

LORENA OLEGÁRIO LEITE

**Resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic após imersão
em Hipoclorito de sódio e/ou ciclos Esterilização**

São Paulo

2019

LORENA OLEGÁRIO LEITE

**Resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic após imersão
em Hipoclorito de sódio e/ou ciclos Esterilização**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Mestre em ciências.

Área de concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo dos Santos

São Paulo

2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Leite, Lorena Olegário.

Resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em Hipoclorito de sódio e/ou ciclos Esterilização / Lorena Olegário Leite ; orientador Marcelo dos Santos. -- São Paulo, 2019.

99 p. : tab., fig. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Endodontia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Esterilização. 2. Hipoclorito de sódio. 3. Fadiga cíclica. 4. Instrumentos endodônticos. I. Santos, Marcelo dos. II. Título.

Leite LO. Resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em Hipoclorito de sódio e/ou ciclos Esterilização. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 10 / 06 /2019

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a) Manoel Eduardo de Lima Machado

Instituição: FO - USP Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Laila Gonzales Freire Gusukuma

Instituição: Especialista - FO Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Sonia Tereza de Oliveira Lara Mendes

Instituição: FUI - Externo Julgamento: Aprovada

Aos meus pais Aparecida e Paulo por sempre me incentivarem e acreditarem em mim. Muito obrigada pelos ensinamentos e amor incondicional. Em especial, agradeço minha Mãe, minha maior incentivadora em todos os momentos. À minha irmã pela torcida, carinho e preocupação.

À minha sogra Márcia, pelas palavras de incentivo nos momentos certos!

Ao meu marido, Luiz Henrique, pelo cuidado, amor, amizade e apoio acima de tudo. Você é uma pessoa incrível.

Amo vocês.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Marcelo dos Santos por todos os ensinamentos transmitidos ao longo desses 5 anos. Muito obrigada pela oportunidade de seguir esse caminho ao seu lado. Tenho um grande respeito e admiração pelo professor, pessoa e profissional que é.

À toda equipe NAVEE, professores e amigos, pela parceria e companheirismo. Conviver com vocês é muito gratificante.

À minha amiga Alessandra Gambini por ter convivido e dividido comigo tantos momentos!

À Profa. e amiga Sandra Kuhne, por todo apoio ao longo desses anos.

À Profa. e amiga Karina Salzano por todos os conselhos.

Aos amigos queridos da Especialização, Renata, Layse, Fernanda, Elen e Ricardo pela torcida!

Aos funcionários da Pós-Graduação, muito obrigada.

A todos os professores da Pós-Graduação da FOU SP, em especial, Prof. Giulio Gavini, Prof. Manoel de Lima Machado e Profa. Laila Freire, por todos ensinamentos compartilhados durante esses anos.

À profa. Sônia Lara Mendes pela importante contribuição em minha formação no momento certo.

Aos amigos de Pós-Graduação, em especial Stephanie, Landara e Giovanna. Aprendi muito com vocês!

RESUMO

Leite LO. Resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em Hipoclorito de sódio e/ou ciclos Esterilização [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão Corrigida.

Inquestionavelmente, nos últimos anos inovações ocorridas nos instrumentos endodônticos revolucionaram a endodontia. Dentre elas, destacam-se os tratamentos térmicos que são aplicados durante o processo de fabricação dos instrumentos, o qual aumentou de sobremaneira sua flexibilidade e resistência à fratura por fadiga cíclica, principalmente, quando comparada às limas de níquel-titânio convencionais. No entanto, fatores como diâmetro, design, cinemática e velocidade influenciam na resistência dos instrumentos endodônticos à fratura. Além disso, o uso clínico das limas endodônticas, também geram condições que podem interferir diretamente na resistência à fratura dos instrumentos, como por exemplo, a realização de múltiplos ciclos de esterilização e o contato direto das limas endodônticas com o hipoclorito de sódio. O presente estudo teve como objetivo investigar o efeito do contato do NaOCl e repetidos ciclos de esterilização em autoclave na resistência a fadiga cíclica dos instrumentos Prodesign Logic fabricados com tecnologia CM Wire. Foram selecionadas 70 limas ProDesign Logic de diâmetro 0,25mm e taper 0,05mm (Easy Dental Equipments, Belo Horizonte, MG, Brasil). As limas foram divididas aleatoriamente em 7 grupos (n=10). Grupo 1 (controle), incluiu instrumentos novos que não foram imersos em NaOCl ou submetido a esterilização em autoclave. Os grupos 2 e 3 foram compostos por instrumentos em contato com solução de NaOCl a 2,5% a 37°C, por 1 e 3 vezes, respectivamente. Grupo 4 constituídos por instrumentos esterilizados 1 única vez e, grupo 5 com limas que foram autoclavadas em 3 etapas. Grupos 6 e 7 tinham instrumentos que receberam 1 e 3 ciclos de imersão em NaOCl e esterilização 1 e 3 vezes, respectivamente. Em seguida, todas as limas foram submetidas a um teste dinâmico de fadiga cíclica em um canal de aço simulado que apresentava ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. Avaliações morfológicas e químicas foram estudadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de raios X por dispersão em energia (EDX). O número de ciclos e o tempo até que

ocorresse a fratura dos instrumentos foram calculados estatisticamente e analisados usando teste Kruskal-Wallis complementado com teste de Dun ($P < 0,05$). A comparação entre os grupos indicou diferença estatística para o número de ciclos até à fratura (NCF) e tempo entre os grupos 1 e 3; 1 e 5 e 1 e 7 ($p < 0,05$). A análise em EDX não mostrou alterações nas composições químicas dos instrumentos após os procedimentos realizados. No entanto, a análise morfológica evidenciou a presença de contaminantes e produtos de corrosão acentuados após os testes (grupos 3 e 7). Conclui-se que múltiplos ciclos de esterilização e/ou imersões em NaOCl 2,5% a 37°C, diminuiriam significativamente o NCF dos instrumentos ProDesign Logic nessas condições experimentais.

Palavras-chave: Esterilização em autoclave. Hipoclorito de sódio. Fadiga cíclica. Limas tratadas termicamente.

ABSTRACT

Leite LO. Cyclic fatigue resistance of ProDesign Logic files after immersion in sodium hypochlorite and/or cycles Sterilization [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão Corrigida.

Unquestionably, in recent years innovations in endodontic files have revolutionized endodontics. Among them, the heat-treated files that are applied during the file manufacture process, which greatly increased their flexibility and the fatigue resistance to cyclic fatigue, when compared to the superelastic nickel-titanium files. However the design kinematics and velocity characteristics and influence the resistance of the files to the fracture. In addition, the clinical use of endodontic files also generates conditions that can directly interfere in the resistance to fracture of instruments, such as the multiple sterilization cycles and the direct contact of the endodontic files with the sodium hypochlorite. The aim of the present study was to investigate the effect of NaOCl and the repeated cycles of autoclave sterilization in the cyclic fatigue of the files Prodesign Logic manufactured with the CM Wire technology. Seventy new 25/05 ProDesign (Easy Odontological Equipment, Belo Horizonte, MG, Brazil). The files were randomly divided into 7 groups (n = 10). Group 1 control included new instruments that were not immersed in NaOCl or subjected to autoclave sterilization. Groups 2 and 3 were composed of instruments immersed in 2.5% NaOCl solution at 37 °, 1 and 3 times, respectively. Groups 4 and 5 sterilized 1 and 3 times, respectively. Groups 6 and 7 had instruments that received 1 and 3 immersion cycles in NaOCl and sterilization 1 and 3 times, respectively. Then, the instruments were subjected to a dynamic fatigue test in artificial canals that had an angle of curvature of 60 ° and radius of 5mm. Morphological and chemical analyzes by Scanning Electron Microscopy (SEM) and Energy dispersive X-ray spectroscopy (EDX). The number of cycles and the time to the occurrence of a fracture of the files were calculated using the Kruskal-Wallis test using the Dun test (P <0.05). A comparison between the groups indicated the difference for NCF and time between groups 1 and 3; 1 and 5 and 1 and 7 (p <0.05). The EDX analysis did not show changes in the chemical compositions of the instruments after the produces

performed. However, a morphological analysis shows a presence of contaminants and corrosion products accentuated after the tests. Thus, it is concluded that multiple cycles of sterilization and immersions in, 2.5% NaOCl at 37 °C, significantly decreased the NCF of ProDesign Logic instruments in these experiments.

