou a vida em fadiga e a superfície de fratura das limas *Protaper* e *Race*. Os instrumentos quando submetidos a ângulos de inclinação maiores fraturaram mais rápidos; na análise das superfícies fraturadas ficou constatado, conforme é revelado na Figura 11, que os componentes mostram, em sua maioria, superfícies com cavidades de arranchamentos muito embora se constate em alguns trechos uma superfície lisa (fratura dúctil).

Figura 11. Superfícies das limas *Protaper* e *Race* fraturadas, com diferentes ampliações.



Fonte: (AZIMI *et al.*, 2011).

Castelló *et al.*, (2012) testaram três instrumentos de NiTi quanto à resistência à fadiga cíclica (*Protaper*®, *WaveOne*® e *Twisted Files*®). Os instrumentos foram acionados em canais artificiais com diferentes ângulos de curvatura. O tempo e o número de voltas até a ocorrência da fratura foram calculados. *WaveOne*® apresentou melhor resistência à fadiga cíclica que os demais, trabalhando por um período maior de tempo e, conseqüentemente desenvolvendo maior número de voltas até que a fratura ocorresse.

Plotino *et al.*, (2012) avaliaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos *Reciproc*® (VDW) e *WaveOne*® (Dentsply) durante tratamento de canais artificiais. Dois grupos de 15 instrumentos de mesmo diâmetro foram testados. Grupo A: *Reciproc*® R25 e Grupo B: *WaveOne*® Primary. Os instrumentos do Grupo A foram acionados utilizando as configurações de motor específicas para o sistema *Reciproc*®, enquanto os instrumentos do Grupo B foram acionados utilizando as configurações de motor específicas para o sistema *WaveOne*®. Os instrumentos foram acionados até que a fratura acontecesse, e os resultados analisados. As limas *Reciproc*® mostraram-se significativamente mais resistentes à fadiga cíclica que as limas *WaveOne*®.

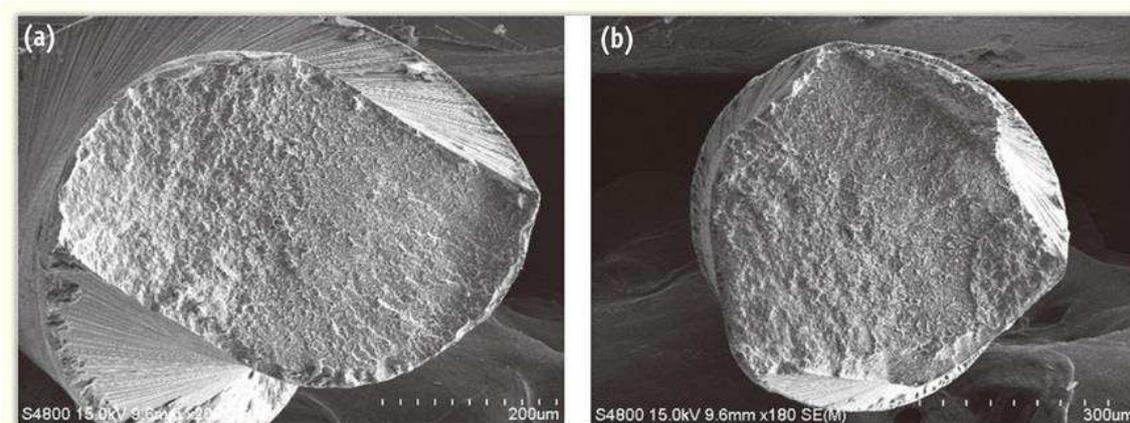
Kim *et al.*, (2012) propuseram um estudo para comparar a resistência à fadiga flexural entre os sistemas de movimento recíproco *Reciproc*® e

WaveOne® e um rotatório contínuo (*Protaper*® F2). Os resultados mostraram que os dois sistemas submetidos ao movimento recíproco apresentam resistência a fadiga significativamente superior.

Gavini *et al.*, (2012) demonstraram que o instrumento *Reciproc*® R25 trabalhando em movimento recíproco apresentou maior resistência à fadiga flexural quando comparado ao trabalho em movimento rotatório contínuo.

Lim *et al.*, (2013) propuseram analisar a capacidade de modelagem das limas *WaveOne* e *Reciproc*, em termos de manutenção da configuração original do canal radicular e da curvatura com ensaios de fadiga cíclica, como também analisar as superfícies de fraturas das limas, como é mostrado na Figura 12. Revelando uma mistura de fratura frágil e dúctil, mostrando um aspecto escavado em algumas regiões e uma superfície mais lisa em outras.

Figura 12. MEV das superfícies de fratura das limas. (a) *Reciproc*. (b) *WaveOne*.



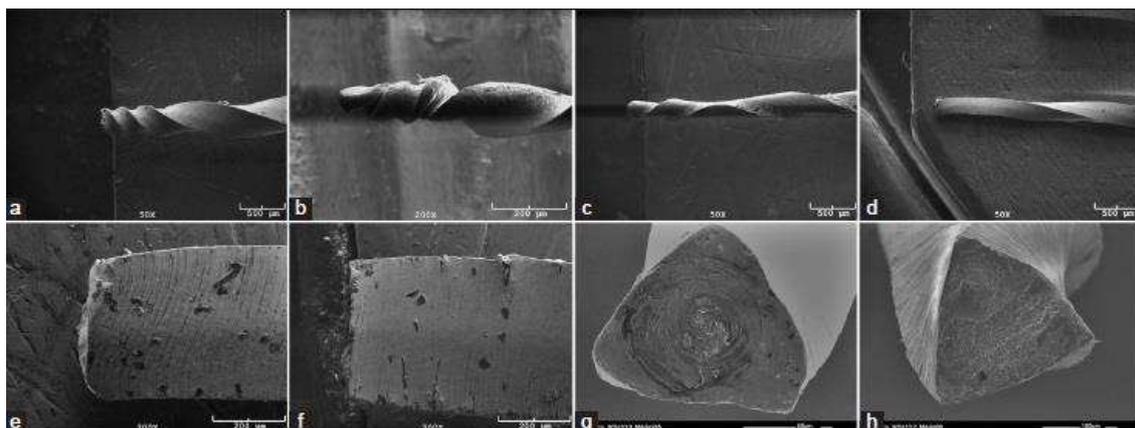
Fonte: (LIM *et al.*, 2013).

De Deus *et al.*, (2014) investigaram a resistência a fratura cíclica da limas *Reciproc R40* (VDW) e *WaveOne Large* (Dentsply) em dois teste distintos (estático e dinâmico). Os autores utilizaram dispositivo com raio de curvatura de 6mm em ambos os testes. Através da metodologia, os autores concluíram que os instrumentos *Reciproc R40* apresentam melhores valores em relação aos instrumentos *WaveOne Large*, para ambos os testes, sendo os instrumentos *WaveOne* menos flexíveis.

Basturk *et al.*, (2014) avaliaram a distorção e o modo de fratura dos instrumentos rotativos *ProTaper* e *Mtwo* após seu uso em dentes humanos

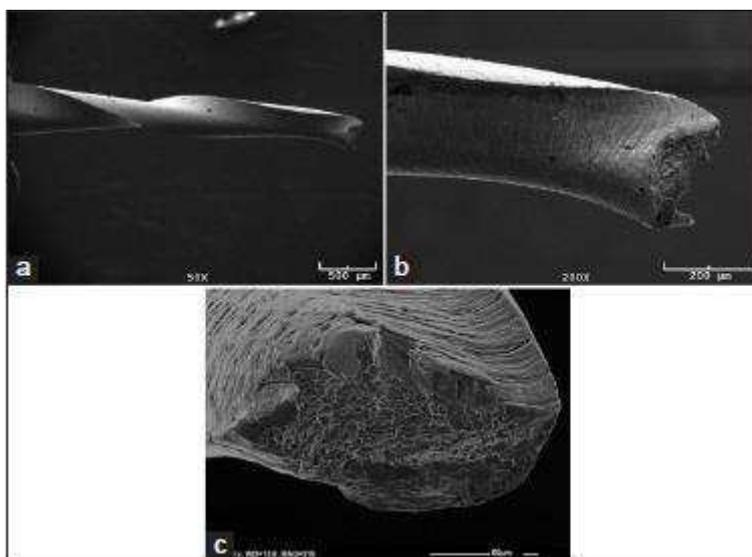
extraídos com curvaturas muito atenuadas. A análise fractográfica da superfície fraturada revelou que um único evento de sobrecarga que causava fratura por cisalhamento era o modo predominante de falha para ambas as limas, conforme mostra as Figuras 13 e 14.

Figura 13. Análise fractográfica da superfície fraturada da *Protaper* em diferentes ângulos e dimensões.



Fonte: (BASTURK *et al.*, 2014).

Figura 14. Análise fractográfica da superfície fraturada da *MTwo* em diferentes ângulos e dimensões.



Fonte: (BASTURK *et al.*, 2014).

4 METODOLOGIA

Todas as atividades experimentais deste trabalho foram desenvolvidas no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM) da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG).

Para este estudo a metodologia foi dividida em quatro etapas: seleção das limas endodônticas de NiTi, caracterização pré-fadiga, fadiga mecânica e caracterização pós-fadiga, conforme seções a seguir.

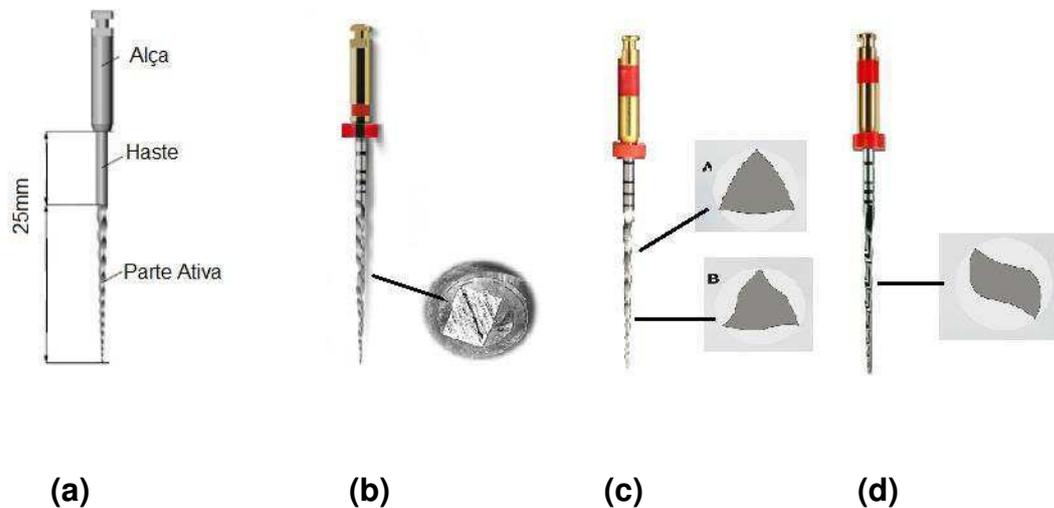
4.1 LIMAS DE NiTi

Para a realização deste trabalho foram selecionadas limas endodônticas de NiTi tratadas termicamente com a técnica conhecida por “M-Wire”, definida na seção 2.1.3. As referências das limas endodônticas foram as seguintes:

- Limas *Primary* da fabricante *WaveOne* (0,25mm de diâmetro inicial, taper 0,08, com 25mm de comprimento útil), e a lima *R25* da fabricante *Reciproc* (diâmetro inicial de 0,25mm, taper 0,08, o diâmetro a partir da ponta em 16 mm é de 1,05mm), ambas utilizadas em movimento Reciprocante, escolhidas conforme suas preferências de uso nos tratamentos endodônticos, por serem consideradas as mais eficientes em suas finalidades no mercado;
- Limas *Next X2* da fabricante *Protaper* (25 mm de comprimento útil, 0,97 mm de diâmetro maior e 0,14mm de diâmetro da ponta cônica) lima de uso em movimento contínuo e escolhida por possuir a mesma finalidade que as outras 2 limas.

Na Figura 15 essas três limas de NiTi podem ser visualizadas, com suas principais dimensões e respectivas seções transversais.

Figura 15. Limas endodônticas de NiTi selecionadas para este trabalho e suas seções transversais. (a) Esquema explicativo de regiões e dimensões de uma lima. (b) *Protaper Next X2*. (c) *WaveOne Primary*. (d) *Reciproc R25*.



Fonte: Autoria Própria.

A escolha de limas com movimentos rotatórios diferentes foi realizada com o intuito de mostrar que a metodologia empregada nesta pesquisa pode ser utilizada para ambos os casos, inclusive fazer comparativo entre limas de movimentos rotatórios diferentes, tendo em vista que a flexão alternada ao simular as forças de tração e compressão sofridas pelas limas nos canais endodônticos durante seu uso independe do movimento ser contínuo ou recíprocante.

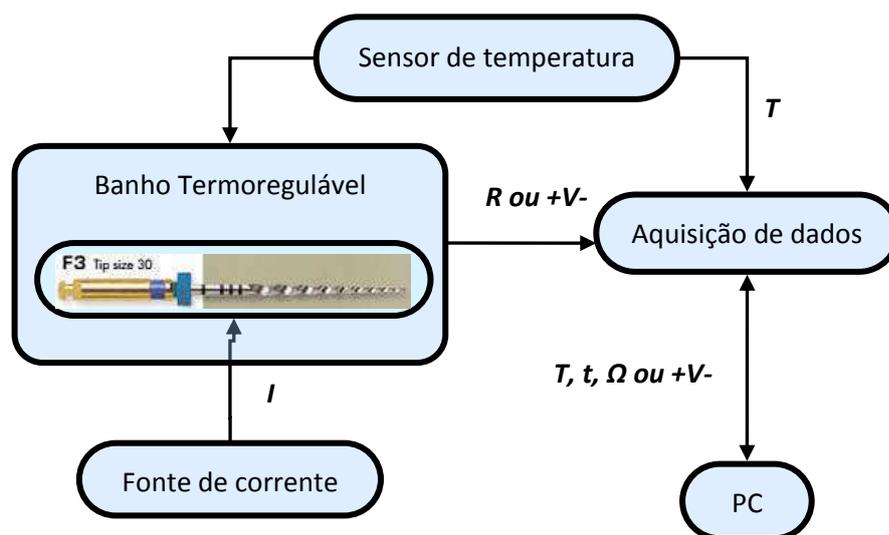
4.2 COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO

4.2.1 Análise Térmica: Ensaio de Resistência Elétrica em Função da Temperatura (RET)

A caracterização térmica das limas endodônticas de LMF NiTi é realizada inicialmente de maneira não destrutiva usando um sistema de medição de resistência elétrica em função da temperatura (RET) (REIS *et al.*, 2008). Este sistema permite aquecer e resfriar, de forma controlada, corpos de

prova e componentes mecânicos de LMF submetidos a uma corrente elétrica constante e imersos em um banho termo regulável interligado a um sistema de aquisição de dados. Este sistema capta as variações da resistência elétrica (R) da lima ou diferença de potencial (DDP, $+V$ -) à medida que a temperatura (T) varia. Essa caracterização permite determinar as temperaturas de transformação desses elementos de LMF, de uma maneira não destrutiva, já que o componente não precisa ser cortado para a realização destas medições. Uma ilustração esquemática deste sistema de medição pode ser visualizada na Figura 16. A partir das curvas de RET obtidas com este sistema, é possível determinar as temperaturas de transformação de fase na lima inteira.

Figura 16. Esquema de medição RET usado nas limas endodônticas de NiTi.



Fonte: Autoria Própria.

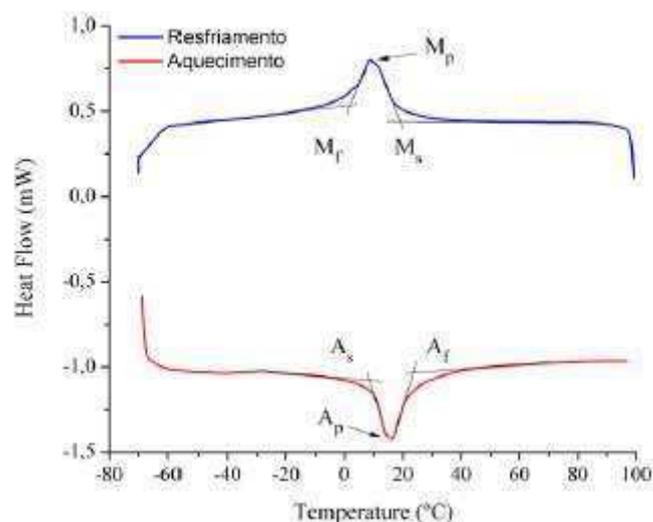
4.2.2 Análise Térmica: Ensaio de Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC)

As temperaturas de transformação de fase das limas endodônticas de NiTi também foram determinadas por meio da técnica de calorimetria diferencial de varredura (DSC – *Differential Scanning Calorimetry*), usando um

calorímetro da marca TA Instruments, modelo Q20. As temperaturas de início e final das transformações durante resfriamento e aquecimento são obtidas pela aplicação do método de cruzamento das tangentes nos picos apresentados nos termogramas *DSC*. No entanto, esta técnica é destrutiva e necessita a realização de corte das limas endodônticas em análise.