Keywords: Autoclave sterilization. Sodium hypochlorite. Cyclic fatigue. Heat-treated files.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Modelo simplificado da transformação martensítica.....	28
Figura 2.2 - Representação esquemática: transformação martensítica (TM) e transformação reversa (TR)	29
Figura 2.3 - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a Superelasticidade.....	30
Figura 2.4 - Limas para preparo inicial	35
Figura 2.5 - Limas para modelagem.....	36
Figura 2.6 - Determinação da angulação do canal pelo método de Schneider	40
Figura 2.7 - Determinação do raio de curvatura do canal radicular	41
Figura 4.1 - Distribuição dos grupos.....	62
Figura 4.2 - Microscópio eletrônico de varredura: Quanta 650 FE	65
Figura 4.3 - Instrumento endodôntico posicionado no EDX	66
Figura 4.4 - (A) Dispositivo utilizado para o ensaio dinâmico. (B) fonte de alimentação que contém os dispositivos de regulação de rotação e contador de pulso. (C) motor elétrico utilizado para o acionamento dos instrumentos.....	68
Figura 4.5 - (A) Conjunto arco e cilindro guia determinando o canal artificial. (B) A seta mostra a parte ativa do instrumento ProDesign Logic 25.05 no sulco correspondente ao canal artificial. Observar o comprimento de 1mm da ponta do instrumento para fora do cilindro	69

Figura 5.1 - Análise EDX antes dos ciclos de imersão em hipoclorito de sódio e esterilizações em autoclave.....	73
Figura 5.2 - Análise EDX após os ciclos de imersão em hipoclorito e esterilizações em autoclave	74
Figura 5.3 - Micrografia eletrônica de Varredura (MEV) em 2.000x. Instrumento antes da imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C.....	75
Figura 5.4 - Micrografia eletrônica de Varredura (MEV) em 2.000x. Instrumento após a imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C.....	75
Figura 5.5 - Micrografia eletrônica de Varredura (MEV) em 2.000x. Instrumento antes da imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C e 3 ciclos de esterilização	76
Figura 5.6 - Micrografia eletrônica de Varredura em 2.000x. Instrumento após imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C e 3 ciclos de esterilização.....	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Média, mediana e desvio padrão (DP) do número de ciclos até a fratura (NCF) dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em hipoclorito de sódio e/ou ciclos de esterilização	71
Tabela 5.2 - Média, mediana e desvio padrão (DP) do tempo em segundos até a fratura (TF) dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em hipoclorito de sódio e/ou ciclos de esterilização.....	72
Tabela 5.3 - Resultados numéricos da EDX	73
Tabela 5.4 - Resultados números da EDX.....	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A _f	final da fase austenita
A _s	início da fase austenita
CM	controle de memória
cm	centímetro
EMF	Efeito Memória de Forma
GTX	GT série X
ISO	International Standard Organization
K	Kerr
MIT	martensita induzida por tensão
MEV	microscópio eletrônico de varredura
M _f	final da fase martensítica
M _s	início da fase martensítica
mm	milímetros
N	número da amostra
NaOCl	hipoclorito de sódio
NCF	número de ciclos até a fratura
NiTi	níquel-titânio
p	p valor
RPM	rotações por minuto
s	segundos
SE	superelásticidade
SCR	sistema de canais radiculares
TM	transformação martensítica
TR	transformação reversa

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	grau Celsius
-	negativo
°	grau de curvatura
<	menor que

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1	Os instrumentos de NiTi	25
2.2	Tratamentos termomecânicos	31
2.3	O sistema ProDesign Logic	34
2.4	Fadiga cíclica	38
2.5	Esterilização das limas de NiTi	47
2.6	O efeito do hipoclorito de sódio nos instrumentos de NiTi	51
2.7	Trabalhos que compararam a resistência dos instrumentos de NiTi após ciclos de esterilização e imersão em hipoclorito de sódio	56
3	PROPOSIÇÃO	59
4	MATERIAL E MÉTODOS	61
4.1	Material	61
4.2	Métodos	62
4.2.1	Divisão dos grupos experimentais	62
4.2.2	A imersão em hipoclorito de sódio	63
4.2.3	A esterilização em autoclave	63
4.2.4	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e microanálise química por Espectroscopia de raios X por dispersão em energia (EDX)	64
4.2.5	A mecânica do ensaio de fadiga cíclica.....	67
4.2.5.1	<i>Descrição do dispositivo</i>	67
4.2.5.2	<i>Confecção dos canais simulados</i>	68
4.2.5.3	<i>Motor elétrico e cinemática dos instrumentos</i>	69
4.2.5.4	<i>O Ensaio</i>	69
4.2.6	Análise estatística.....	70

5	RESULTADOS	71
5.1	Análise do ensaio de fadiga cíclica	71
5.2	Resultados da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e microanálise química por Espectroscopia de raios X por dispersão em energia (EDX).....	72
6	DISCUSSÃO	77
7	CONCLUSÕES.....	83
	REFERÊNCIAS	85
	APÊNDICE.....	93

1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos utilizados no tratamento endodôntico sofreram uma revolução tecnológica desde a introdução da liga de NiTi. Diferentes alterações foram ocorrendo na busca pelo aprimoramento das limas endodônticas. A inovação que se destaca dentre as várias ocorridas, é o tratamento térmico no qual é aplicado aos instrumentos durante seu processo de fabricação. As limas que possuem algum tipo de tratamento térmico são mais flexíveis e resistentes a fraturas quando comparadas aos instrumentos de NiTi convencionas. O tratamento térmico pode ser realizado devido as características específicas da liga de NiTi, que são: o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE). O EMF está relacionado com uma mudança no estado sólido do NiTi, a transformação martensítica (TM), essa que é induzida pela aplicação de tensão ou pela redução de temperatura, na qual os átomos da rede cristalina, se movem por cisalhamento e, sem alterar a composição química da matriz, são rearranjados em um novo formato, considerado mais estável. Essa transformação (TM) ocorre entre a fase austenita (parente) e a martensita da liga de NiTi. A fase austenita ou parente possui simetria cúbica, centrada e ordenada, estável em altas temperaturas e em baixos valores de tensão. Já a fase martensita é considerada de simetria inferior, sendo estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão. O conhecimento dessas características peculiares do NiTi, torna-se importante para o entendimento do mecanismo de ação dos tratamentos térmicos que são aplicados aos instrumentos endodônticos. Propriedades como temperatura, tempo de aquecimento e resfriamento, são características específicas de cada tipo de tratamento térmico. E, mudanças nessas variáveis, alteram as características do EMF e da SE dos instrumentos endodônticos de NiTi que apresentam algum tratamento térmico.

Nos últimos anos várias empresas que fabricam instrumentos endodônticos investiram em tratamentos térmicos. Um tipo de tratamento termomecânico que se destaca é o CM-Wire. Em 2010, a DS Dental (Johnson City, TN, EUA) introduziu instrumentos fabricados com esse tipo de tratamento. Essas limas sofrem um aquecimento seguido de resfriamento, após serem usinados. Instrumentos CM-Wire não possuem memória elástica podendo ser controlados mecanicamente e

termicamente. Essa tecnologia confere as limas endodônticas aumento de flexibilidade e resistência mecânica. Uma outra característica dos instrumentos CM, refere-se aos processos de esterilização. Após cada ciclo de autoclavagem o instrumento retorna à sua fase original e pode ser reutilizado até que ocorra uma deformação permanente, sinalizando que o mesmo deve ser descartado. Outra evidência a favor desses instrumentos é sobre sua capacidade de resistir à deformação antes da fratura.

Os instrumentos ProDesign Logic (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, MG, Brasil) seguem o conceito de lima única e de preparos conservadores e apresentam tratamento térmico do tipo CM-Wire. O sistema Logic tem por objeto tratar o canal radicular de forma eficiente e simplificada e, possibilita ao cirurgião-dentista, realizar tratamentos endodônticos com uma única lima, após a exploração inicial do canal. Além disso, as limas apresentam um design inovador, com seção transversal em forma de S, ponta inativa e ângulos helicoidais variáveis com duas arestas de corte. Esses instrumentos são utilizados em cinemática rotatória contínua.

Apesar de todas as evoluções dos instrumentos endodônticos, fraturas inesperadas podem acontecer durante o tratamento de canal. Um instrumento pode fraturar por dois mecanismos: fadiga torcional e fadiga flexural. A fratura por torção ocorre quando a lima, seja a ponta ou qualquer parte dela, se prende na paredes dos canais radiculares durante a instrumentação enquanto sua haste continua girando, excedendo assim o limite elástico do metal. Já a fratura por fadiga cíclica acontece quando o instrumento é girado no interior de um canal curvo, tornando-se alvo de tensões alternadas de tração e compressão, levando a formação de trincas que se propagam até a fratura final do instrumento. Os níveis de tensão durante o processamento cíclico são geralmente dependentes da geometria da curvatura do canal radicular. Estudos mostram que dentre os principais motivos de fraturas dos instrumentos endodônticos, a fadiga cíclica flexural é apontada como principal causa.

Fatores como diâmetro, design, cinemática e velocidade influenciam na resistência dos instrumentos endodônticos à fratura. Essas condições são estudadas e bem relatadas na literatura. O uso clínico das limas endodônticas também geram condições que podem interferir diretamente na resistência à fratura dos instrumentos, como por exemplo, a realização de múltiplos ciclos de esterilização e o contato direto das limas endodônticas com o hipoclorito de sódio. Tem sido sugerido que o calor gerado pelos procedimentos de esterilização poderia influenciar as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos. A esterilização em autoclave é indicada antes do uso clínico, sendo importante para a manutenção da cadeia asséptica, deixando o instrumento endodôntico livre de microorganismos que poderiam ser levados para o interior do canal radicular. Pesquisadores relataram que o "tratamento térmico" adicional durante a esterilização em autoclave melhoram a flexibilidade dos instrumentos. Outros mostram que procedimentos de esterilização não alteram suas propriedades. Um fator adicional que potencialmente limita a resistência dos instrumentos de NiTi a fratura é a corrosão, que pode ocorrer na presença de hipoclorito de sódio (NaOCl). Essa solução é usada como um irrigante durante o preparo químico-mecânico do canal radicular. O NaOCl pode remover seletivamente o níquel da superfície dos instrumentos causando defeitos, o que pode afetar negativamente as propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos de NiTi. Geralmente, essas características são analisadas separadamente e, poucos estudos mostram a influência da esterilização em autoclave e imersão em NaOCl na fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos tratados termicamente. Assim, o objetivo desse estudo foi investigar o efeito do contato direto do NaOCl e ciclos de esterilização em autoclave, na resistência a fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic fabricados com tecnologia CM Wire.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A etapa da modelagem do sistema de canais de canais radiculares é realizada com os instrumentos endodônticos. O desenvolvimento de instrumentos endodônticos produzidos com ligas de Níquel-Titânio (Ni-Ti) em sistemas automatizados permitiu maior agilidade, segurança e qualidade na obtenção da modelagem final do canal radicular, principalmente quando comparada pela instrumentação exclusivamente manual. Além disso, inovações ocorridas nos instrumentos de NiTi nos últimos anos, revolucionaram a endodontia. Dentre elas, destacam-se os tratamentos térmicos que são aplicados durante o processo de fabricação dos instrumentos. Limas tratadas termicamente apresentam maior flexibilidade e resistência à fratura. No entanto, fatores como diâmetro, design, cinemática e velocidade influenciam na resistência dos instrumentos endodônticos à fratura. Além disso, o uso clínico das limas endodônticas, também geram condições que podem interferir diretamente na resistência dos instrumentos, como por exemplo, a realização de múltiplos ciclos de esterilizações e o contato direto das limas endodônticas com o hipoclorito de sódio.

A literatura apresenta muitos trabalhos que comparam a resistência à fratura de instrumentos endodônticos após múltiplos ciclos de esterilização ou imersões em hipoclorito de sódio. Entretanto, poucos trabalhos avaliam essas variáveis associadas, principalmente, em instrumentos de NiTi tratados termicamente.

2.1 Os instrumentos de NiTi

A complexidade do sistema de canais radiculares (SCR) é o maior desafio da terapia endodôntica.

Tradicionalmente o preparo químico e cirúrgico do sistema de canais radiculares era realizado basicamente por instrumentos manuais de aço inoxidável que seguem o padrão ISO internacional de fabricação. O calibre da ponta é

especificado no cabo através de cores definidas, parte ativa do instrumento de 16mm de comprimento, conicidade de 0,02 milímetros constantes, e fabricação em comprimentos de 21mm, 25mm e 31mm (Thompson, 2000). As limas de aço inoxidável são utilizadas até os dias atuais em uso manual, proporcionando excelente corte de dentina. No entanto, devido a rigidez e baixo grau de elasticidade desses instrumentos, o preparo de canais curvos, atrésicos e ovais, torna-se desafiadora para o operador (Weiger et al., 2002; Versiani et al., 2011). Além disso, segundo Kunert et al. (2010) há uma tendência dessas limas criarem deformações como zips, perfurações, desvios de trajetória, e retificar canais radiculares curvos.

Assim, na tentativa de superar as limitações quanto à anatomia dental e àquelas apresentadas pelo aço inoxidável, pesquisas foram feitas com o propósito de aprimorar os instrumentos endodônticos.

Em 1975, Civjan et al. sugeriram a utilização da liga de níquel titânio (NiTi) como alternativa às limas fabricadas com aço inoxidável. Essa mudança foi proposta devido as características peculiares do NiTi: como elasticidade e efeito memória de forma. Esses autores afirmaram que quando a liga era submetida à tensão, como por exemplo, em regiões de curvaturas radiculares, ocorre uma transformação na estrutura da lima, o que a torna mais flexível, porém quando em descanso, sem nenhuma ação de força deformante atuando, a liga tende a retornar à sua forma original.

No final da década de 80, Walia et al. (1988) realizaram o primeiro estudo utilizando limas endodônticas em níquel titânio, comparando-as com as então usadas, limas de aço inoxidável. Nesse estudo foram comparadas características como flexibilidade e resistência à torção. Os autores concluíram que a liga de NiTi apresentou maior flexibilidade e resistência.

As características físicas resultantes da liga de NiTi permitiu a realização de tratamentos endodônticos de forma mais segura e eficiente, principalmente para a resolução de casos complexos. Além disso, os instrumentos de NiTi proporcionam preparos mecânicos mais conservadores, mantendo o canal radicular mais próximo do seu formato original, diminuindo a probabilidade de formação de Zips e transportes do forame apical (Kuhn et al., 1997).

Com os avanços tecnológicos e a consolidação da liga de NiTi, novos instrumentos foram sendo fabricados. As características peculiares desses instrumentos permitiram sua utilização em motores elétricos (Baumann, 2004; Gutmann; Gao, 2012). Foram sendo fabricados e lançados no mercado endodôntico, instrumentos com secções transversais diferentes, conicidades superiores ao estabelecimento no padrão ISO, e com alterações nos ângulos helicoidais, além de novos métodos para o preparo dos canais radiculares. Essas limas estão cada vez mais sendo utilizadas por cirurgiões-dentistas, principalmente para facilitar a limpeza e modelagem de canais radiculares. Apesar de suas qualidades inegavelmente favoráveis e mesmo que tenha havido melhorias nos métodos de fabricação desses instrumentos, existe um risco potencial para a ocorrência de fraturas, principalmente, em canais radiculares com curvaturas severas (Bahia et al., 2005).

O comportamento mecânico da liga de NiTi é determinado, principalmente, pela relação de proporção de Níquel e Titânio. As ligas de NiTi usadas no tratamento do canal radicular contêm aproximadamente 56% (em peso) de níquel e 44% (em peso) de titânio (Walia et al., 1988).

Segundo Brantley (2001), a composição do NiTi é a resultante da razão atômica 1: 1 dos componentes principais e, similar a outros sistemas metálicos a liga pode existir em várias formas cristalográficas. As ligas de NiTi contêm 3 fases microestruturais: austenite, martensite, e fase R, cujo caráter e proporções relativas podem determinar as propriedades mecânicas do metal.

A liga de NiTi apresenta características especiais de superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF). Em um metal superelástico (SE), a aplicação de tensão não resulta na tensão proporcional usual observada no aço inoxidável, a superelasticidade do NiTi permite deformações de até 8% de tensão recuperável em comparação com um máximo inferior a 1% do aço inoxidável. Esta propriedade considerada incomum é o resultado da transformação de martensita induzida por estresse. Tensões externas e variações de temperatura transformam a forma cristalina austenítica do NiTi em uma estrutura cristalina martensítica, que pode acomodar maior estresse, sem aumentar a tensão. Como resultado de sua estrutura cristalina única, uma lima de NiTi superelástica, possui a capacidade de retornar à sua forma original após ser deformada. A Superelasticidade (SE) ocorre em

associação com a fase reversível da transformação das fases entre austenita e martensita (Bahia et al., 2005).

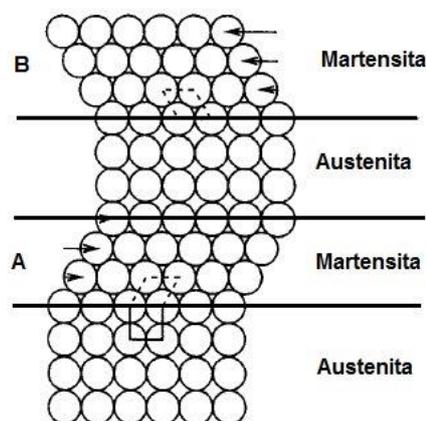
Segundo Thompson (2000), as propriedades especiais das ligas de NiTi como, superelasticidade e efeito memória de forma estão relacionadas a uma mudança de estado sólido: a transformação martensítica (TM). Essa é induzida pela aplicação de tensão ou pela redução de temperatura em que os átomos se movem por cisalhamento e, sem alterar a composição química da matriz, são rearranjados em uma nova estrutura cristalina considerada mais estável. Essa transformação (TM) ocorre entre a fase austenita ou também denominada parente e a martensita.