Variáveis como temperaturas críticas e de pico, ambas nas transformações de fase direta (resfriamento) e inversa (aquecimento), como também a histerese térmica das limas endodônticas de NiTi podem ser determinadas a partir destes ensaios térmicos. Uma curva típica de *DSC* para uma LMF superelástica de NiTi é mostrada na Figura 17.

Figura 17. Curva de *DSC* típica do fluxo de calor em função da temperatura em uma amostra de lima endodôntica de LMF NiTi.



Fonte: (SILVA, 2016).

Na Figura 17 é possível observar a formação de dois picos, um durante o resfriamento e outro durante o aquecimento. O pico do resfriamento corresponde a uma transformação exotérmica, característica da transformação martensítica direta ($A \rightarrow M$ ou R). A estrutura martensítica formada sob resfriamento pode ser a matensita M propriamente dita, de estrutura monoclinica, ou a martensita conhecida por fase R , de estrutura romboédrica.

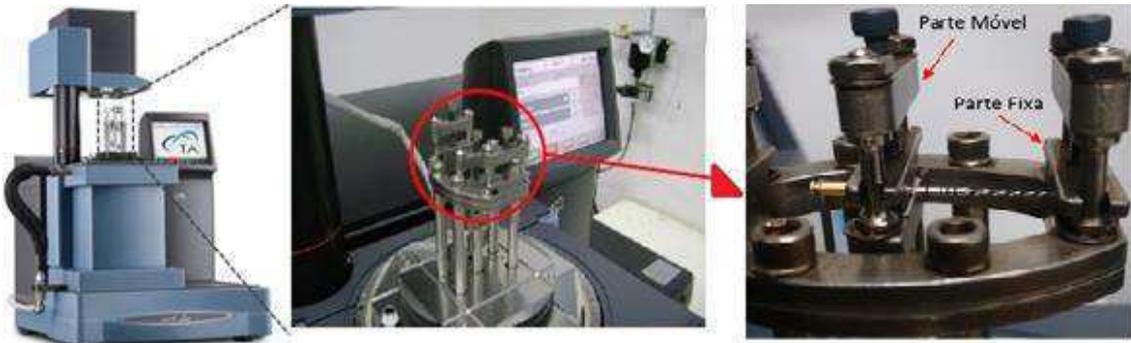
No caso das limas selecionadas para este estudo, forma-se a fase *R* a partir do resfriamento da austenita. A partir dos picos de DSC determinam-se as temperaturas críticas de início e final de transformação de fase direta (M_s e M_f ou R_s e R_f), além da temperatura de pico de transformação (M_p ou R_p). Já o pico do aquecimento corresponde a uma transformação endotérmica, característica da transformação inversa (M ou $R \rightarrow A$). De forma análoga, determinam-se as temperaturas críticas de início e fim de transformação de fase inversa (A_s e A_f), além da temperatura de pico de transformação (A_p). A partir da diferença entre as temperaturas de pico de transformação direta e inversa, obtém-se a histerese térmica.

Nestes ensaios são utilizados parâmetros como taxa de variação da temperatura de 10 °C/min em uma faixa de temperaturas de -60 a 100 °C.

4.2.3 Ensaios Mecânicos Quase Estáticos em Flexão Alternada

Os experimentos termomecânicos em regime quase estático consistiram na aplicação de um deslocamento linearmente crescente e decrescente no cabo da lima em modo de flexão simples alternada (*single cantilever*) com o monitoramento da resposta em força a estes deslocamentos prescritos. Para esses ensaios, foi utilizado um equipamento de análise dinâmico-mecânica (*DMA – Dynamic Mechanical Analyzer*), da marca TA Instruments, modelo Q800. A extremidade de menor diâmetro (ponta) das limas NiTi permanece fixa (engastada) e as deflexões são aplicadas na extremidade de maior diâmetro (cabo). Desta forma, é possível monitorar os níveis de força aplicada em função dos deslocamentos prescritos nos cabos das limas. O comprimento da ponta da lima engastada na parte fixa do *DMA* é da ordem de 7 mm. Na Figura 18 é possível ter uma visão geral de uma lima endodôntica de NiTi devidamente instalada nas garras do equipamento para testes.

Figura 18. Detalhes de fixação das limas endodônticas nas garras do DMA Q800 da TA Instruments.



Fonte: Autoria Própria.

As limas endodônticas de LMF NiTi foram submetidas inicialmente a uma estabilização do seu comportamento superelástico por meio da realização de ciclos de carregamento mecânico a uma temperatura constante de 60°C, para garantir que a ciclagem fosse realizada no estado superelástico, ou seja, na fase austenítica para as 3 limas. Foram realizados 25 ciclos mecânicos de carregamento e descarregamento com controle de força de $\pm 4\text{N}$ e uma taxa de carregamento de 4N/min.

Após o procedimento inicial de estabilização, foram realizados ensaios quase estáticos para a análise da resposta mecânica das limas endodônticas submetidas a deflexões de $\pm 0,5\text{ mm}$, $\pm 1,0\text{ mm}$, $\pm 1,5\text{ mm}$ e $\pm 2,0\text{ mm}$, nas temperaturas de 35°C, 40°C, 45°C e 50°C.

4.3 FADIGA MECÂNICA

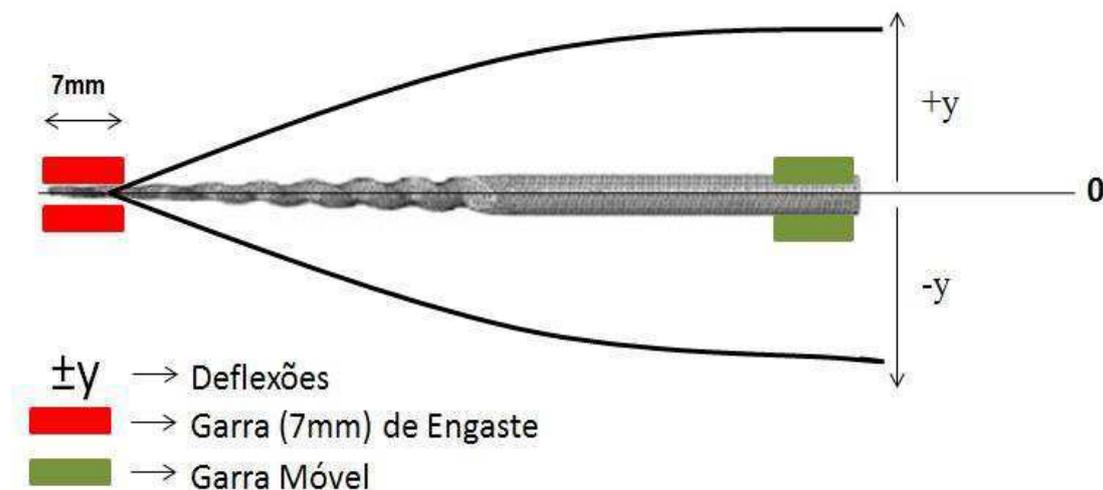
Uma vez que a análise usando um equipamento de DMA permite o estudo do comportamento dos materiais sob cargas cíclicas, é possível utilizá-lo no estudo da vida em fadiga de limas endodônticas de LMF NiTi.

Os testes de fadiga foram realizados utilizando o mesmo equipamento DMA da seção anterior, desta vez em regime dinâmico e mantendo o modo

flexão simples alternada (*Single Cantilever*), conforme indicado anteriormente na Figura 18. Semelhantemente ao caso quase estático anterior, na extremidade da parte móvel é imposto um deslocamento oscilatório com determinada amplitude e frequência prescrita a uma temperatura constante.

A escolha do método de flexão simples alternada, conforme ilustrado na Figura 19 teve como intuito simular a alternância em tração e compressão causada pela rotação de baixo ciclo dos motores endodônticos nos quais as limas são engastadas quando inseridas em um canal curvo. Assim sendo, a frequência de oscilação escolhida foi de 5 Hz, que corresponde a um motor girando a lima a uma rotação típica de 300 RPM (5RPS).

Figura 19. Esquema de flexão simples alternada com deflexão imposta de $\pm y$ com a lima engastada na extremidade.

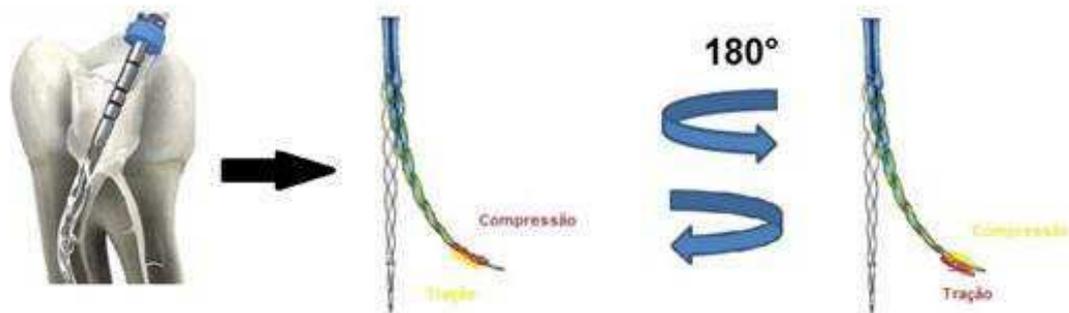


Fonte: Autoria Própria.

Analisando a ilustração da Figura 19 nota-se que os ensaios de flexão alternada no DMA podem simular a condição de rotação de baixo ciclo realizada pelos motores das limas endodônticas, tendo em vista que dentro de um canal curvo um mesmo ponto de uma lima em movimento rotatório (contínuo ou reciprocante) fica submetido ora a tração, ora a compressão. Essas tensões trativas e compressivas aparecem na parte apical do canal

(ponta da lima que se encontra engastada na garra fixa), conforme ilustra a Figura 20, quando a lima é submetida a deflexões de $\pm y$ (mm).

Figura 20. Esquema ilustrando a variação tração/compressão com a rotação de 180° de uma lima endodôntica dentro de um canal.

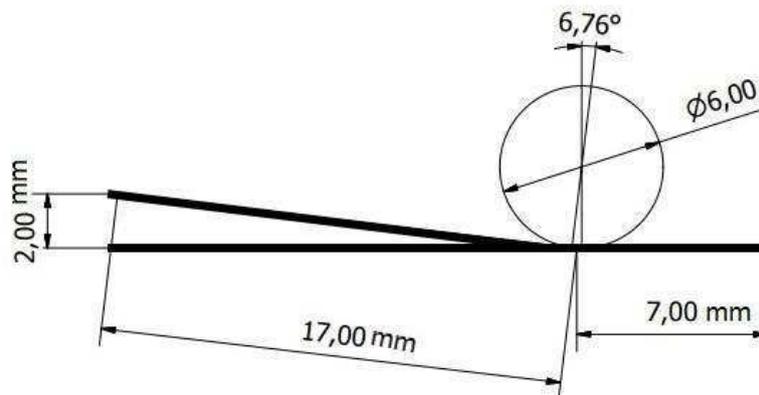


Fonte: MONTALVÃO & ALÇADA., 2011 (Adaptado).

Conforme mencionado anteriormente, a frequência de 5Hz foi escolhida por corresponder a 300 RPM de rotação, tipicamente empregada em motores usados na endodontia. Esta velocidade de rotação é mencionada nos trabalhos de Gao *et al.*, (2010), Pedullà *et al.*, (2011), Gambarini *et al.*, (2008) e Wu *et al.*, (2015).

Devido à grande diversidade de raios de curvatura e ângulos de curvatura dos dentes, e tendo em vista que não existe um padrão dentário, foi tomado como base o método desenvolvido por Pruett *et al.* (1997) para a escolha da deflexão máxima de $\pm 2\text{mm}$, tendo como raio de curvatura $r = 3\text{ mm}$ e ângulo de curvatura $\alpha = 6,76^\circ$, conforme ilustrado na Figura 21. Assim, espera-se conseguir simular os esforços de tração e compressão sofridos pelas limas endodônticas dentro dos canais.

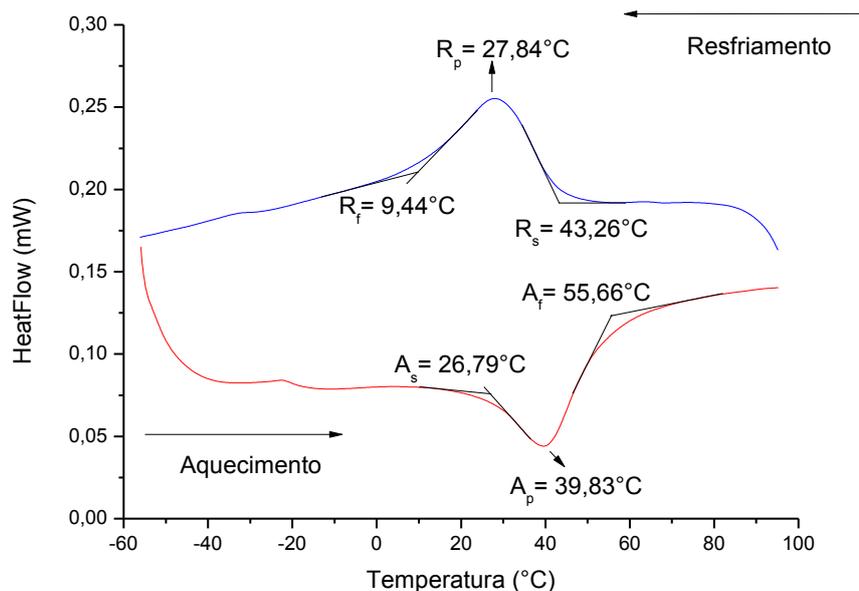
Figura 21. Esquema para determinação de ângulo de curvatura segundo metodologia de PRUETT *et al.* (1997).



Fonte: Autoria Própria.

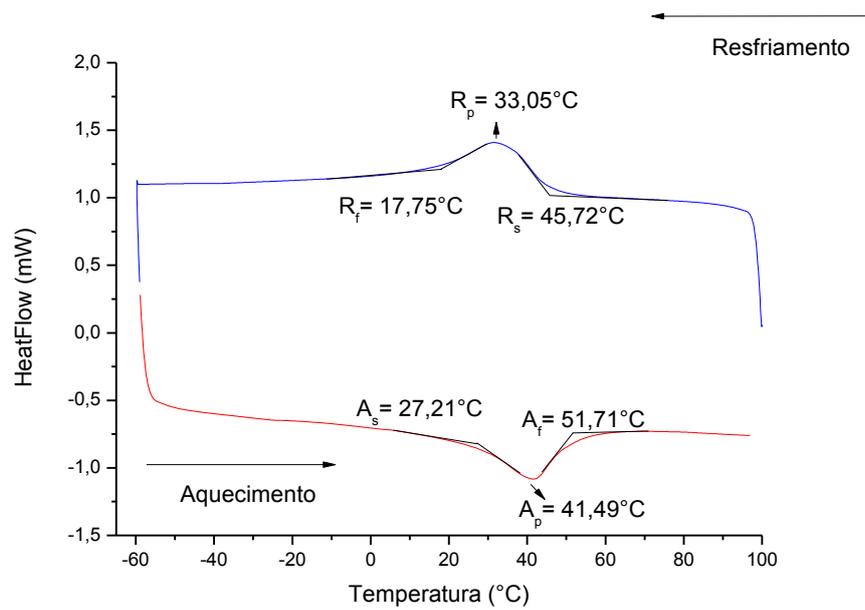
Assim, as deflexões utilizadas nos ensaios dinâmicos de fadiga variaram entre $\pm 0,5$ mm, $\pm 1,0$ mm, $\pm 1,5$ mm e ± 2 mm (deflexão máxima com base no método de Pruett *et al.*, 1997). As temperaturas para ensaios foram selecionadas com base nas temperaturas de transformação obtidas por DSC em cada lima, mostradas nas Figuras 22, 23 e 24.

Figura 22. Análise térmica via DSC da Lima *Protaper Next X2*.