A fase austenita ou parente possui simetria cúbica, centrada e ordenada, denominada B2, estável em altas temperaturas e em baixos valores de tensão. Já a fase martensita é considerada monoclinica, ordenada, caracterizada como B19 de simetria inferior, estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão (Otsuka; Wayman, 1998; Gavini et al., 2018).

De acordo com Saburi (1998), o outro tipo de estrutura cristalina do NiTi é denominada de Fase R, que é uma fase intermediária e pode ocorrer na transformação martensita (TM) em decorrência do resfriamento de B2 para a fase R e da fase R para a martensita.

Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme ilustrado na figura 2.1.

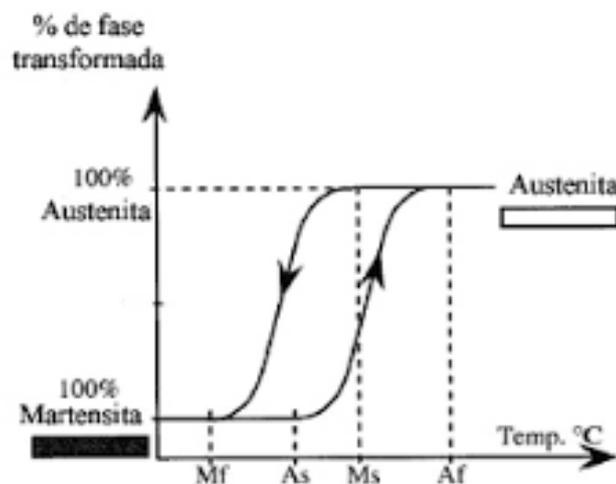
Figura 2.1 - Modelo simplificado da transformação martensítica



Na transformação martensítica provocada pelo resfriamento da amostra, não ocorre mudança de forma, uma vez que o mecanismo de transformação é de autoacomodação que acontece de forma reversível e ordenada (Otsuka; Ren, 2005). Quando um material no estado martensítico é aquecido, a fase martensita se torna instável e a transformação reversa (TR) ocorre, a martensita retorna à fase austenita e a transformação segue o caminho contrário da TM.

Nas ligas com EMF, a TM é considerada termoelástica sendo reversível pelo aquecimento e resfriamento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura, onde M_s é a temperatura do início da transformação da fase B2 para B19' durante o resfriamento e M_f representa a temperatura final da transformação. A_f é a temperatura de início da TR (martensita em austenita) no aquecimento, ao passo que A_s é a temperatura final dessa transformação no aquecimento. Entre A_s e A_f ambas as fases B2 e B19' estão presentes, enquanto que acima da temperatura de A_f a liga é totalmente austenítica, acordo com a figura 2.2.

Figura 2.2 - Representação esquemática: transformação martensítica (TM) e transformação reversa (TR)



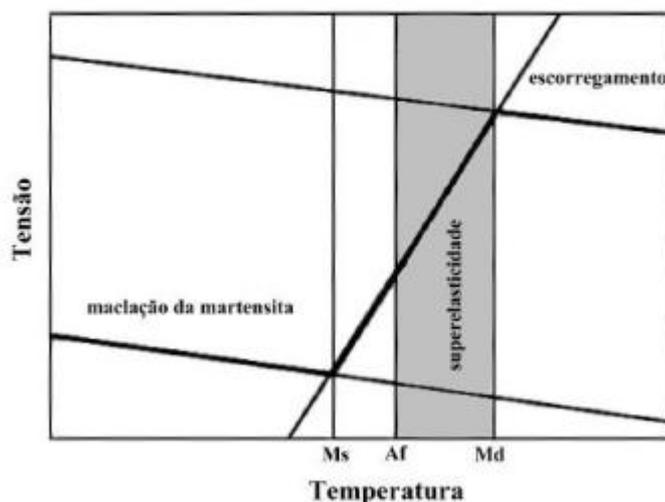
Fonte: Kuhn et al. (2001).

A fase martensítica é facilmente deformável elasticamente e pode ser formada por indução da temperatura, resfriamento, ou da variação da tensão aplicada. Acima da faixa de temperatura M_s , a TM pode ocorrer pela aplicação de tensão, a martensita assim formada é denominada de MIT (martensita induzida por tensão) e

a temperatura máxima na qual esse processo pode ocorrer é chamado de M_D . Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: que seria definido por uma diminuição na temperatura e equivalência no aumento de tensão, ambas estariam estabilizando a fase martensita. Assim, para produzir a MIT, a tensão aplicada aumenta linearmente com a temperatura acima de M_s (Miyazaki et al. 1989; Duerig; Zadno, 1990).

Já a superelasticidade (SE) só poderá ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de M_D e A_F . Quando a temperatura exceder M_D a martensita não pode ser induzida por tensão. Desse modo, para que ocorra uma completa formação da SE, é necessária a aplicação de tensão em uma temperatura acima de A_F . Abaixo de M_s , a deformação ocorre por pontos de tensões que levam a uma nova orientação do retículo cristalino; entre M_s e A_F a martensita é induzida por tensão e uma vez induzida ela torna-se estável; entre A_F e M_D , a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga, e a superelasticidade ocorre; acima de M_D , inicia-se uma deformação por escorregamento, uma vez que a martensita não pode ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (Duerig; Zadno, 1990) (Figura 2.3).

Figura 2.3 - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a Superelasticidade



Fonte: Duerig e Zadno (1990).

Segundo alguns estudos, as temperaturas de transformação também possuem uma influência crítica nas propriedades mecânicas e no comportamento do NiTi, que pode ser alterado por pequenas mudanças na composição (concentração de Níquel e titânio), impurezas e tratamentos térmicos que são aplicados durante o processo de fabricação (Shen et al., 2013; Bahia, 2004; Gavini et al., 2018).

Assim, essa propriedade peculiar da liga de NiTi criou uma revolução na fabricação das limas endodônticas, o que permitiu a confecção de instrumentos com diferentes tratamentos térmicos.

2.2 Tratamentos termomecânicos

O efeito memória de forma (EMF), assim como a superelasticidade (SE) dos instrumentos endodônticos de NiTi são altamente dependentes dos tratamentos termomecânicos a que foram submetidos durante o processo de fabricação. Sendo que essas propriedades são influenciadas pela temperatura, tempo de aquecimento, e taxa de resfriamento (Gavini et al., 2018).

Os tratamentos termomecânicos podem levar a formação de quatro reações diferentes no estado sólido, que são: (1) mudança local na composição química, denominada precipitação; (2) reorganização dos defeitos- recuperação; (3) redução dos defeitos; e (4) transformação estrutural de fase. As ligas com EMF são materiais que podem usar essas reações de forma combinada (Braga, 2010).

Em (2018), Gavini et al. realizaram uma revisão da literatura sobre os instrumentos endodônticos de NiTi e evidenciou que os tratamentos térmicos realizados nas ligas de NiTi tem o objetivo de melhorar suas propriedades mecânicas. Os tratamentos térmicos podem ser por: envelhecimento, recozimento e recristalização. As ligas submetidas ao envelhecimento apresentam uma maior resistência mecânica e esse processo consiste no aquecimento uniforme da liga até cerca de 500 °C seguido por um resfriamento rápido, geralmente em água, para prevenir mesmo que temporariamente a precipitação dos elementos da liga. Já o recozimento tem por finalidade eliminar a dureza ou normalizar os materiais que

apresentam tesões internas. Há também um aquecimento entre 300 °C e 500 °C até que as modificações atinjam toda a extensão da peça tratada e em seguida um resfriamento, que deve ser feito lentamente. A recristalização acontece quando há a substituição da estrutura deformada a frio por um novo conjunto de grãos, livres de deformações, o que evidencia uma diminuição na dureza e aumento da ductilidade do material recristalizado.

O conteúdo de níquel e titânio das limas endodônticas e seu tipo de tratamento térmico influencia diretamente seu comportamento mecânico (Bahia et al., 2005). Sendo que diferenças entre as ligas NiTi são atribuídas a concentração de níquel e suas faixas de temperatura de transformação.

A composição da liga pode ser modificada para obter fios com (EMF) ou (SE). O maior interesse do mercado tem sido em ligas ricas em Ni (Níquel), devido sua capacidade de controlar a temperatura de transformação variando o conteúdo de Ni. As ligas ricas em Ni são instáveis e mudanças nos valores de M_s podem acontecer durante a exposição prolongada em determinadas temperaturas. Esta instabilidade é a consequência da formação de precipitados. Segundo Melton (1990), em altas temperaturas, existe energia térmica suficiente para permitir a rápida difusão dos átomos de Ni e Ti na matriz. Entretanto, torna-se muito difícil para os átomos formarem um núcleo de precipitado quando a temperatura é muito alta. Em temperaturas mais baixas, contudo, ocorre uma situação oposta: têm-se altas taxas de nucleação, mas baixas taxas de difusão. Estes dois processos são otimizados em temperaturas intermediárias entre (350 – 450°C), obtendo-se assim taxas de precipitação máximas e maior impacto sobre as temperaturas de transformação. Foi verificado um máximo na reação de precipitação em torno de 425°C, isto é, o Af aumenta mais rapidamente após tratamentos térmicos a 425°C. A mudança na temperatura de transformação, portanto, é devida à difusão dos átomos de Ni e Ti, onde os átomos de Ni se agregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz denominada de fase B. Como a matriz se torna enriquecida em Ti, a temperatura de transformação aumenta, como esperado da relação entre composição e temperatura de transformação.