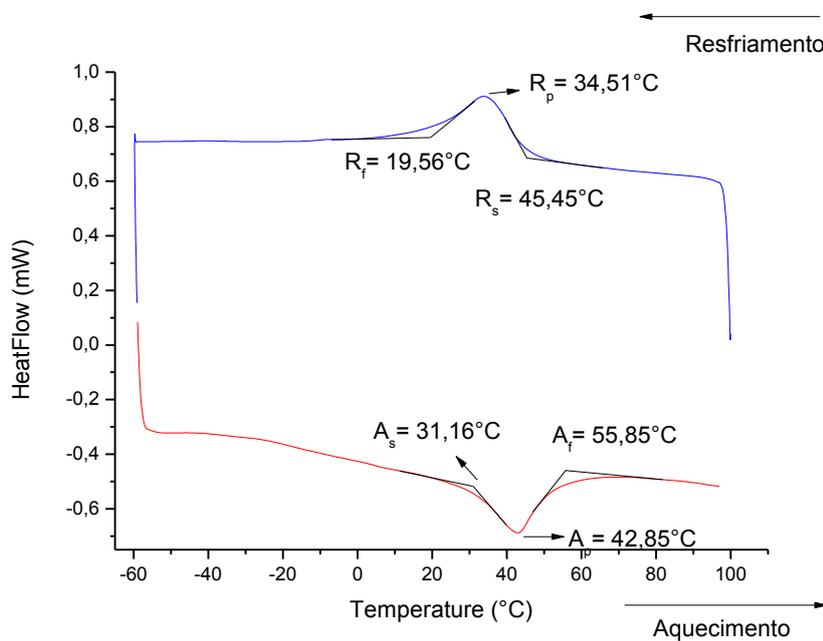
Fonte: Autoria Própria

Figura 23. Análise térmica via DSC da Lima *Reciproc R25*.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 24. Análise térmica via DSC da Lima *WaveOne Primary*.



Fonte: Autoria Própria.

Após a análise preliminar das temperaturas de transformação de fase, foram escolhidas as temperaturas de 35°C (Fase R) e 45°C (Fase Austenita).

Para os ensaios de fadiga a 35°C, as limas foram primeiramente resfriadas a -50°C com auxílio o spray ENDO-ice, convertendo todas as estruturas cristalinas das limas para a Fase R. Para os ensaios a 45°C as limas foram aquecidas até a temperatura de 60°C, convertendo todas as estruturas cristalinas para a Fase Austenita.

A partir dos resultados obtidos para o monitoramento do nível de força aplicada a cada lima no tempo, foi possível construir curvas S-N revelando a evolução do número de ciclos até a ruptura em função do nível da amplitude de deslocamento aplicado, permitindo determinar a fadiga estrutural das limas endodônticas de NiTi.

4.4 CARACTERIZAÇÃO PÓS FADIGA

Após a falha completa das limas durante os ensaios de flexão simples alternada no DMA, foram realizadas novas análises térmicas (*DSC*) e análises das superfícies de fratura usando um microscópio eletrônico de varredura (*MEV*) visando estabelecer o modo de ruptura.

4.4.1 Análise Térmica: Calorimetria Diferencial de Varredura

Nesta etapa, a caracterização térmica via DSC foi realizada nas limas endodônticas NiTi fraturadas após os ensaios de fadiga. Foram usadas as pontas das limas correspondentes aos ensaios de maior e de menor amplitude de deflexão ($\pm 2,0$ e $\pm 0,5$ mm), em ambas as temperaturas de teste (35°C e 45°C).

4.4.2 Análise de Superfície de Fratura: Microscopia Eletrônica de Varredura

As superfícies de fratura das limas NiTi após os ensaios de fadiga, para as rupturas sob maior e menor amplitude de deflexão, foram examinadas em um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) da marca TESCAN, modelo VEGA3.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

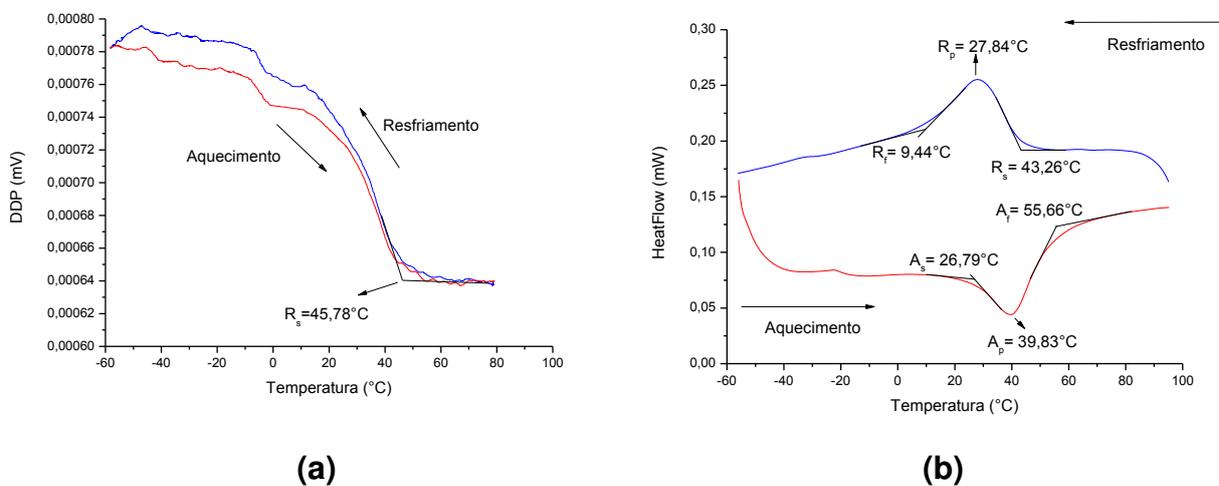
Todos os resultados apresentados nesta seção foram obtidos com as limas selecionadas anteriormente, como recebidas.

5.1 COMPORTAMENTO TERMOMECÂNICO

5.1.1 Análises Térmicas (RET e DSC)

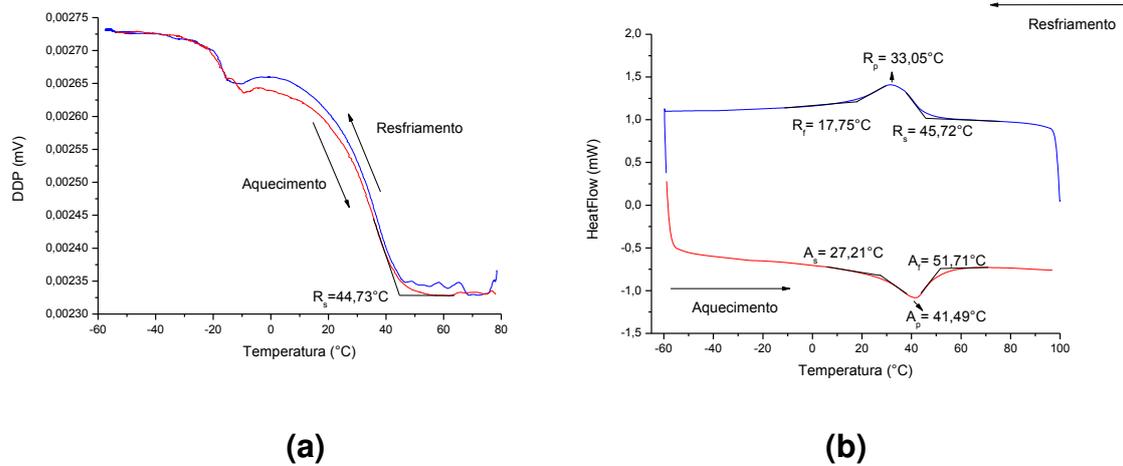
Nas Figuras 25, 26 e 27 são mostradas as curvas características de RET (a) e DSC (b) obtidas com a limas *Protaper Next X2*, *Reciproc R25* e *WaveOne Primary* de LMF NiTi respectivamente, antes da aplicação de qualquer carregamento mecânico.

Figura 25. Análises térmicas via RET (a), DSC (b) da lima *Protaper Next X2*.



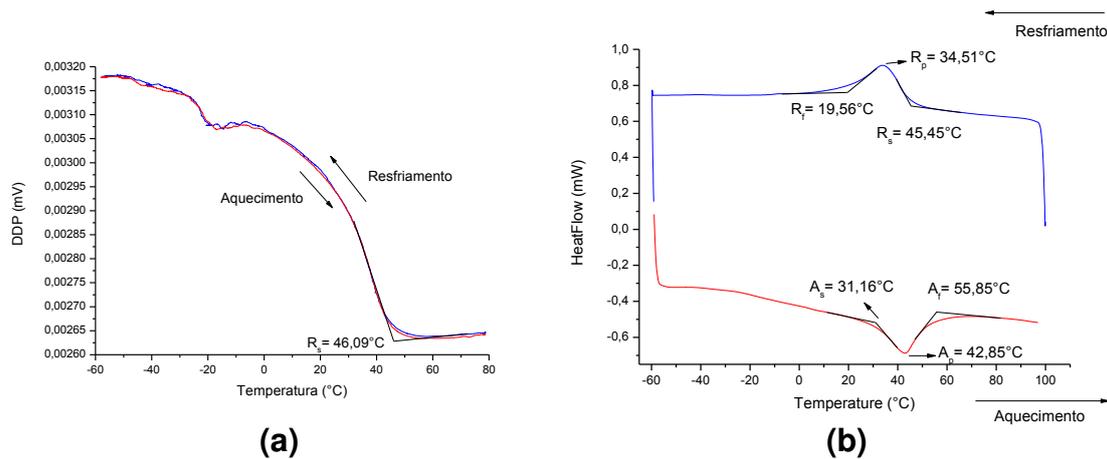
Fonte: Autoria Própria.

Figura 26. Análises térmicas via RET (a), DSC (b) da lima *Reciproc R25*.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 27. Análises térmicas via RET (a), DSC (b) da lima *WaveOne Primary*.



Fonte: Autoria Própria.

Os resultados das Figuras 25, 26 e 27 são típicos de LMF NiTi apresentado uma transformação de fase de austenita para uma martensita intermediária, conhecida por fase R. Esta transformação é caracterizada por uma estreita histerese em temperatura entre o resfriamento e o aquecimento (OTSUKA & WAYMAN, 1998). Uma comparação entre os resultados de RET e DSC nas três limas permite constatar que as temperaturas de transformação obtidas para as limas, nos três casos, por estas duas técnicas são bastante semelhantes. Este fato pode ser verificado por meio da temperatura de início

de formação da fase R (R_s) durante o resfriamento nos 2 métodos de ensaios conforme mostrado na Tabela 2.

Tabela 2. Valores de temperatura de início de transformação na fase R das limas endodônticas.

Limas de NiTi	$R_s(^{\circ}\text{C})$	
	RET	DSC
<i>Protaper Next X2</i>	45,78	43,26
<i>Reciproc R25</i>	44,73	45,72
<i>WaveOne Primary</i>	46,09	45,45

Fonte: Autoria Própria.

A pequena diferença observada ocorre devido ao fato da medida por RET utilizar a lima inteira, enquanto no caso da medição por DSC se utiliza apenas uma pequena amostra (5 a 10 mg) retirada por corte da lima.

Além das temperaturas de transformação de fase, foram obtidos os valores de histerese térmica (H_t) e as entalpias de transformação (ΔH) para todas as limas estudadas. Os resultados estão resumidos na Tabela 3.

Tabela 3. Valores de entalpias de transformação e histerese térmica para as limas NiTi com tratamento térmico MWire.

Limas de NiTi	ΔH (J/g)		Ht ($^{\circ}\text{C}$) (A_p-R_p)
	Aquecimento (A \rightarrow R)	Resfriamento (R \rightarrow A)	
<i>Protaper Next X2</i>	1,401	1,549	11,99
<i>Reciproc R25</i>	3,470	4,014	8,44
<i>WaveOne Primary</i>	3,438	3,615	8,34

Fonte. Autoria Própria.

Observa-se que todas as limas de NiTi apresentam os picos característicos da transformação martensítica direta (resfriamento) e reversa (aquecimento). Além disso, verifica-se que as mesmas apresentam a fase R

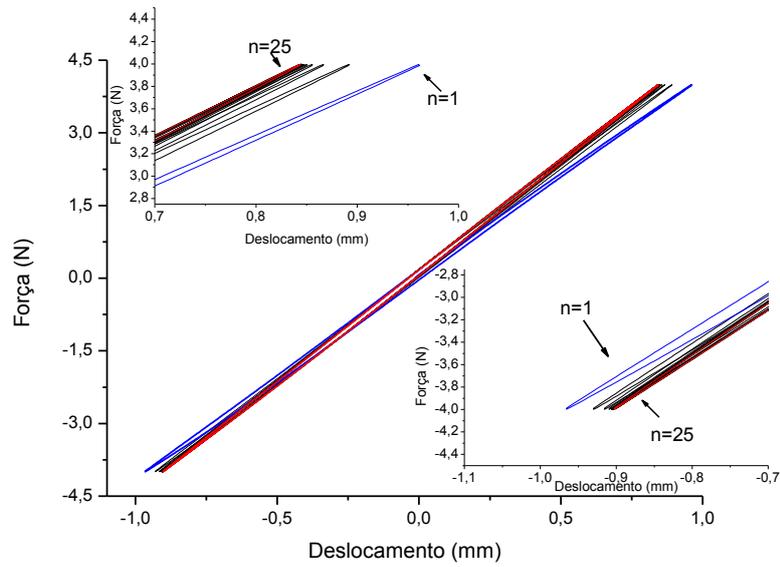
estável a partir da temperatura R_f , de aproximadamente 10°C para a lima da marca *Protaper*, 17°C para a lima da marca *Reciproc* e 19°C para a lima da marca *WaveOne*.

De acordo com a Tabela 3, verifica-se que as limas endodônticas apresentaram histerese térmica estreita, limitada a 11,99°C para a lima da marca *Protaper*, 8,44°C para a lima da marca *Reciproc* e 8,34°C para a lima da marca *WaveOne*. Os valores reduzidos de histerese térmica e das entalpias de transformação apresentados na Tabela 3 permitem a constatação de que esses resultados são típicos de LMF NiTi apresentando uma transformação de fase de austenita para uma martensita intermediária, conhecida por fase R.

5.1.2 Ensaios Mecânicos Quase Estáticos Em Flexão Alternada

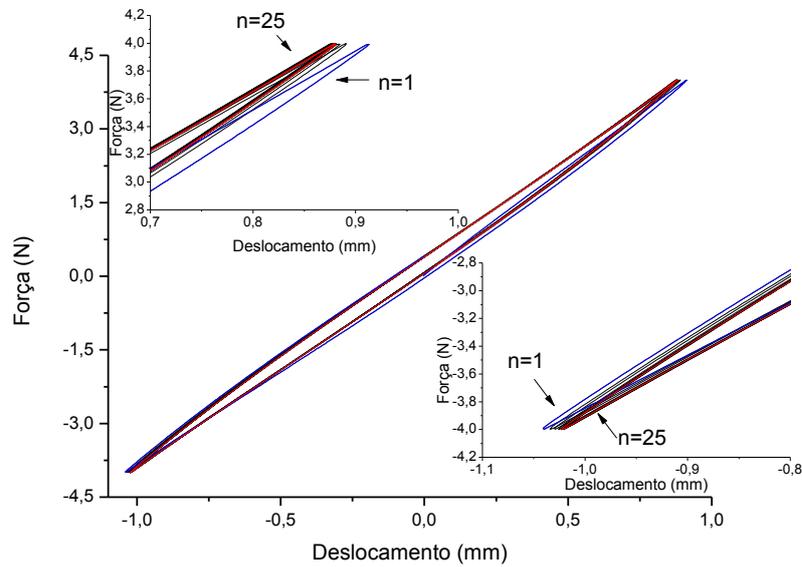
As limas endodônticas de NiTi foram inicialmente submetidas a ensaios mecânicos quase estáticos em regime de flexão simples alternada utilizando o equipamento de DMA em controle de força imposta ($\pm 4\text{N}$), para verificação de estabilidade cíclica em um número reduzido de ciclos ($N = 25$). As Figuras 28, 29 e 30 permitem verificar o comportamento da força em função do deslocamento imposto nas limas durante a ciclagem para a estabilização do componente, destacando o primeiro e o último ciclo.

Figura 28. Comportamento da lima *Protaper Next X2* de LMF NiTi durante ciclagem de estabilização.



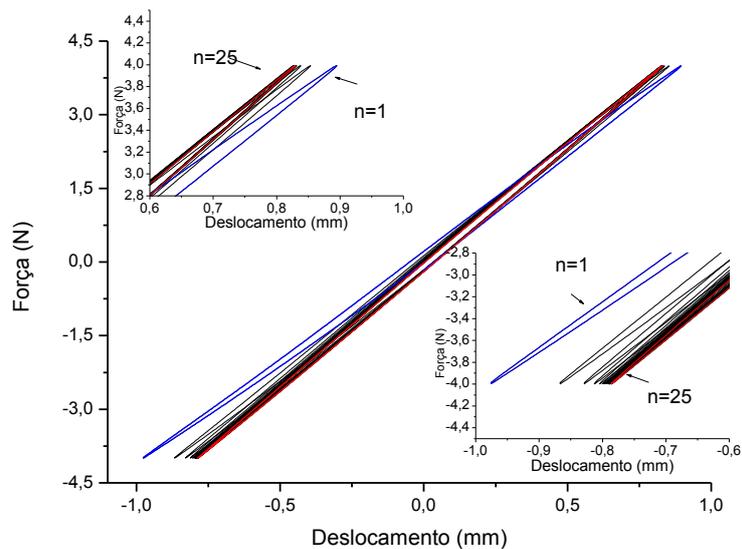
Fonte: Autoria Própria.

Figura 29. Comportamento da lima *Reciproc R25* de LMF NiTi durante ciclagem de estabilização.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 30. Comportamento da lima *WaveOne Primary* de LMF NiTi durante ciclagem de estabilização.



Fonte: Autoria Própria.

Foi constatado que, para um mesmo nível de força aplicada em $\pm 4\text{N}$, as limas apresentam deslocamento em faixas semelhantes, limitadas por $\pm 1\text{mm}$. Nota-se conforme se aumenta a quantidade de ciclos realizados há uma tendência de estabilização, levando a um mesmo deslocamento característico de cada lima após os 10 primeiros ciclos mecânicos.

Uma vez as limas estabilizadas, foram realizados os ensaios quase estáticos submetendo-as a deflexão de $\pm 2,0\text{ mm}$, nas temperaturas de 35°C , 40°C , 45°C e 50°C . O comportamento obtido pode ser observado nas Figuras 31, 32 e 33, as quais revelam o efeito do aumento de temperatura sobre a força requerida para impor os deslocamentos prescritos no cabo da lima.

Figura 31. Comportamento termomecânico da lima *Protaper Next X2* em regime de flexão simples alternada para $\pm 2,0$ mm.

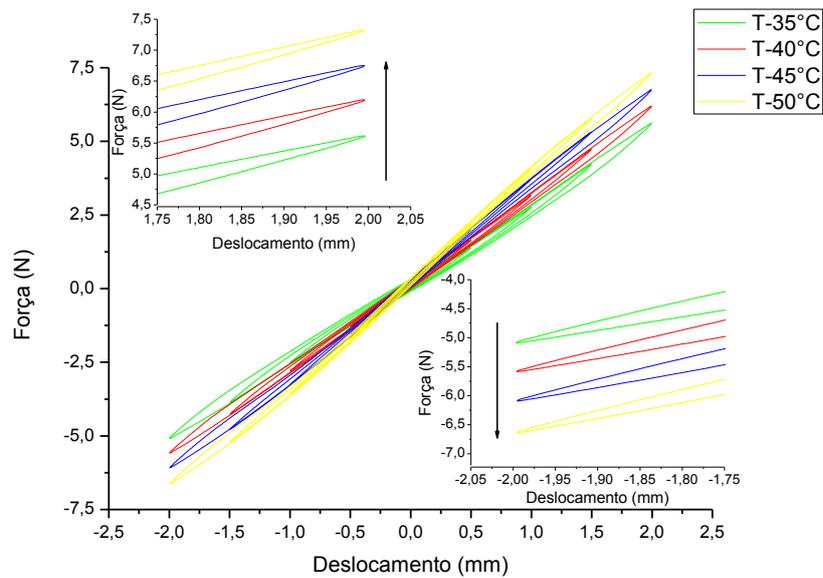


Figura 32. Comportamento termomecânico da lima *Reciproc R25* em regime de flexão simples alternada para $\pm 2,0$ mm.

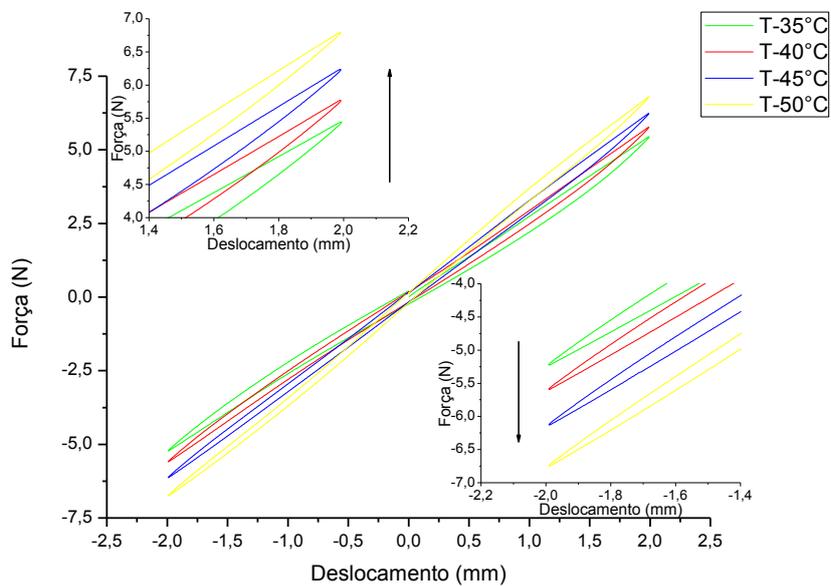
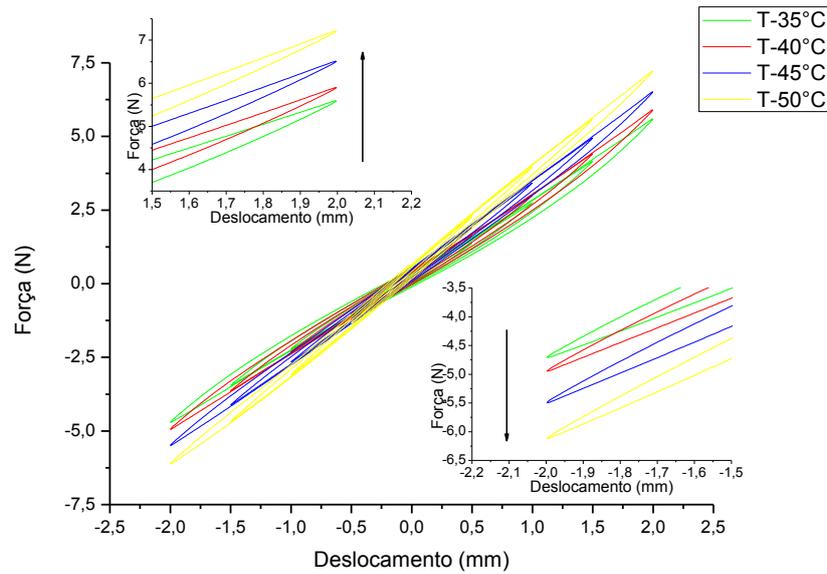


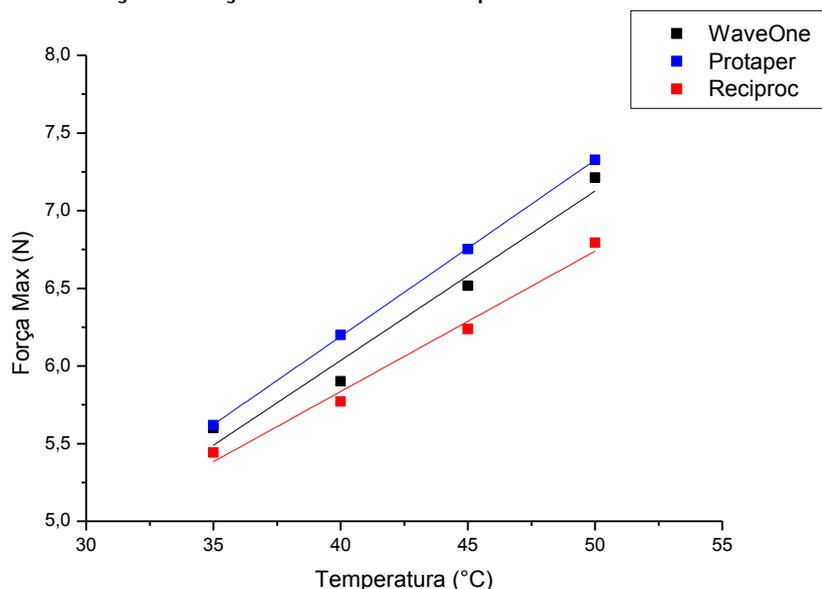
Figura 33. Comportamento termomecânico da lima *WaveOne Primary* em regime de flexão simples alternada para $\pm 2,0$ mm.



Constata-se uma ligeira assimetria entre a imposição de um deslocamento para cima (+2,0 mm) e para baixo (-2,0 mm) nas Figuras 31, 32 e 33, provavelmente associada a assimetria da seção transversal das limas em torno do eixo neutro de flexão na região do engaste (parte fixa).

Analisando os ensaios de flexão simples alternada, mais especificadamente nas Forças Máximas ($F_{Máx}$) requeridas para alcançar as deflexões impostas de 2,0mm nas diferentes temperaturas, constata-se uma forte influência da temperatura sobre a $F_{Máx}$, numa relação de dependência linear conforme mostrado na Figura 34.

Figura 34. Relação Força Máxima x Temperatura nas limas endodônticas.



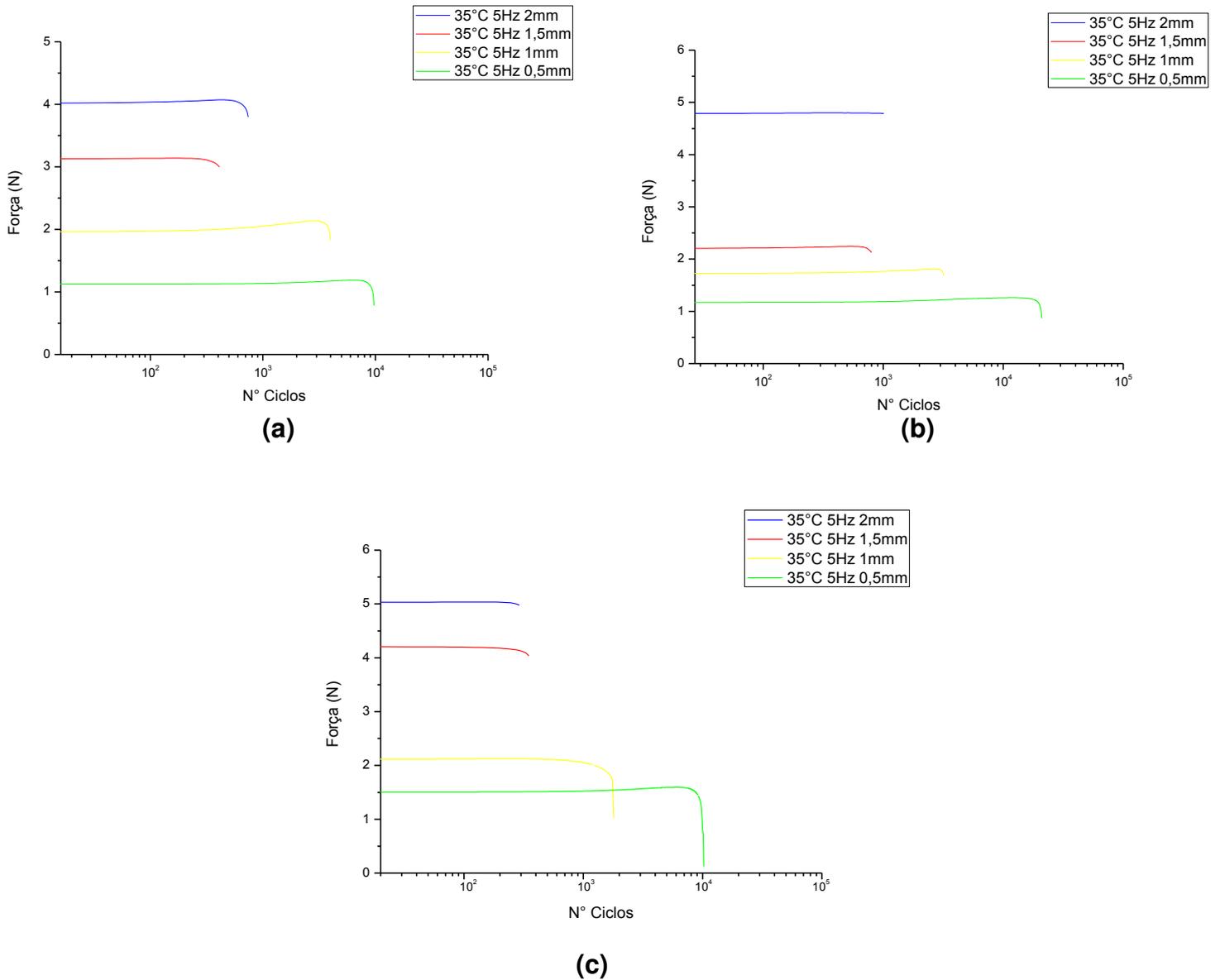
Fonte: Autoria Própria.

É notório que em todas as temperaturas, a lima *Reciproc R25* requereu uma força menor do que as demais limas para atingir o deslocamento máximo de 2,0mm. Já a lima *Protaper Next X2* requereu uma maior força em todas as temperaturas. Calculando os coeficientes angulares das retas da Figura 34, encontrou os valores dos coeficientes utilizando a equação da reta ($y=ax+b$) para todas as limas endodônticas, constatando o valor de 0,114 N/°C para a lima *Protaper*, 0,09 N/°C para a lima *Reciproc* e o valor de 0,109 N/°C para a lima *WaveOne*. Os valores dos coeficientes angulares mostram uma variação de força para cada valor de temperatura. Assim, por exemplo, a lima *Reciproc R25* requer 0,09N a mais para realizar o deslocamento de 2,0mm para cada 1°C que for aumentado no seu uso prático.

5.2 FADIGA MECÂNICA

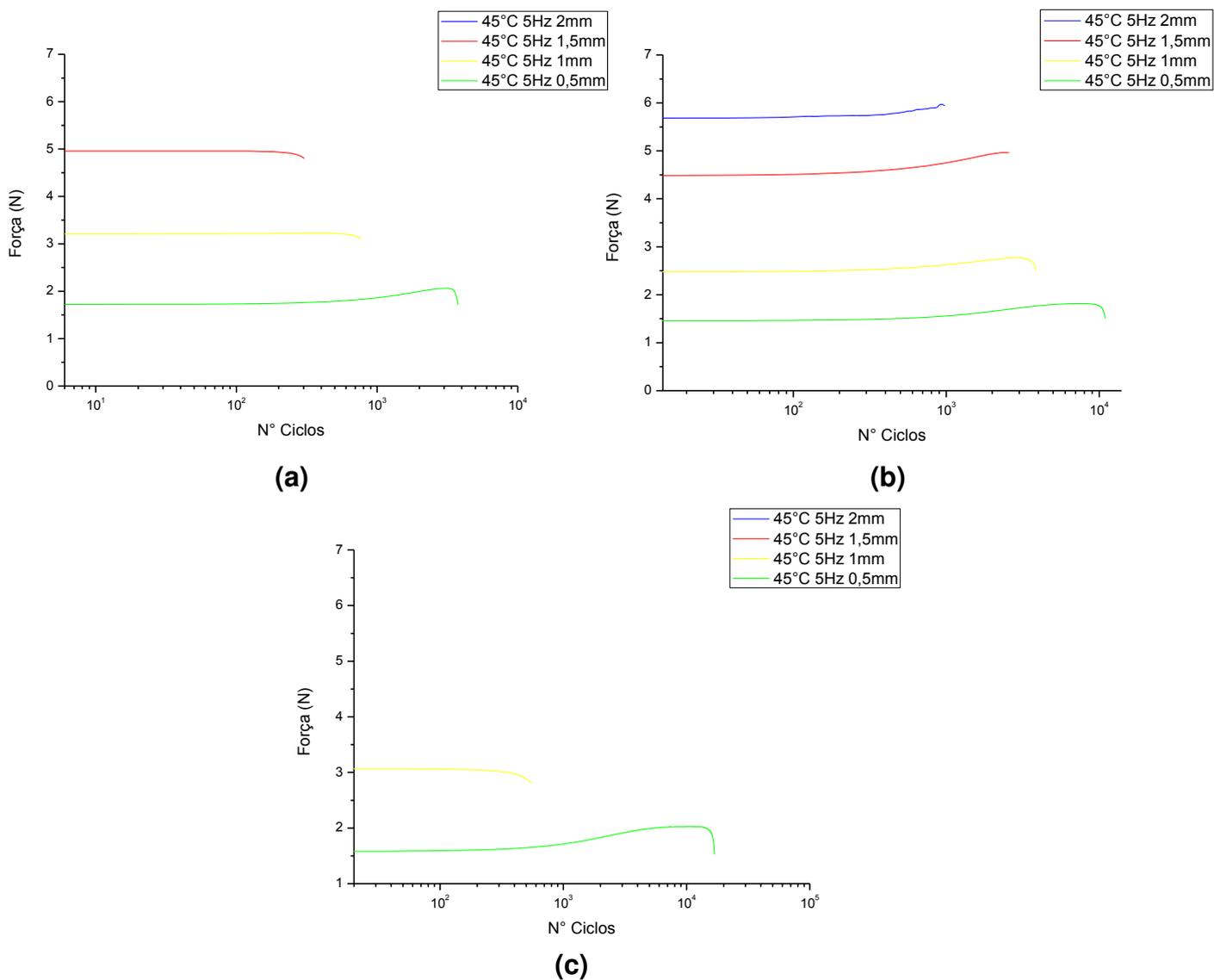
A fadiga das limas endodônticas de NiTi foi avaliada através do levantamento de curvas de força aplicada para impor as deflexões desejadas (0,5mm a 2,0mm) *versus* número de ciclos até a ruptura, para cada condição de ensaio estudada, correspondente a 2 níveis de temperatura (35°C e 45°C) com uma frequência de oscilação de 5Hz. Os resultados obtidos podem ser avaliados nas Figuras 35 e 36.