Ligas ricas em Ni podem formar precipitados do tipo Ti_3Ni_4 a partir da decomposição de $TiNi_3$, esses precipitados dispersos no conteúdo da matriz podem

gerar o endurecimento da liga e melhorar sua capacidade de recuperação (EMF), assim como a propriedade superelástica (SE).

Para as ligas de NiTi nas quais o (EMF) é desejável, a quantidade de Ni variam entre 48% a 52% em peso. Fabricantes de limas endodônticas alteram os valores das temperaturas de transformação de fases, mudando a relação Ni/Ti e adicionado elementos de liga, obtendo dessa forma, instrumentos com características diferentes (Miyazaki et al., 1982; Braga et al., 2010; Gavini et al., 2018).

Desde a década de 90 até os dias atuais, indústrias têm investido em tratamentos termomecânicos que são aplicados aos instrumentos de NiTi superelásticos.

Em 2010, os instrumentos fabricados com o tratamento CM-Wire (memória controlada) foi introduzido pela DS Dental (Johnson City, TN, EUA). O mecanismo de funcionamento desse tipo de tratamento é explicado pelo aquecimento seguido de resfriamento, o que produz o controle mecânico da liga. Isso permite que os instrumentos fabricados com essa tecnologia percam sua memória elástica e possam ser controlados. Esse processo confere aos instrumentos aumento de flexibilidade e resistência à fadiga cíclica (Pereira et al., 2013, 2015). As limas CM-Wire contêm menor quantidade de níquel (52%) quando comparado com as ligas SE convencionais, que possuem aproximadamente (54% a 57%), o que possibilita melhorias nas propriedades mecânicas desses instrumentos (Gavini et al., 2018).

Alguns estudos recentes, mostraram que a temperatura final da fase austenita, para os instrumentos Hyflex, fabricados com a tecnologia CM-Wire, gira em torno de 47°C. Sugerindo que na temperatura ambiente, esses instrumentos apresentam um composto de martensita e austenita, já instrumentos convencionais de NiTi são completamente austeníticos na mesma temperatura (Shen et al., 2013; Vasconcelos et al., 2016).

Uma outra características dos instrumentos CM, refere-se aos processos de esterilização. Após cada ciclo de autoclavagem o instrumento retorna à sua fase original e pode ser reutilizado até que uma deformação permanente ocorra, sinalizando que o mesmo deve ser descartado. Outra evidência a favor desses

instrumentos é que, apesar de menor resistência à tração (1094 MPa versus 1415 Mpa em NiTi convencional), eles têm uma maior capacidade de resistir à deformação antes da fratura (58,4% a 84,7%) do que os convencionais (16,7% a 27,5%), indicando que a flexibilidade é superior nesses instrumentos (Shen et al., 2013). Além disso, outros estudos confirmam que os instrumentos com tecnologia CM têm maior resistência à fadiga cíclica quando comparada aos instrumentos SE (Shen et al., 2011, 2013).

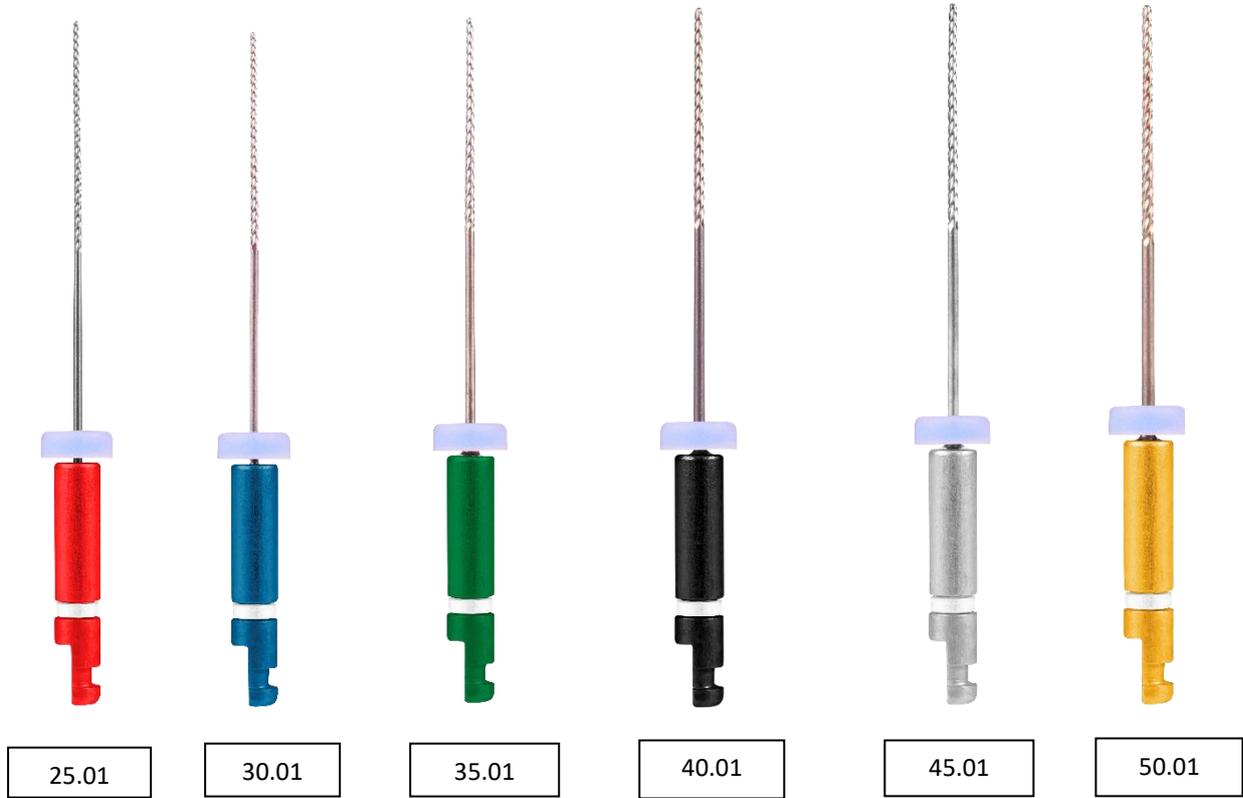
2.3 O sistema ProDesign Logic

Os instrumentos ProDesign Logic (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, MG, Brasil) seguem o conceito de lima única e de preparos conservadores. Esse sistema tem por objeto tratar o canal radicular de forma eficiente e simplificada e, possibilita ao cirurgião-dentista realizar tratamentos endodônticos com uma única lima, após a exploração inicial do canal.

A lima apresenta design inovador, com seção transversal em forma de S, ponta inativa e ângulos helicoidais variáveis com duas arestas de corte, o que favorece o preparo mecânico do canal radicular e pode evitar o efeito de parafusamento durante a instrumentação. Esses instrumentos são utilizados em cinemática rotatória contínua e fabricados com a tecnologia CM-wire.