Figura 35. Evolução do comportamento em fadiga das limas para deflexões de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0mm a $T = 35^{\circ}\text{C}$ e $f = 5\text{ Hz}$. (a) *Protaper Next X2*. (b) *Reciproc R25*. (c) *WaveOne Primary*.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 36. Evolução do comportamento em fadiga das limas para deflexões de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0mm a $T = 45^{\circ}\text{C}$ e $f = 5\text{ Hz}$. (a) *Protaper Next X2*. (b) *Reciproc R25*. (c) *WaveOne Primary*.



Fonte: Autoria Própria.

De uma forma geral, observa-se que a força necessária para impor as deformações prescritas é estável e permanece praticamente constante até iniciar um decaimento indicativo do início do processo de ruptura cíclica. Além disso, verifica-se que em alguns casos, correspondentes a menores deslocamentos (0,5mm e 1,0mm), há um aumento da força requerida antes do início do decaimento e conseqüentemente a ruptura.

Em todos os casos estudados verifica-se, que o nível do patamar de força aumenta à medida que a deflexão imposta nos ensaios aumenta.

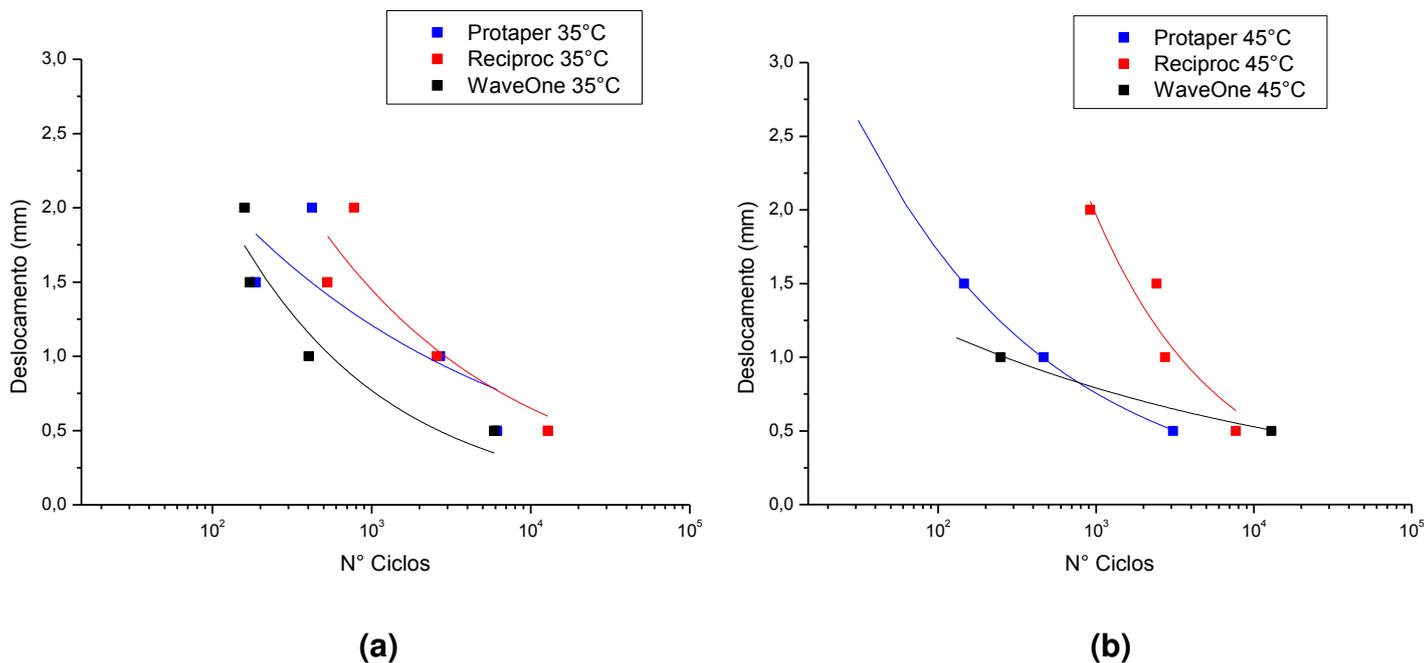
Para os ensaios realizados a 35°C, as limas *WaveOne* apresentam o maior nível de força requerido em todas as deflexões impostas, comparadas as outras 2 marcas, tendo as limas *Reciproc* de um modo geral os níveis de força requerido menor. Ou seja, para uma deflexão de 1,5mm, por exemplo, a força requerida da lima *WaveOne* é de 4,25N, enquanto a *Protaper* requereis 3,25N e a *Reciproc* 2,25N.

Para temperatura de 45°C, as forças necessárias para gerar as mesmas deflexões obtidas na temperatura de 35°C foram maior para as 3 marcas de limas endodônticas. Nessas condições a lima *Reciproc* continuou sendo a que necessitou de um menor nível de força para atingir as deflexões requeridas, já a lima *Protaper* requereu um maior nível de força entre as 3 marcas.

A lima *Protaper* não suportou a realização do ensaio de fadiga a 5Hz para a deflexão de 2,0mm quando a temperatura foi aumentada, rompendo no início do ensaio de fadiga a 45°C. Semelhantemente, a lima *WaveOne* na mesma temperatura não suportou a realização para as deflexões de 2,0mm e 1,5mm rompendo no início do teste.

A partir dos dados obtidos nos ensaios cíclicos no DMA foram traçadas curvas S-N para as três limas endodônticas, com o intuito de quantificar a fadiga estrutural destas limas em modo de flexão simples alternada, revelando o comportamento da vida em fadiga em função das amplitudes de deslocamento aplicadas, para temperaturas de 35°C (Fase R) e 45°C (Austenita). Os resultados de vida em fadiga podem ser avaliados na Figura 37. No geral, constata-se que as limas avaliadas sofrem fratura de baixo ciclo, com as vidas em fadiga situadas entre 10^2 e 10^4 ciclos.

Figura 37. Curvas S-N para deflexões de 0,5; 1,0; 1,5; 2,0mm. (a) Temperatura de 35°C. (b) Temperatura de 45°C.



Fonte: Autoria Própria.

Verifica-se, em geral, que as limas *Reciproc R25* apresentaram maior vida em fadiga estrutural em comparação com as limas *Protaper Next X2* e *WaveOne Primary*. Esta observação corrobora com os resultados de KIM *et al.*, (2012), que comparou a resistência a fadiga cíclica e por torção das limas *WaveOne Primary*, *Reciproc R25* e *Protaper Universal F2* (sendo essa uma lima austenítica com tratamento térmico diferente das outras duas limas). Através da metodologia empregada os autores concluíram que ambas as limas reciprocantes obtiveram melhores desempenhos que a *Protaper Universal F2*, diferenciando do nosso estudo no qual a *Protaper Next X2* (lima com o mesmo tratamento térmico MWire) apresentou um melhor desempenho do que a lima *WaveOne Primary*.

Para uma deflexão de 1,0mm e temperatura de 35°C, por exemplo, a lima *Reciproc R25* apresentou números de ciclos até a ruptura (Nf) de aproximadamente 2600 ciclos, valor este semelhante ao número de ciclos até a ruptura da lima *Protaper Next X2*. A lima *WaveOne Primary*, para esta mesma deflexão, suportou aproximadamente 410 ciclos. Para todas as

deflexões constatou-se um melhor desempenho da lima *Reciproc R25* e um pior desempenho da *WaveOne Primary*.

É possível observar também, em todos os experimentos realizados, a influência direta da amplitude de deslocamento imposto nos ensaios, já que quanto maior essa amplitude menor é o número de ciclos até a fratura (N_f).

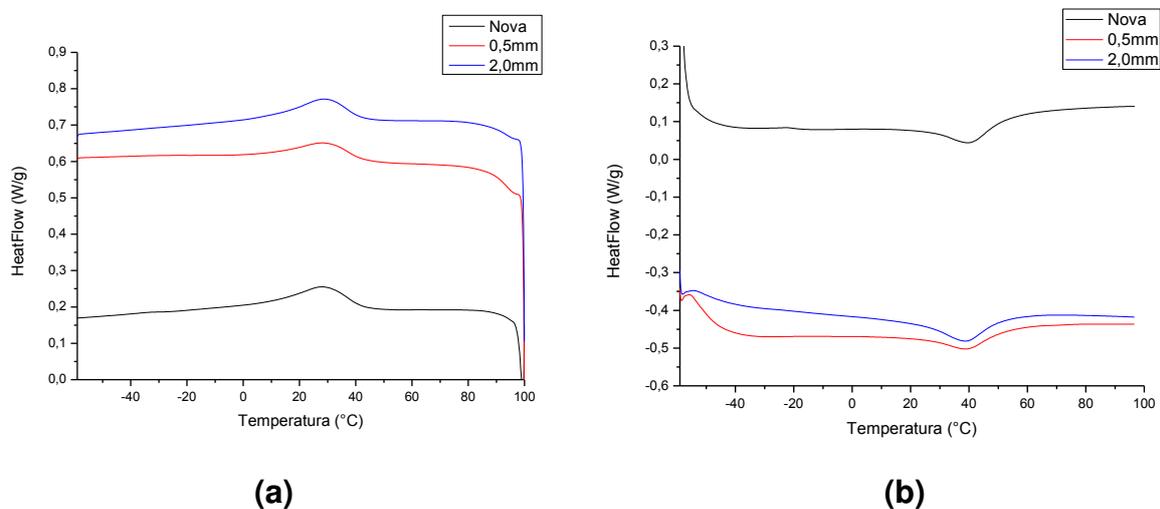
Além disso, nota-se que os desempenhos da vida em fadiga das três limas são menores no ensaio com temperatura mais elevada, correspondente a fase austenita. Para a temperatura de 45°C analisando uma deflexão de 1,0mm, por exemplo, a lima *Reciproc R25* apresenta N_f de aproximadamente 2750 ciclos, enquanto a *Protaper Next X2* apresenta N_f de aproximadamente 500 ciclos e a *WaveOne* com o pior desempenho apresenta N_f de aproximadamente 250 ciclos. Destoando apenas nas deflexões de 0,5mm, com temperatura de 45°C, na qual a vida em fadiga da lima *WaveOne Primary*, com aproximadamente 12900 ciclos, foi superior a das limas *Reciproc*, com aproximadamente 7800 ciclos, e *Protaper*, com aproximadamente 3081 ciclos.

5.3 ANÁLISES PÓS-FADIGA

5.3.1 Análise Térmica por Calorimetria Diferencial de Varredura

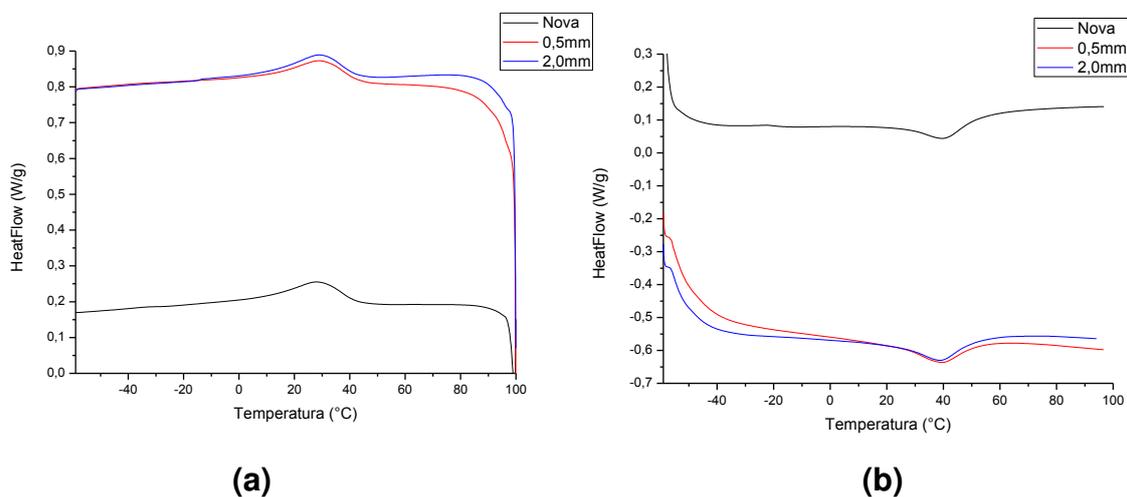
Após a ruptura por fadiga das limas endodônticas, foram separadas as limas de condições extremas de deflexão (0,5 e 2,0mm) para as análises térmicas por DSC. Nas Figuras 38 a 43 observam-se os aspectos dos picos de transformação de fase das limas endodônticas fraturadas. A partir das curvas obtidas, foi possível construir as Tabelas 4, 5 e 6 que resumem as propriedades térmicas associadas à transformação de fase das limas rompidas, em comparação com os resultados obtidos nos ensaios realizados com as limas novas.

Figura 38. Análise térmica via DSC da *Lima Protaper Next X2* comparando as limas fraturadas a 0,5 e 2,0mm de deflexão a 35°C com a lima não fraturada.
 (a) Transformação de fase direta. (b) Transformação de fase reserva.



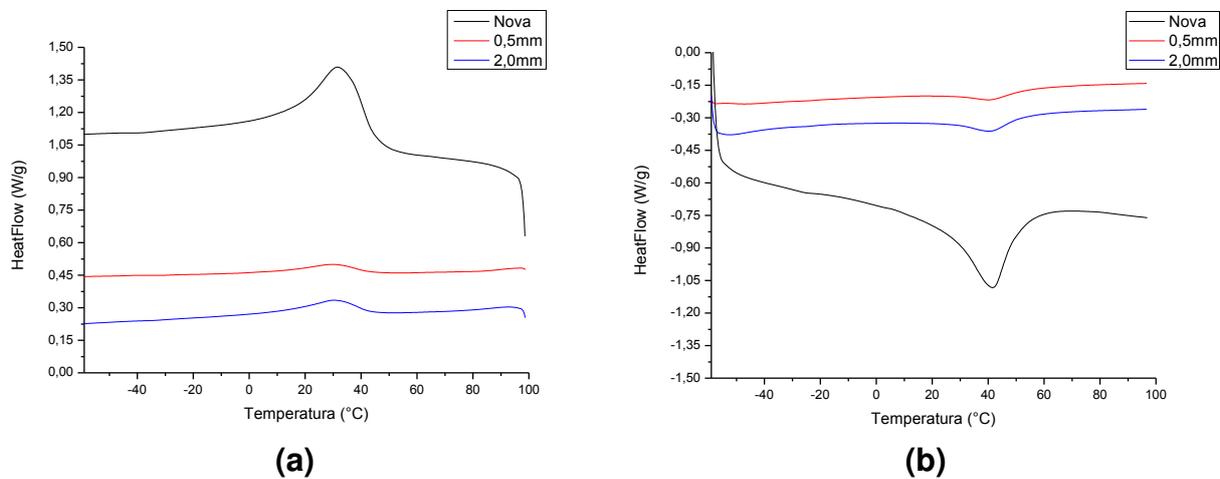
Fonte: Autoria Própria

Figura 39. Análise térmica via DSC da *Lima Protaper Next X2* comparando as limas fraturadas a 0,5 e 2,0mm de deflexão a 45°C com a lima não fraturada.
 (a) Transformação de fase direta. (b) Transformação de fase reserva.