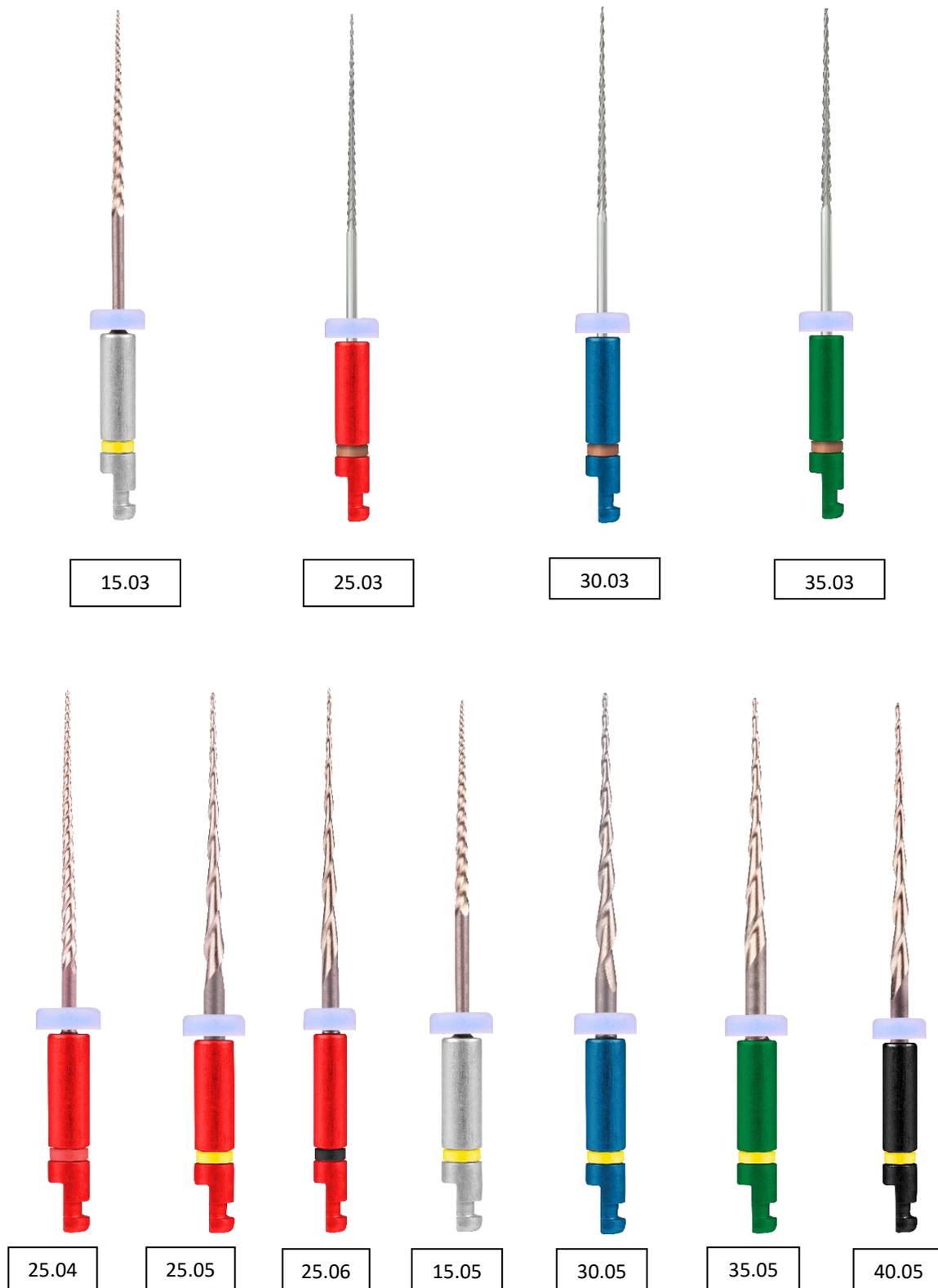
As limas ProDesign Logic são fabricadas em diferentes comprimentos 21mm, 25mm e 31mm e apresentam tamanhos e conicidades variadas. Elas são divididas em limas de patência, que apresentam conicidade de 0,01 mm, indicadas para a realização do preparo inicial do canal radicular e estabelecimento do "Glide Path" e, em limas destinadas para a modelagem, que apresentam conicidades de 0,03 a 0,06mm (Figuras 2.4 e 2.5).

Figura 2.4 - Limas para preparo inicial



Fonte: Easy Equipamentos Odontológicos [data desconhecida].

Figura 2.5 - Limas para modelagem



O tratamento térmico do tipo CM-Wire têm sido utilizado para melhorar as propriedades estruturais das ligas de NiTi. Os instrumentos feitos com fios CM encontram-se principalmente na fase martensita a temperatura ambiente e são fabricados utilizando um processo termomecânico especial que controla a memória do material. Isso torna as limas mais flexíveis e resistentes à fadiga cíclica (Gutmann; Gao, 2012; Shen et al., 2013).

Menezes et al. (2017) avaliaram os sistemas Easy e mostraram que os instrumentos ProDesign Logic e ProDesign R, tiveram maior resistência à fadiga cíclica que os WaveOne Gold. O estudo foi realizado em canais artificiais padronizados. Os autores concluíram nesse estudo, que a maior resistência dos instrumentos ProDesign Logic, seria atribuída às diferenças na secção transversal e no tratamento termomecânico desses instrumentos.

Tanomaru-filho et al. (2018) compararam a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic e ProDesign S, Hyflex CM e Edge File, que apresentam tratamento termomecânico do tipo CM-wire e instrumentos M-two que são fabricados com a liga NiTi convencional. Os instrumentos foram avaliados em um ensaio de fadiga cíclica e o número de ciclos até que ocorre a fratura dos instrumentos foi registrado. Os autores mostraram que os instrumentos tratados termicamente, ProDesign Logic e ProDesign S, apresentaram maior resistência à fadiga cíclica.

Estudos recentes mostraram outras características dos instrumentos ProDesign Logic. Rodrigues et al. (2016) realizaram uma pesquisa com instrumentos reciprocantes (Reciproc R25 e ProDesign R), rotatórios (Mtwo, ProDesign Logic) e manuais (limas tipo Hedstrom e tipo K) para avaliar a capacidade desses instrumentos em remover material obturador do interior dos canais radiculares. Para isso, foram selecionados trinta incisivos laterais superiores que apresentavam uma curvatura apical em torno de 20° e 35°. Todos os dentes foram avaliados através de exames tomográficos antes e após o preenchimento dos canais radiculares e após a reintervenção dos instrumentos. Os autores concluíram que remanescente de material obturador foi encontrado em todos grupos, no entanto, o uso do instrumento ProDesign Logic 50.01, reduziu significativamente a quantidade de material

remanescente da porção apical do canal radicular quando comparados com os instrumentos reciprocantes.

2.4 Fadiga cíclica

A palavra fadiga é usada para descrever a incapacidade de um corpo continuar funcionando ao nível normal da sua capacidade devido a uma percepção ampliada do esforço. É denominado de esgotamento, na essência da palavra. A fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos acontece quando há ruptura desses instrumentos, após suportarem ciclos de tensões que são provenientes do interior dos canais radiculares.

A fratura dos instrumentos utilizados durante o preparo mecanizado do canal radicular ocorre por dois diferentes mecanismos: fadiga torcional e fadiga flexural. A fratura por torção ocorre quando a lima, seja a ponta ou qualquer parte dela, se prende na paredes dos canais radiculares durante a instrumentação enquanto sua haste continua girando, excedendo assim o limite elástico do metal (Plotino et al., 2009). Já na fratura flexural o instrumento é submetido a sucessivas cargas de tração e compressão associadas, principalmente, em regiões de curvaturas dos canais radiculares (Bahia et al., 2005; Plotino et al., 2012; Pedullà et al., 2018). Estudos mostram que dentre os principais motivos de fraturas dos instrumentos endodônticos, a fadiga cíclica flexural é apontada como principal causa. Parashos et al. (2004) mostraram que cerca de 50 a 90% das falhas mecânicas dos instrumentos estão relacionadas com a fadiga cíclica.

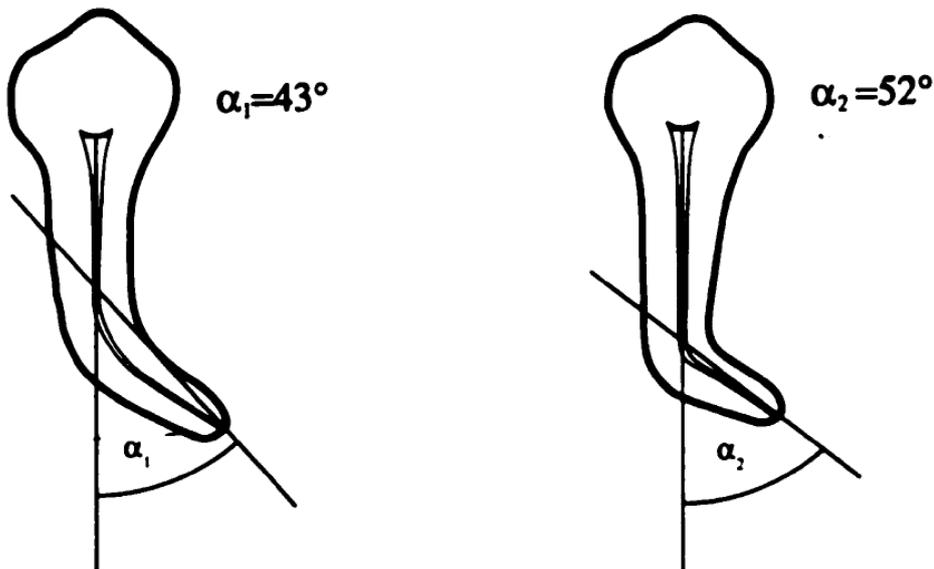
A fratura por fadiga cíclica nos metais envolve três estágios: nucleação de trincas, crescimento lento e progressivo e fratura final rápida. No primeiro estágio, a nucleação da trinca está relacionada ao fluxo plástico não homogêneo em nível microscópico, podendo ocorrer mesmo quando a estrutura se encontra sob ação de tensões elásticas. Durante o crescimento lento e progressivo, a taxa de avanço da trinca se relaciona com a frequência e amplitude do ciclo de tensão/deformação. Por fim, essa etapa é interrompida pela fratura final rápida, onde a trinca atinge tamanho

crítico para a ocorrência de propagação instável da mesma. A velocidade de propagação da trinca está relacionada diretamente à variação de tensão em cada ciclo, ou seja, quanto maior a variação de tensão, maior a taxa de avanço da trinca. Assim, a área de fratura final depende das tensões que são aplicadas, da tenacidade do material (sua capacidade de absorver energia antes da sua fratura) e poderá ocorrer sem apresentar quaisquer defeitos aparentes, como uma alteração da sua estrutura ou uma deformação permanente (Courtney, 1990).