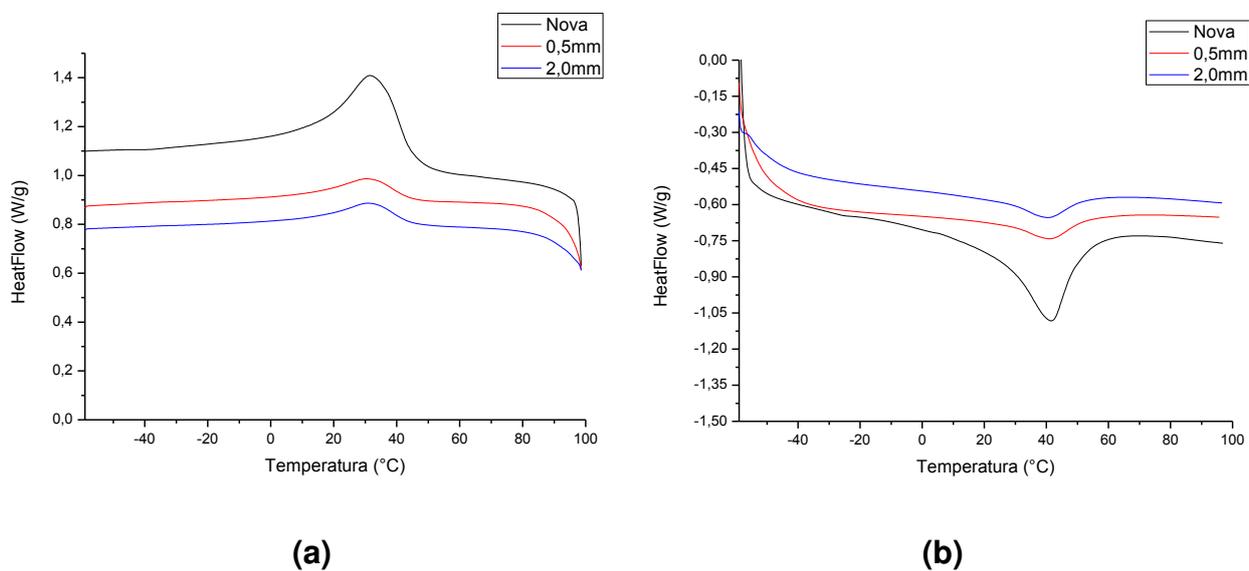
Fonte: Autoria Própria

Figura 40. Análise térmica via DSC da *Lima Reciproc R25* comparando as limas fraturadas a 0,5 e 2,0mm de deflexão a 35°C com a lima não fraturada. (a) Transformação de fase direta. (b) Transformação de fase reserva.



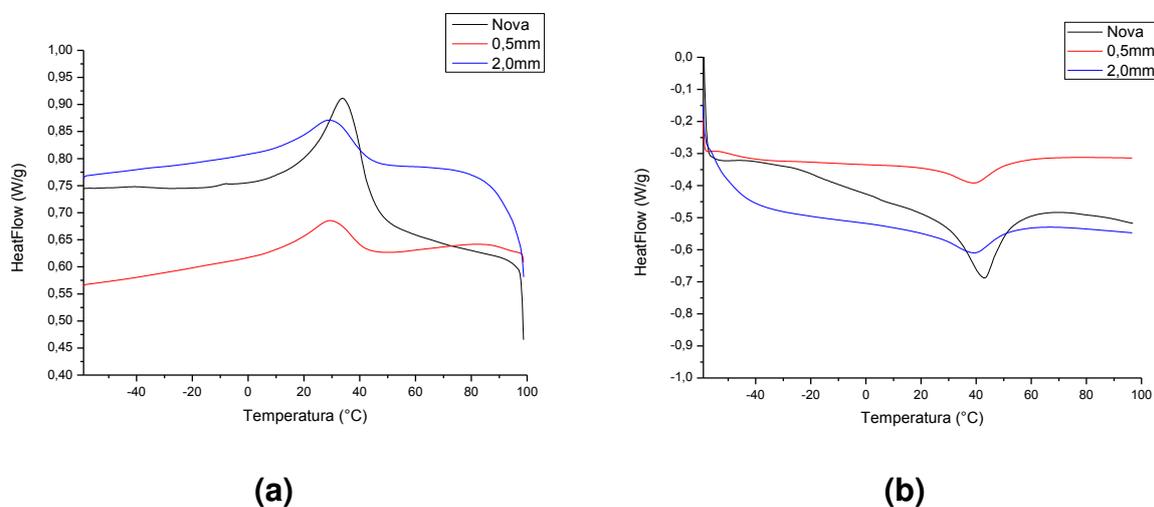
Fonte: Autoria Própria

Figura 41. Análise térmica via DSC da *Lima Reciproc R25* comparando as limas fraturadas a 0,5 e 2,0mm de deflexão a 45°C com a lima não fraturada. (a) Transformação de fase direta. (b) Transformação de fase reserva.



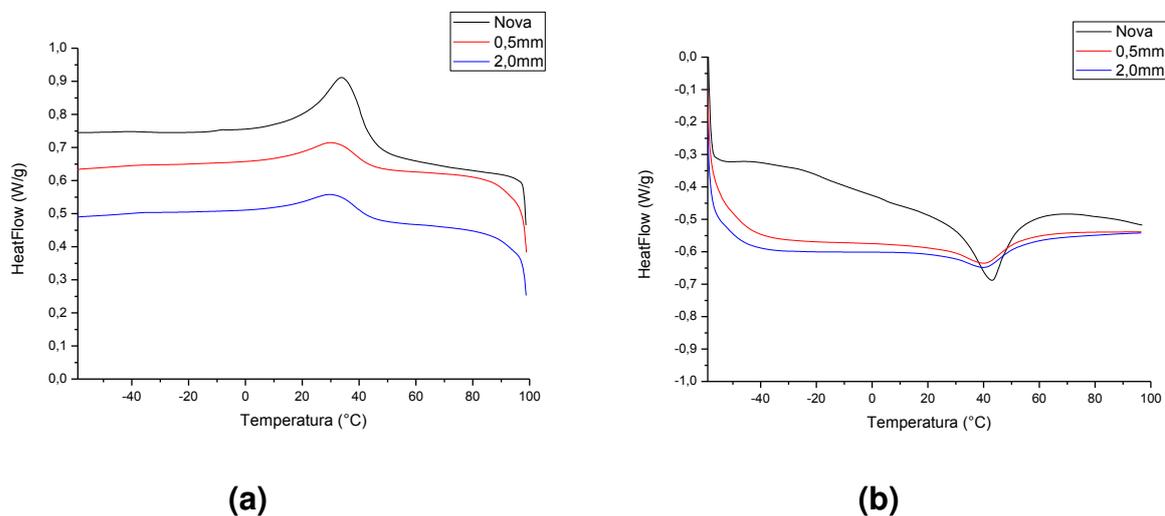
Fonte: Autoria Própria

Figura 42. Análise térmica via DSC da Lima *WaveOne Primary* comparando as limas fraturadas a 0,5 e 2,0mm de deflexão a 35°C com a lima não fraturada. (a) Transformação de fase direta. (b) Transformação de fase reserva.



Fonte: Autoria Própria

Figura 43. Análise térmica via DSC da Lima *WaveOne Primary* comparando as limas fraturadas a 0,5 e 2,0mm de deflexão a 45°C com a lima não fraturada. (a) Transformação de fase direta. (b) Transformação de fase reserva.



Fonte: Autoria Própria

Tabela 4. Propriedades Térmicas via DSC da lima *Protaper Next X2*.

$\pm y$ (mm)	Temp Ensaio (°C)	Temperaturas de Transformação de Fases (°C)						ΔH (J/g)		H_t (°C)
		R_s	R_f	R_p	A_s	A_f	A_p	Direta	Reversa	
0,5	35	44,63	13,41	28,62	26,58	51,52	39,36	2,151	1,723	10,74
2,0	35	41,91	14,35	28,99	25,07	50,60	38,74	1,528	1,885	9,75
0,5	45	42,99	14,62	29,18	26,36	51,41	39,37	1,376	1,683	10,19
2,0	45	42,24	14,44	29,15	26,14	50,92	38,89	1,418	1,556	9,74

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 5. Propriedades Térmicas via DSC da lima *Reciproc R25*.

$\pm y$ (mm)	Temp Ensaio (°C)	Temperaturas de Transformação de Fases (°C)						ΔH (J/g)		H_t (°C)
		R_s	R_f	R_p	A_s	A_f	A_p	Direta	Reversa	
0,5	35	43,25	15,14	29,73	26,46	53,66	40,66	1,444	1,409	10,93
2,0	35	43,42	14,62	30,05	26,10	52,37	40,81	1,691	1,540	10,76
0,5	45	44,58	15,76	30,72	28,34	52,38	41,00	1,592	1,815	10,28
2,0	45	44,42	17,74	31,15	28,35	51,78	40,40	1,764	1,725	9,25

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 6. Propriedades Térmicas via DSC da lima *WaveOne Primary*.

$\pm y$ (mm)	Temp Ensaio (°C)	Temperaturas de Transformação de Fases (°C)						ΔH (J/g)		H_t (°C)
		R_s	R_f	R_p	A_s	A_f	A_p	Direta	Reversa	
0,5	35	42,52	14,11	29,02	27,70	51,26	39,37	1,344	1,470	10,35
2,0	35	43,32	14,89	29,53	26,05	50,91	39,19	1,314	1,667	9,66
0,5	45	44,85	15,07	30,30	26,85	53,05	40,38	1,933	2,040	10,08
2,0	45	44,80	14,37	30,35	26,63	52,82	40,29	1,719	1,668	9,94

Fonte: Autoria Própria.

Fazendo uma análise dos termogramas das Figuras 38 a 43, qualitativamente, nota-se que todos os picos transformação de fase para as limas rompidas possuem a mesma aparência, constatando que não há mudanças significativas. Já comparando com os picos das limas fraturadas por fadiga cíclica com os picos das limas novas, nota-se que as limas novas possuem picos de transformação de fase mais estreitos e acentuados. Por exemplo, analisando a Figura 49 nota-se que o pico da lima sem fadiga é bem acentuado, enquanto os picos das limas fraturadas nas condições de 45°C e nas deflexões de 0,5 e 2,0mm são bem semelhantes entre si, mas divergem na intensidade com relação a lima sem fratura (sendo bem menos, planificados).

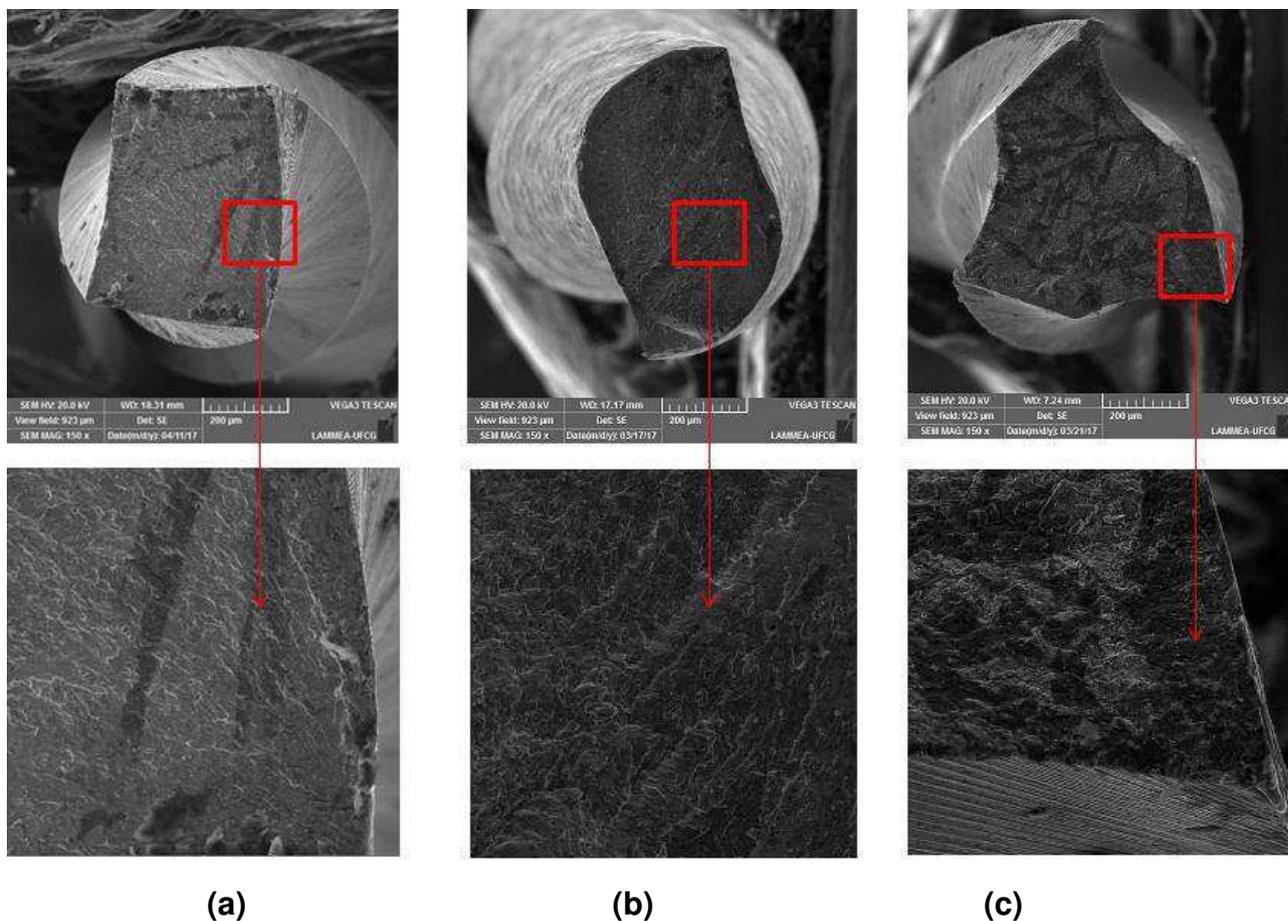
Esses comportamentos provavelmente ocorrem devido ao fato do processo de ciclagem até a ruptura introduzir defeitos internos irreversíveis na estrutura cristalina do material das limas que afetam a transformação de fase causando perturbações nas curvas de DSC.

Do ponto de vista quantitativo, a medição do DSC nas limas fraturadas indicam que a introdução desses defeitos causam variações das temperaturas de transformação de fase. A temperatura R_s , por exemplo, sofre diminuições discretas, um pouco superiores a 1,0 °C, conforme constatado nas Tabelas 4,5 e 6.

5.3.1 Análise das Superfícies de Fratura por Microscopia Eletrônica de Varredura

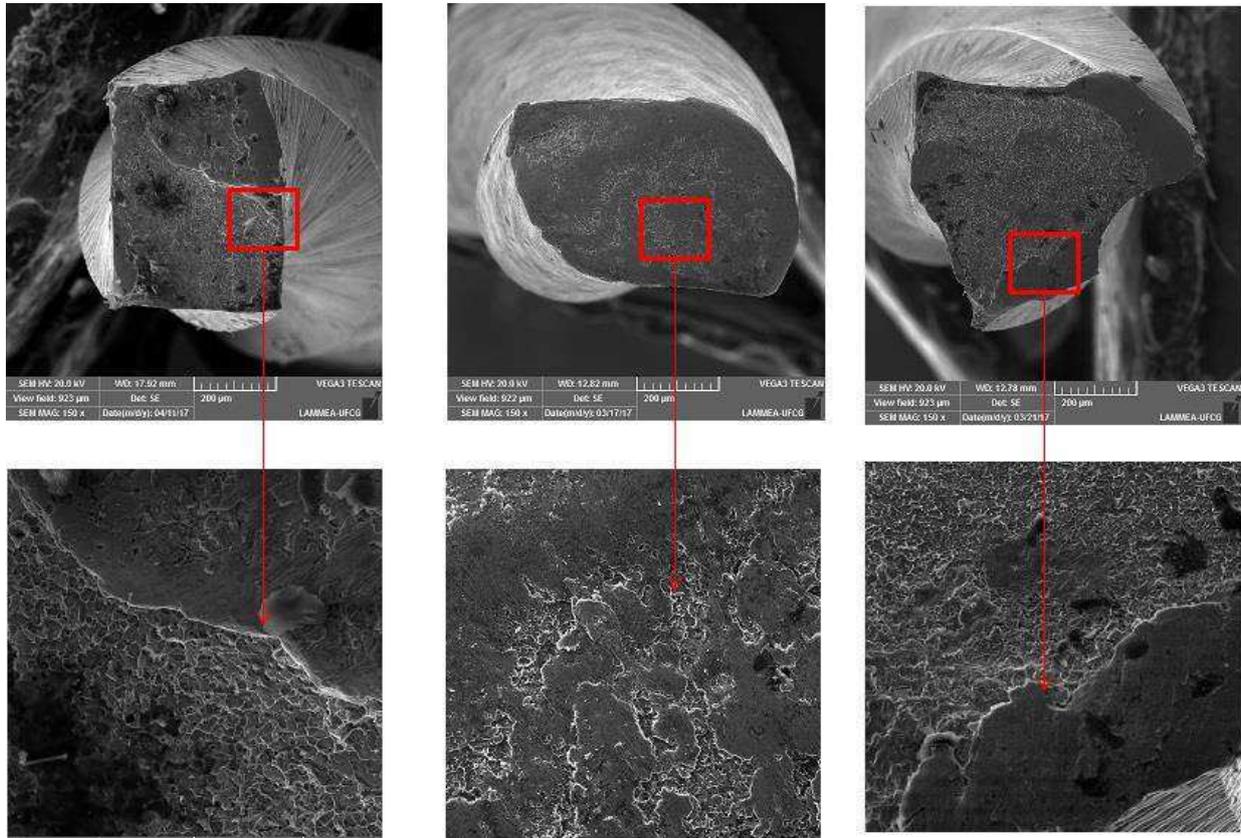
Após as solicitações mecânicas que levaram a ruptura em diferentes deflexões, as superfícies de fratura das limas endodônticas, nas condições extremas (0,5 e 2,0mm), foram analisadas em MEV. As imagens resultantes dessas análises podem ser visualizadas nas Figuras 44 a 47.

Figura 44. Superfícies fraturadas das limas endodônticas submetidas a esforços cíclicos com deflexão de 0,5mm a 35°C. (a) *Protaper Next X2*. (b) *Reciproc R25*. (c) *WaveOne Primary*.



Fonte: Autoria Própria

Figura 45. Superfícies fraturadas das limas endodônticas submetidas a esforços cíclicos com deflexão de 2,0mm a 35°C. (a) *protaper next x2*. (b) *reciproc r25*. (c) *waveone primmary*.



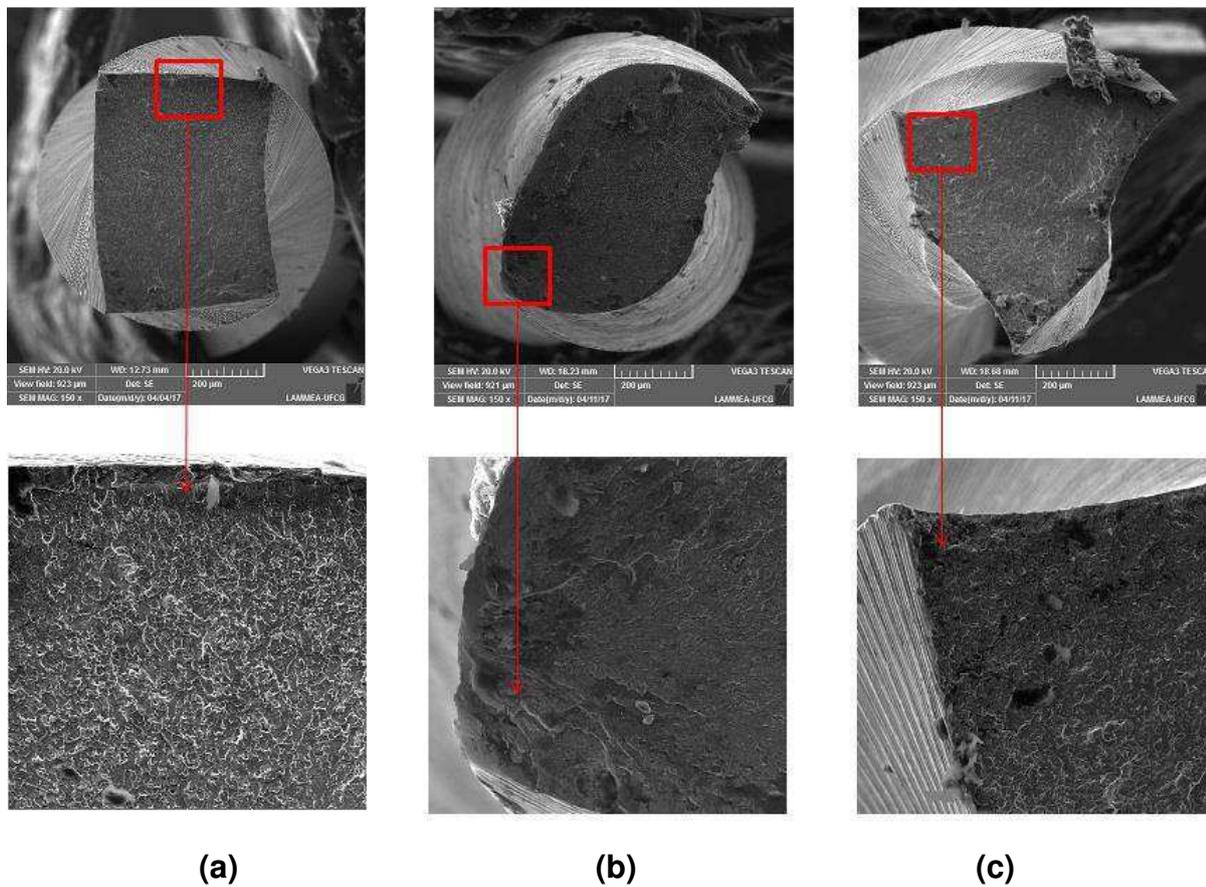
(a)

(b)

(c)

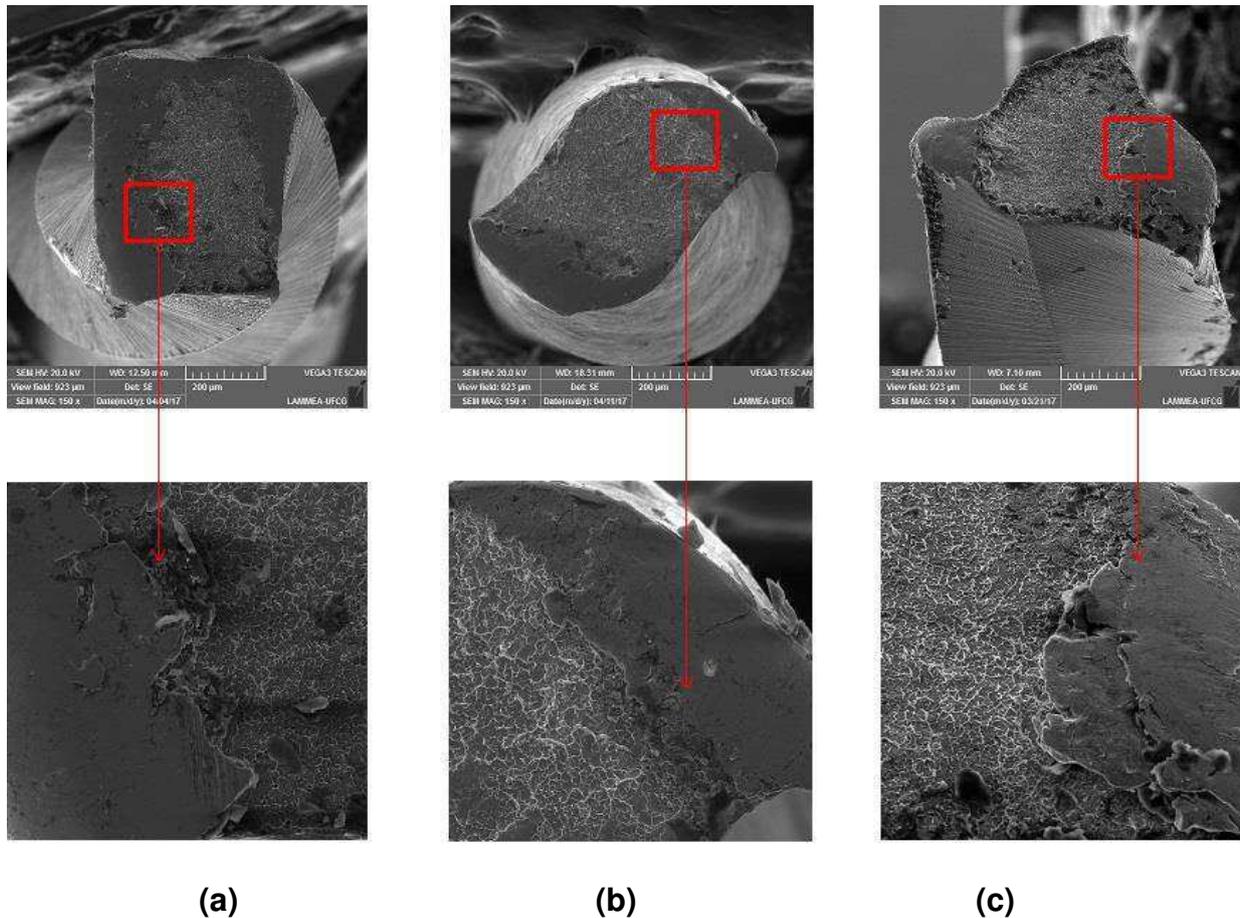
Fonte. Aatoria Própria

Figura 46. Superfícies fraturadas das limas endodônticas submetidas a esforços cíclicos com deflexão de 0,5mm a 45°C. (a) *protaper next x2*. (b) *reciproc r25*. (c) *waveone primmary*.



Fonte. Autoria Própria

Figura 47. Superfícies fraturadas das limas endodônticas submetidas a esforços cíclicos com deflexão de 2,0mm a 45°C. (a) *protaper next x2*. (b) *reciproc r25*. (c) *waveone primmary*.



Fonte. Aatoria Própria

Verifica-se, de um modo geral, que as superfícies de fratura das limas revelaram fraturas típicas de falha por fadiga, em alguns casos apresentando, bem acentuadamente, os três estágios de desenvolvimento (surgimento de uma ou mais microtrincas; propagação das microtrincas a macrotrincas; fratura do componente).

Nas periferias das seções transversais da lima (partes mais externas) existem regiões planas e lisas características de um amassamento cíclico causado provavelmente pela propagação de micro trincas devido a flexão alternada. Já nas regiões centrais das seções transversais, são observadas cavidades de arranhamento (dimples) típicas de uma fratura dúctil que ocorreu repentinamente devido a redução da área.

Huang *et al.* (2011) constatou que nas limas endodônticas fraturadas as áreas periféricas, em sua maioria, possuem superfícies lisas, enquanto que na região central é visível uma superfície com aspecto escavado.

Verifica-se, ainda, que as superfícies de fratura das limas endodônticas da marca *WaveOne* apresentam maior proporção de regiões características de fraturas frágeis em comparação com as outras 2 marcas. Inúmeras são as possibilidades para o acontecimento deste fato, tais como a geometria do componente ou o processo de fabricação. Este fato veio a corroborar para a conclusão de que a vida útil desse componente é inferior aos outros dois componentes.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante dos resultados obtidos nesta pesquisa experimental, em que se analisou o comportamento termomecânico e a fadiga cíclica em modo de flexão simples alternada das limas endodônticas de LMF NiTi, modelos *X2* da *ProtaperNext*, *Primary* da *WaveOne* e *R25* da *Reciproc* com frequência de 5Hz, temperaturas de 35°C e 45°C e deflexões variando de 0,5 a 2,0mm, é possível estabelecer que:

- Na caracterização térmica realizada por DSC e RET, verificou-se que a temperatura A_s das limas é superior a temperatura ambiente (26,79°C a *Protaper Next X2*; 27,21°C a *Reciproc R25*; 31,16°C a *WaveOne Primary*), e apresentando apenas transformação parcial, entre a fase austenita e a martensita conhecida por Fase R. Esta transformação apresenta uma histerese térmica reduzida, inferior a 10 °C;
- Nos ensaios quase estáticos, notou-se que o aumento da temperatura entre 35 °C e 55 °C interfere na resposta mecânica do instrumento, tendo em vista que quanto mais elevada a temperatura, mais força foi requerida para atingir a deflexão da lima até os pontos determinados; Dentre as três marcas verificou-se, com embasamento nos resultados obtidos, que as limas *Reciproc R25* são mais “macias” do que as demais, e que as limas *WaveOne Primary* requerem maior força do que as demais nas mesmas condições de ensaio;
- Nos ensaios dinâmicos de flexão simples alternada a 5 Hz, para a temperatura de 35 °C foi constatado que a Lima *Reciproc R25* apresentou maior vida útil em fadiga nas deflexões prescritas (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm) comparadas as limas *Protaper Next X2* e a *WaveOne Primary* (que teve o pior desempenho). Quando a temperatura foi aumentada para 45 °C, correspondente a fase austenita, de maior rigidez, os instrumentos requereram um nível de força muito maior e o desempenho dos componentes diminuiu, levando-os a ruptura numa quantidade de ciclos muito inferior comparados as deflexões nas mesmas condições a 35°C;
- As curvas S-N comprovaram que a vida em fadiga diminui com o aumento das deflexões aplicadas a todas limas endodônticas estudadas.

Ficou também constatado uma dependência da temperatura, visto que em condições de temperaturas mais elevadas, o número de ciclos até a ruptura foi inferior. De uma forma geral, as limas sofrem fadiga de baixo ciclo (10^2 a 10^4 ciclos).

- As análises térmicas de DSC pós fadiga revelaram uma alteração nas temperaturas de mudança de fase das limas endodônticas, que tendem a aumentar.

- As análises das superfícies de fratura revelaram que as micro trincas se propagam a partir da periferia das limas (marcas de praia), causando uma redução da seção transversal que leva a uma ruptura repentina associada a uma fratura frágil no centro da seção (dimples), sendo estas as características típicas de fratura por fadiga, havendo regiões com fraturas dúctil e frágil.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOUD, L. R. L. **Dissolução ativa de NiTi – aplicação a processo de remoção de fragmentos de limas endodônticas rotatórias**. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2012.

ALAPATI, S. B.; BRANTLEY, W. A.; IJIMA, M.; CLARK, W. A. T.; KOVARIK, L.; BUIE, C. **Metallurgical Characterization Of A New Nickel-Titanium Wire For Rotary Endodontic Instruments**. Journal of Endodontics, v.35, p.1589-1593, 2009.

ANKRUM, M. T.; HARTWELL, G. R.; TRUITT, J. E. **K3 Endo, Protaper and ProFile Systems: Breakage and Distortion in Severely Curved Root of Molars**. Journal of Endodontics, v.30, p.234-237, 2004.

ASKELAND, D. R.; PHULÉ, P. P. **Ciência e Engenharia dos Materiais**. São Paulo. 2008.

AZIMI, S.; DELVARI, P.; HAJARIAN, H. C.; SAGHIRI, M. A.; KARAMIFAR, K.; LOTFI, M. **Cyclic Fatigue Resistance and Fractographic Analysis of Race and Protaper Rotary NiTi Instruments**. Iranian Endodontic Journal, v.6, p.80-86, 2011.

BAHIA, M. G. A.; GONZALEZ, B. M.; BUONO, V. T. L. **Fatigue behaviour of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments**. Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures, v.29, n.7, p.518-523, 2006.

BAHIA, M. G.; BUONO, V. T. **Decrease in the fatigue resistance of nickeltitanium rotary instruments after clinical use in curved root canals**. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, v. 100, p. 249-255, 2005.

BASTURK, F. B.; NEKOOFAR, M. H.; OVECOGLU, H. S.; BERKER, Y. G.; GUNDAY, M.; MESSER, H. H.; DUMMER, P. M. H. **Fractographic analysis of ProTaper and Mtwo systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars.** Saudi Journal of Oral Sciences, v.1, p.19-24, 2014.

BAUMANN, M. A. **Nickel-titanium: options and challenges.** Dent Clin N Am, v.48, p.55–67, 2004.

BERUTTI, E.; CHIANDUSSI, G.; GAVIGLIO, I.; IBBA, A. **Comparative analyses of torsion and bending stresses in two mathematical models of nickel titanium rotatory instruments: Protaper versus ProFile.** Journal of Endodontics, v. 29, p. 15-20, 2003.

BRANTLEY, W. A.; SVEC, T. A.; IIJIMA, M.; POWERS, J. M.; AND, T. H.; RENTZER. **Differential Scanning Calorimetric Studies of Nickel- Titanium Rotary Endodontic Instruments after Simulated Clinical Use.** Journal of Endodontics, v. 28, p.774-778, 2002.

BOOTH, J. R.; SCHEETZ, J. P.; LEMONS, J. E. **A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotator instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip.** Journal of Endodontics, v.29, p.55-57, 2003.

BÜRKLEIN, S.; HINSCHITZA, K.; DAMMASCHKE, T.; SCHÄFER, E. **Shaping ability and cleaning effectiveness of two single file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and Protaper.** International Endodontic Journal, v.45, p.449-461, 2012.

BÜRKLEIN, S.; MATHEY, D.; SCHÄFER, E. **Shaping ability of ProTaper Next and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals.** International Endodontic Journal, 2014.

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

CAI, W.; LU, X. L.; ZHAO, L. C. **Damping behavior of TiNi-based shape memory alloys.** Materials Science and Engineering, v.394, p.78-82, 2005.

CALLISTER, W. D. Jr. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.** LTC Editora S.A, 5ªEdição, 2000.