Segundo Bahia et al. (2005), o instrumento endodôntico acionado no interior de um canal curvo, sofre tensões de compressão na região em contato com a parede interna do canal radicular, e de tração na parede externa. O que produz um carregamento cíclico e contínuo gerando a nucleação de trincas que crescem, se coalescem e propagam até a ocorrência da fratura final do instrumento. O nível de tensão provocada pelo carregamento cíclico sofre forte influência da geometria da curvatura e do diâmetro do instrumento, concentrados na área de curvatura máximo do canal radicular.

Schneider (1971) mostrou seu método para a identificação dos ângulos de curvaturas dos canais radiculares. Em seu modelo, o dente era radiografado, no sentido vestibulo-lingual, sendo seu longo eixo identificado na imagem radiográfica. Uma segunda linha era traçada do forame apical até o ponto onde o canal radicular começa a se distanciar do longo eixo do dente. O ângulo considerado é o ângulo agudo formado entre essas duas linhas, como observado na figura 2.6.

Figura 2.6 - Determinação da angulação do canal pelo método de Schneider

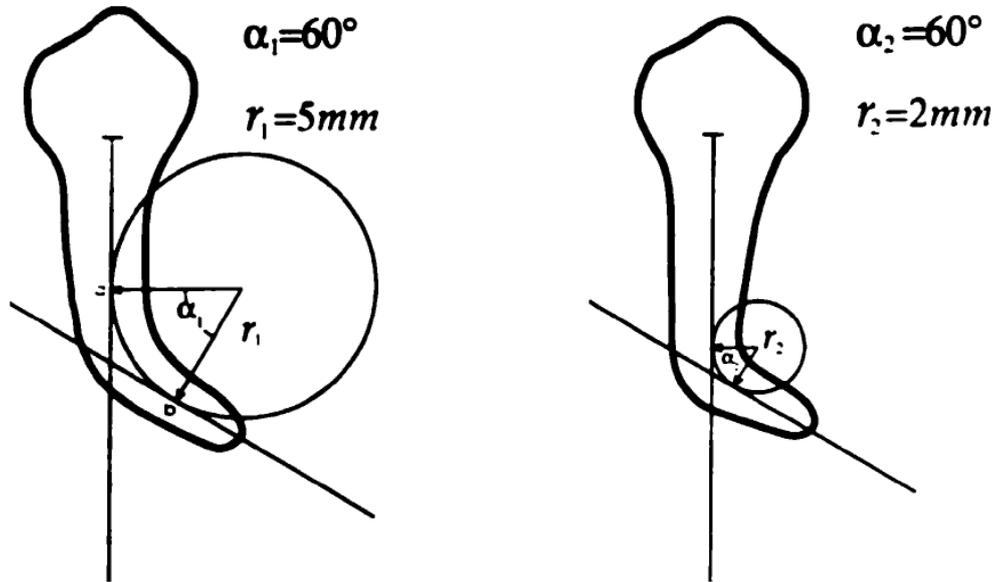


Fonte: Schneider (1971).

Seguindo essa matemática, quanto maior for a angulação do conduto, maior será a dificuldade de realizar o preparo do canal radicular, aumentando a exigência sobre o instrumento que trabalha no interior do canal sob regime de rotação, e menor deverá ser sua vida em fadiga (Bahia et al., 2005).

Em 1997, Pruett et al. propôs um novo método para avaliar curvaturas radiculares, acrescentando o raio de curvatura como outro fator determinante para estabelecer a curvatura do canal radicular. A determinação do raio de curvatura é feita traçando-se uma reta sobre as partes do canal que seguem um trajeto aproximadamente retilíneo. Através da interseção de retas perpendiculares a essas anteriormente traçadas, acha-se o centro da curvatura do canal e, conseqüentemente seu raio (Figura 2.7).

Figura 2.7 - Determinação do raio de curvatura do canal radicular



Fonte: Pruett et al. (1997).

O ângulo de curvatura é formado pelo arco do círculo entre dois pontos. O raio de curvatura representa o quão abrupta a curvatura ocorre. Quanto menor o raio de curvatura e maior o ângulo de curvatura mais severa será a curvatura do canal radicular.

O estudo de Pruett et al. (1997) foi o primeiro trabalho de fadiga cíclica que considerou a geometria do canal como fator importante para avaliar a resistência dos instrumentos rotatórios de NiTi. Instrumentos rotatórios do tipo Lightspeed de tamanhos #30 e #40 foram testados em tubos de aço, confeccionados de forma específica, com angulações de 30, 45 e 60° e raio de curvatura de 2 ou 5mm. Para a realização do teste a velocidade foi ajustada em 750, 1300 ou 2000 rpm até que ocorresse à fratura dos instrumentos. Os resultados mostraram que os raios e os ângulos de curvatura, assim como o tamanho dos instrumentos, foram mais importantes que a velocidade de operação do teste.

Não somente fatores geométricos como raio e ângulo de curvatura influenciam na resistência dos instrumentos endodônticos às fraturas. No entanto, variáveis como: velocidade de acionamento, tamanho (diâmetro da ponta e

conicidade) dos instrumentos, tipo de liga, processos de fabricação e cinemática utilizada, seja rotatória ou reciprocante também interferem. Todas essas características dos instrumentos rotatórios são importantes para avaliarmos sua resistência à fadiga cíclica.

Li et al. (2002) utilizaram instrumentos Profile em diferentes velocidades: 200, 300 e 400 rpm em canais simulados para avaliar a resistência à fadiga cíclica. Os autores concluíram que quanto maior a velocidade associada ao ângulo de curvatura maior, menor será o tempo para o instrumento fraturar.

Gavini et al. (2012) selecionaram trinta e seis instrumentos do tipo Reciproc R25 divididos em dois grupos de acordo com a cinemática aplicada, rotatória e reciprocante, para avaliar a resistência à fadiga cíclica. Utilizou-se para isso, um canal simulado com curvatura de 40° e raio de 5mm. Para o ensaio foi utilizado um motor elétrico com velocidade de 300 rpm que permitiu a reprodução exata do movimento. Após análise dos dados obtidos, os autores concluíram que os instrumentos acionados com movimento reciprocante apresentaram maior resistência à fadiga cíclica quando comparado com cinemática de rotação contínua.

Gambarini et al. (2012) avaliaram a resistência à fratura cíclica de instrumentos K3XF em movimentos alternados em diferentes ângulos. Nesse estudo os autores utilizaram 50 instrumentos K3XF de tamanho e conicidade 40.06 e dividiram aleatoriamente esses instrumentos em 5 grupos. Os grupos de 1 a 4, as limas foram submetidas a diferentes movimentos alternados e o grupo 5 serviu de controle. Os resultados mostraram que aumentando o ângulo de progressão para cada ciclo de movimento alternado a resistência a fadiga cíclica era reduzida.

Shen et al. (2013) estudaram o tratamento termomecânico que é aplicado na liga de NiTi dos instrumentos endodônticos. Os autores observaram que esse é um dos quesitos de maior relevância quando se deseja melhorar a resistência à fadiga das limas rotatórias. Acrescentam ainda que os instrumentos desenvolvidos a partir da liga M-wire ou Fase R representam a próxima geração de ligas de NiTi com maior flexibilidade e resistência à fadiga, além de vantagens como a redução do risco de fratura da lima.

Lopes et al. (2013) avaliaram a flexibilidade e o movimento recíprocante na resistência a fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc e Mtwo em ensaios de fadiga cíclica estático e dinâmico. O trabalho mostrou que os instrumentos com maior flexibilidade, cinemática recíprocante e ainda testados no ensaio dinâmico, apresentaram maior resistência à fadiga cíclica flexural.

Yao et al. (2006) realizaram um estudo avaliando a resistência à fadiga cíclica de três diferentes instrumentos rotatórios de NiTi, K3, Race e Profile, usando um modelo dinâmico com movimento recíprocante. A influência do tamanho dos instrumentos, bem como o taper também foram investigados. O número de rotações até a fratura foi determinado multiplicando o tempo da fratura em segundos pelo número de rotações por minuto dos instrumentos. Os resultados mostraram que tanto o design do instrumento, quanto seu diâmetro e conicidade influenciaram na resistência à fratura. As limas K3 de menor tamanho e conicidade foram mais resistentes nesse estudo.