CASTELLÓ-ESCRIVÁ, R.; ALEGRE-DOMINGO, T.; FAUS-MATOSSES, V.; ROMÁN-RICHON, S.; FAUS-LIÁCER, V. J. **In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of *Protaper*, *WaveOne* and *Twisted Files*.** Journal of Endodontics, v.38, p.1521-1524, 2012.

CHIKAZUMI, S. **Physics of ferromagnetism.** 2 ed. Clarendon Press, Oxford, 1997.

CORBARI, L.;CAMBON-BONAVITA, M. A.; LONG, G. J.; GRANDJEAN, F.; ZBINDEN, M.; GAILL, F.; COMPERE, P. **Iron oxide deposits associated with the ectosymbiotic bacteria in the hydrothermal vent shrimp *Rimicaris exoculata*.** Biogeosciences, v.5, p.1295-1310, 2008.

COHEN, S. J.; GLASSMAN, G. D.; MOUNCE, R. **The mind set: between a rock and a hard place.** Oral Health Journal, v.25, p.1548-55, 2005.

ÇAPAR, I. D.; ARLAN, H. **A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments.** International Endodontic Journal, p1-17, 2015.

DE DEUS, Q. D. **Endodontia**. Medsi, Rio de Janeiro, 1992.

DE-DEUS, G.; BRANDÃO, M. C.; BARINO, B.; DI GIORGI, K.; FIDEL, R. A. S.; LUNA, A. S. **Assessment of apically extruded debris produced by the single-file *Protaper F2* technique under *Reciprocating* movement**. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endodontic, v.110, p.390-394, 2010.

DE-DEUS, G.; VIEIRA, V. T. L.; SILVA, E. J. N.; LOPES, H.; ELIAS, C. N.; MOREIRA, E. J. **Bending Resistance and Dynamic and Static Cyclic Fatigue Life of Reciproc and WaveOne Large Instruments**. Journal of Endodontics.v.40, p.575-579, 2014.

DIETER, G. E. **Mechanical Metallurgy**. McGraw-Hill, New York, 1986.

EGGELER, G.; HORNBOGEN, E.; YAWNY, A.; HECKMANN, A.; WAGNER, M. **Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys**. Materials Science and Engineering, v.378, p.24-33, 2004.

FERRAZ, C. C.; GOMES, N. V.; GOMES, B.P.; ZAIA, A. A.; TEIXEIRA, F. B.; SOUZA-FILHO, F. J. **Apical extrusion of debris and irrigants using two hand and three engine-driven instrumentation techniques**. International Endodontic Journal, v.34, p.354–358, 2001.

FIGUEIREDO, A. M. G. **Caracterização da Fadiga Mecânica de baixo ciclo em ligas Superelásticas de NiTi**. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006.

FIGUEIREDO, A. M. G.; MODENESI, P.; BUONO, V. T. L. **Low-cycle fatigue life of superelastic NiTi wires**. International Journal of Fatigue, v.31, p.751-758, 2009.

FUGAZZA, D. **Shape-memory alloy devices in earthquake engineering: mechanical properties, constitutive modeling and numerical simulations.** European School for Advanced Studies in Reduction of Seismic Risk, Pavia, Itália. 2003.

GAMBARINI, G.; GRANDE, N. M.; PLOTINO, G.; SOMMA, F.; GARALA, M.; DE LUCA, M.; TESTARELLI, L. **Fatigue resistance of engine-driven Rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods.** Journal of Endodontics, v.34, p.1003-1005, 2008.

GAMBARINI, G. **Cyclic fatigue of profile rotary instruments after prolonged clinical use.** International Endodontic Journal, v.34, p.386-389, 2001.

GAO, Y.; SHOTTON, V.; WILKINSON, K.; PHILLIPS, G.; BEN, W. **Effects of Raw Material and Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of ProFile Vortex Rotary Instruments.** Journal of Endodontics, v.36 n.7, p.1205-1209, 2010.

GAVINI, G.; CALDEIRA, C. L.; AKISUE, E.; MIRANDA, G. T.; KAWAKAMI, D. A. S. **Resistance to flexural fatigue of *Reciproc R25* files under continuous rotation and *Reciprocating* movement.** Journal of Endodontics, v.38, p.684-687, 2012.

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

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

GUIMARÃES JR, E. **Instrumentos Endodônticos de Uso Único.** Monografia de Especialista. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba. 2013.

GUTMANN, J.L.; GAO, Y. **Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: focused review.** International Endodontic Journal, v.45, p.113-128, 2011.

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

HODGSON, D. E.; BROWN, W. U.; JEFREY, W. **Using Nitinol Alloys. Shape Memory Applications,** Inc. 2000.

HUANG, H. M.; CHANG, W. J.; TENG, N. C.; LIN, H. L.; HSIEH, S. C. **Structural Analysis of Cyclic-loaded Nickel-Titanium Rotary Instruments by Using Resonance Frequency as a Parameter.** Journal of Endodontics, v.37, p.993-996, 2011.

HÜLSMANN, M.; PETERS, O. A.; DUMMER, P. M. H. **Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means.** Endodontic Topics. V.10, p.30-76, 2005.

IVERSON, G. W.; VonFRAUNHOFER, J. A.; HERRMANN, J. W. **The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files.** Journal of Endodontics, v.11, p.266-268, 1985.

KANG, G.; KAN, Q.; YOU, C.; SONG, D.; LIU, Y. **Whole-Life Transformation Ratchetting and Fatigue of Super-Elastic NiTi Alloy Under Uniaxial Stress-Controlled Cyclic Loading.** Materials Science and Engineering, v.535, p.228-234, 2012.

KAZEMI, R. B.; STENMAN, E.; SPANGBERG, L. S. **Machining efficiency and wear resistance of nickeltitanium endodontic files.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endodontic, v.8, p.596–602, 1996.

KIM, H. C.; KWAK, S.; CHEUNG, G. S.; KO, D. H.; CHUNG, S.; LEE, W. **Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in *Reciprocation* motion: *Reciproc* versus *WaveOne*.** Journal of Endodontics, v.38, p.541-544, 2012.

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

KUHN, W. G.; CARNES, D. L. JR.; CLEMENT, D. J.; WALKER, W. A. 3RD. **Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation.** Journal of Endodontics, v.23, p.735–738, 1997.

LAGOUDAS, D. **Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications,** Springer Science+Business Media, LLC, 2008.

LIBENSON, C. **Differences in the pseudoelasticity behaviour of NiTi orthodontic wires.** Journal of Materials Science: Materials in Medicine, v.4, p.281-284, 1993.

LIM, Y. J.; PARK, S. J.; KIM, H. C.; MIN, K. S. **Comparison of the centering ability of *Wave-One* and *Reciproc* nickel-titanium instruments in simulated curved canals.** Restorative Dentistry & Endodontics, v.38, p.21-25, 2013.

LECCE, L.; CONCILIO, A. **Shape Memory Alloy Engineering for Aerospace, Structural and Biomedical Applications.** Elsevier, Nápoles e Cápuia, Itália, 2015.

LLOYD, A. **Root canal instrumentation with ProFile instruments.** Endodontic Topics, v.10, p.151-154, 2005.

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

LOPES, H.P.; SIQUEIRA, J.R. **Endodontia - Biologia e Técnica**, 4 ed. Rio de Janeiro, Brasil, Editora Medsi – Editora Guanabara Koogan, 2015.

LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; SIQUEIRA JR, J. F.; ARAUJO FLHO, W. R. **Fratura por torção de limas endodônticas de aço inoxidável e de níquel-titânio.** Revista Paulista de Odontologia, v.23, p.8-12, 2001.

LOPES, H. P. **Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius.** Brazilian Dental Journal, v.9, p.39-45, 1998.

MACHADO, M. E. L.; NABESHIMA, C. K.; LEONARDO, M. F. P.; CARDENAS, J. E. V. **Análise do tempo de trabalho da instrumentação recíproca com lima única: WaveOne e Reciproc.** Revista da associação paulista de cirurgiões dentistas, v.66, p.120-124, 2012.

MAGANZINI, A. L.; WONG, A. M.; AHMED, M. K. **Forces of Various Nickel Titanium Closed Coil Springs.** Angle Orthodontist, V.80, N.1, 2010.

MANSON, S. S.; HALFORD, G. R. **Fatigue and Durability of Structural Materials.** ASM International, 2006.

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

MELO, M. C. C.; BAHIA, M. G. A.; BUONO, V. T. L. **Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments.** Journal of Endodontics, v.28, n.11, p.765-769, 2002.

MEYERS, M. A.; CHAWLA, K. K. **Mechanical Behavior of Materials.** Prentice Hall : New Jersey, 1999.

MILAS, V. B. **History.** In: **Cohen R, Burns R.** Pathways of the Pulp Editora, 4ª Edição. St Louis: Mosby, p.619–634, 1987.

MIYAI, K.; EBIHARA, A.; HAYASHI, Y.; DOI, H.; SUDA, H.; YONEYAMA T. **Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments.** International Endodontic Journal, v.39, p.119–126, 2006.

MONTALVÃO, D.; ALÇADA, F. S. **Numeric Comparison of the Static Mechanical Behavior between ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files.** Journal Of Endodontics, v.37, p.1158-1161, 2011.

MOREIRA, E. J. L.; LOPES, H. P.; ELIAS, C. N.; FIDEL, R. A. F. **Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi.** Revista Brasileira de Odontologia, v.9, p.405-415, 2002.

MORTMAN, R. E. **Technologic advances in endodontics.** Dental Clinics of North America, v.55, p.461-480, 2011.

NEVES, M. A. S.; LOPES, H. P.; ELIAS C. N.; MOREIRA E. J. L. **Influência Da Seção Reta Transversal Na Flexibilidade Dos Instrumentos Endodônticos De Níquel-Titânio *Protaper F3*,** 28ºSBPqO Annual Meeting, 2007.

NORTON, R. L. **Projeto de Máquinas: Uma Abordagem Integrada.** Bookman, 2ª edição, 2004.

OLTRAMARE. **Plötzliche Exstirpation der Zahnpulpa mittels einer durch die Bohrmaschine in Rotation versetzten Nadel.** Dtsch Monatsschr Zahnheilk, v.32, p.407-409, 1892.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C. M. **Shape Memory Materials.** First ed. Cambridge: Cambridge University Pres, 1998.

OTSUKA, K. **Introduction to the R-phase transition.** London: Butterworth-Heinemann, 1990.

PARASHOS, P.; MESSER, H. H. **Rotary NiTi instrument fracture and its consequences.** Journal of Endodontics, v.32, p.1031-1043, 2006.

PEDULLÀ, E.; GRANDE, N. M.; PLOTINO, G.; PAPPALARDO, A.; PARISARDA, E. **Cyclic Fatigue Resistance of Three Different Nickel-Titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite.** Journal of Endodontics, v.37, n.8, p.1139-1142, 2011.

PEDULLÀ, E.; GRANDE, N. M.; PLOTINO, G.; GAMBARINI, G.; RAPISARDA, E. **Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments.** Journal of Endodontics, v.39, p.258-261, 2013.

PEREIRA, E. S.; PEIXOTO, I. F.; VIANA, A. C.; OLIVEIRA, I. I.; GONZALES, B. M.; BUONO, V. T.; BAHIA, M. G. **Physical and Mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments.** International Endodontic Journal, v.45, p.469-474, 2012.

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

PETERS, O. A.; PETERS, C. I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. **Protaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in**

relation to canal anatomy. International Endodontic Journal, v.36, p.93-99, 2003.

PETERS, O. A.; SCHÖNENBERGER, K.; LAIB, A. **Effects of four NiTi preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography.** International Endodontic Journal, v.34, p.221-230, 2001.

PETRINI, L.; NECCHI, S.; TASCHIERI, S.; MAGLIAVACCA, F. **Numerical study on the influence of material characteristics on NiTi endodontic instrument performance.** Journal of Materials Engineering and Performance, v.18, p.631-637, 2009.

PETTIETTE, M. T.; DELANO, E. O.; TROPE, M. **Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files.** Journal of Endodontics, v.27, p. 124-127, 2001.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; TESTARELLI, L.; GAMBARINI, G. **Cyclic fatigue of *Reciproc* and *WaveOne Reciprocating* instruments.** International Endodontic Journal, v.45, p.614-618, 2012.

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

RAO, A.; SRIRIVASA, A. R.; REDDY, J. N. **Design of Shape Memory Alloy (SMA) Actuators.** Öchsner, Andreas, Springer, Texas. 2015.

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

RUDDLE, C. J. **Endodontic canal preparation: WaveOne Single-File technique.** Dentistry Today, p.21-22, 2012.

SANTOS, F. P. A. **Vibration Control with Shape-memory Alloys in civil engineering structures.** Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, 2011.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J. E. A.; MESSER, H. H. **Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files.** Journal of Endodontic, v.26, p.156-60, 2000b.

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

SCHÄFER, E.; SCHLINGEMANN, R. **Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth.** International Endodontic Journal. v.36, p.208-217, 2003.

SCHAFER, E.; VLASSIS, M. **Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: Protaper versus RaCe - Part 1 Shaping ability in simulated curved canals.** International Endodontic Journal, v.37, p.229-238. 2004.

SERENE, T. P.; ADAMS, J. D.; SAXENA, A. **A Nickel-titanium instruments: applications in endodontics.** Ishyaku EuroAmerica, Inc, St. Louis. 1995.

SHEN, Y.; COIL, J. M.; MCLEAN, A. G.; HEMERLING, D. L.; HAAPASALO, M. **Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 5: Single use from endodontic specialty practices.** Journal of Endodontics, v.35, p.1363-1367, 2009.

SHIGLEY, J. E. **Projeto de Engenharia Mecânica**. Bookman, Michigan – USA, 2005.

SILVA, P. C. S. **Estudo Numérico e Experimental de Micro Cabos Flexíveis de NiTi em Regime Superelástico**. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande. 2016.

SILVA, E. J.; SÁ, L.; BELLADONNA, F. G.; NEVES, A. A.; ACCORSI-MENDONÇA, T.; VIEIRA, V. T.; DE-DEUS, G.; MOREIRA, E. J. **Reciprocating versus rotary systems for root filling removal: assessment of the apically extruded material**. Journal of Endodontics, v.40, p.2077-2080, 2014.

SONG, Y. L.; BIAN, Z.; FAN, B.; FAN, M. W.; GUTMANN, J. L.; PENG, B. **A comparison of instrument-centering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques**. International Endodontic Journal, v.37, p.265-271, 2004.

SONG, G. **Applications of shape memory alloys in civil structures**. Engineering Structures, v.28, p.1266-1274, 2000.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. 5ª edição, Editora Edgard Blücher Ltda., São Paulo. 1995.

SURESH, S. **Fatigue of Materials**. Cambridge University Press, 2004.

TASCHIERI, S.; NECCHI, S.; ROSANO, G.; DEL FABBRO, M.; WEINSTEIN, R.; MACHTOU, P. **Advantages and limits of nickel-titanium instruments for root canal preparation. A review of the current literature**. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, v.115, p.1000–1005, 2005.

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

THOMPSON, S. A.; DUMMER, P. M. H. **Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part1.** International Endodontic Journal, v.30, p.1-7, 1997.

VAN VLACK, L. H. **Princípios de Ciência dos Materiais.** Michigan – USA, 1964.

VARELA-PATIÑO, P.; IBAÑEZ-PÁRRAGA, A.; RIVAS-MUNDIÑA, B.; CANTATORE, G.; OTERO, X. L.; MARTIN-BIEDMA, B. **Alternating versus continuous rotation: A comparative study of the effect on instrument life.** Journal of Endodontic, v.36, p.157-159, 2010.

WALIA, H. T.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. **An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files.** Journal of Endodontics, v.14, n.7, p.346-351, 1988.

WEBBER, J.; MACHTOU, P.; PERTOT, W.; KUTTLER, S.; RUDDLE, C. J.; WEST, J. D. **The WaveOne single-file Reciprocating system.** Roots, v.1, p.28-33, 2011.

WEISZ, G. **A clinical study using automated instrumentation in root canal therapy.** International Endodontic Journal, v.18, p.203-209, 1985.

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

WILLIAN D.; CASTELLIER, JR. **Ciência e engenharia dos materiais uma introdução.** 7ª edição, LTC Editora S.A., Rio de Janeiro. 2008.

WU, H.; PENG, C.; BAI, Y.; HU, X.; WANG, L.; LI, C. **Shaping ability of Protaper Universal, WaveOne and Protaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals.** BMC Oral Health, p.15-27, 2015.

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

YARED G. **Canal preparation using only one NiTi rotary instrument: preliminary observations.** International Endodontic Journal, v.41, p.339-344, 2008.

YE, J.; GAO, Y. **Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue.** Journal of Endodontics, v.38, p.105-107, 2012.