Em 2007, Ray et al. avaliaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos K3 e EndoSequence. Os autores realizaram um ensaio de resistência dinâmico. Esse teste simulava o movimento de preparo dos canais radiculares "pecking motion" realizando um movimento axial de 3mm a um ciclo por segundo. Nesse trabalho, em diferentes velocidades utilizadas, 300 e 600 rpm, os instrumentos K3 foram estatisticamente mais resistentes a fratura por fadiga cíclica.

Uslu et al. (2016) estudaram o comportamento mecânico dos instrumentos rotatórios de glide path Proglider e One G, de tamanhos e conicidades 16.02 e 14.03, respectivamente. Foi feito um ensaio de resistência a fadiga cíclica desses instrumentos com um dispositivo dinâmico, que apresentava um canal de aço simulado, com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. O número de ciclos até a fratura foi obtido multiplicando o número de ciclos até a fratura pelo tempo em segundos. Os resultados mostraram que os instrumentos Proglider apresentaram maior ciclos de rotação até a fratura sendo, portanto, mais resistentes.

O trabalho de Keskin et al. (2017) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de três instrumentos recíprocantes em um ensaio dinâmico. As limas Reciproc Blue, Reciproc e WaveOne God foram avaliadas nesse estudo. O teste de fadiga dinâmico apresentava um canal radicular simulado com ângulo de curvatura de 60° e raio de

5mm. Todos os instrumentos foram operados com um movimento axial de 3mm, o que caracterizava a dinâmica do teste. Os resultados mostraram que os instrumentos Reciproc Blue foram mais resistentes a fadiga cíclica do que WaveOne Gold e Reciproc. Os autores associaram as diferenças dos resultados aos diferentes processos de fabricação dos instrumentos.

No ano de 2014, Elnaghy e Elsaka compararam a resistência à fadiga cíclica dos seguintes instrumentos: Protaper Next, Twisted File, Hyflex CM e Protaper Universal. Utilizou-se para o estudo instrumentos 25.06, exceto para os instrumentos protaper que tinham diâmetro e conicidade de 25.07. Vinte instrumentos de cada sistema, foram usados no ensaio, utilizou-se para isso um dispositivo específico que simulava um canal radicular com ângulo de curvatura de 45 graus e raio de 5mm. A velocidade utilizada durante o teste foi de 500 rpm para as limas TF e 300 rpm para ambas Protaper. Os instrumentos foram submetidos ao teste de fadiga cíclica. Foram anotados o tempo (s) e o NCF para cada instrumento. Os resultados obtidos para os valores de NCF foram: TF > Protaper Next > Hyflex CM > Protaper Universal.

Uslu et al. (2018a) avaliaram a resistência a fadiga cíclica flexural dos instrumentos 2Shape, Twisted File e EndoSequence Xpress. A mecânica do teste foi feita utilizando um canal de aço que apresentava diâmetro interno de 1,5mm, com curvatura medindo 60° de ângulo e raio de 5mm. Os instrumentos foram rotacionados nesse canal simulado até que a fratura ocorresse. Todo o ensaio foi realizado com controle de temperatura, simulando a temperatura interna do canal radicular de 35°. De acordo com os resultados obtidos, os instrumentos 2Shape apresentaram maior resistência à fadiga cíclica, seguido Twisted File e EndoSequence.

Alcalde et al. (2017) realizaram um estudo comparando a resistência à fadiga cíclica e a torção de diferentes instrumentos recíprocos. Para o ensaio de fadiga cíclica, os autores utilizaram um dispositivo específico. O canal artificial era feito de aço e apresentava curvatura radicular com angulação de 60° e raio de 5mm. Para a variável resistência à fadiga cíclica os instrumentos ProDesign R foram mais resistentes quando comparados aos instrumentos Reciproc e Unicone.

Shen et al. (2018) avaliaram o efeito da temperatura na resistência à fadiga cíclica de diferentes instrumentos rotatórios de NiTi em um canal simulado confeccionado em óxido de zircônia com curvatura de 60° e raio de 5mm. Utilizaram limas de NiTi convencionais EndoSequence, Profile e K3 e três instrumentos tratados termicamente, K3XF, Vortex e Hyflex CM. Todos os instrumentos apresentavam tamanho e conicidade 25.04, respectivamente. O dispositivo foi imerso em água com diferentes temperaturas (0°C, 10°C, 22°C, 37° e 60°) e o número de ciclos até que ocorresse a fratura foi registrado. De acordo com os resultados obtidos nesse trabalho, a resistência à fadiga cíclica de todos os instrumentos foi significativamente afetada pela variação da temperatura. Quando o ciclo da temperatura diminuiu de 60 ° para 0°, a média do número de ciclos até a fratura aumentou significativamente para todos os grupos.

Silva et al. (2018) estudaram a resistência à fadiga cíclica e à torção dos instrumentos XP-endo Shaper e TRUShape. O teste de resistência à fratura por fadiga cíclica foi realizado utilizando um canal de aço com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5 mm, esse dispositivo foi imerso em água a temperatura de 37°C, simulando a temperatura corporal. A variável temperatura foi controlada nesse estudo, para identificar as características dos instrumentos XP-endo Shaper, que apresentam comportamento mecânico diferente, dependendo da temperatura do meio no qual estão inseridos. Para o teste de torção foi utilizado o dispositivo padrão ISO 3630-1. Em relação a resistência à fratura por fadiga cíclica, os instrumentos XP-endo Shaper foram significativamente mais resistentes, apresentando maior número de ciclos até a fratura. A alta resistência dos instrumentos XP-endo Shaper mostrou que essas limas são altamente flexíveis e possuem a capacidade de adaptar-se a anatomia interna do canal de acordo com a temperatura do meio.

Plotino et al. (2016) desenvolveram um estudo para comparar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Protaper Gold e Protaper Universal sob a influencia da temperatura. Nesse estudo os autores utilizaram 120 instrumentos divididos em 2 grupos. Para o teste, eles utilizaram um dispositivo que simulava o canal radicular com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. A temperatura do canal simulado foi controlada em 20°C e 35°C. O número de ciclos até a fratura e o tamanho do fragmento obtido foram analisados. Os instrumentos Protaper Gold exibiram estatisticamente maior resistência à fratura nas temperaturas utilizadas, quando

comparadas com os instrumentos fabricados com a liga tradicional, que apresentaram menor resistência na temperatura intracanal (35°) do que à temperatura ambiente (20°).

Grande et al. (2017) estudaram o envolvimento da temperatura na resistência a fadiga cíclica flexural de diferentes instrumentos de NiTi. Para esse estudo foram utilizados 40 instrumentos de cada grupo: Protaper universal F2, Protaper Gold F2, Twisted Files SM2, Mtwo (25.06) e Vortex Blue (30.04) e (40.06). Todos os instrumentos foram testados em 2 temperaturas diferentes: 20°C (o que seria a simulação da temperatura ambiente mais próximo do uso clínico) e -20°C definida como temperatura de ambiente refrigerado. Foi realizado um ensaio de fadiga cíclica com simulação do canal radicular com ângulo de curvatura de 60°C e raio de 5mm, com controle da temperatura. O número de ciclos até a fratura e o comprimento do fragmento quebrado foram analisados. A média do número de ciclos até a fratura foi estatisticamente maior para o grupo de instrumentos testados a baixa temperatura (ambiente refrigerado). Os resultados mostraram ainda que o aumento da resistência a fadiga cíclica nessa temperatura variou de 274% a 854%. Os autores atribuem esses achados as propriedades da liga de NiTi e aos diferentes tratamentos térmicos envolvidos.

Dosanjh et al. (2017) examinaram o efeito de diferentes temperaturas na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos EdgeFile; Vortex Blue e EDX de tamanho e conicidade 25.04 mm. O experimento foi realizado em um dispositivo que simulava o canal radicular e apresentava ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. O dispositivo foi submerso em água com diferentes temperaturas: 3°C, 22°C, 37°C e 60°C. O número de ciclos até a fratura (NCF) dos instrumentos foi calculado e analisado estatisticamente. Nesse estudo a temperatura afetou significativamente a fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios de NiTi.

Vasconcelos et al. (2016) avaliaram o impacto de diferentes temperaturas (20°C e 37°C) na resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios atuais. Foram selecionados os sistemas Hyflex CM, TRUShape, Vortex Blue e Protaper Universal. Os instrumentos foram rotacionados até a fratura em um canal simulado com ângulo de curvatura de 60°C e raio de 3mm. O número de ciclos até a fratura foi analisado, assim como a fase de transformação da liga nas temperaturas de 20°C e 37°C

através do escaneamento por calorimetria diferencial. Os resultados mostraram que na temperatura de 20°C os instrumentos Hyflex CM foram mais resistentes à fratura. Em 37°C a resistência dos instrumentos avaliados foi reduzida em até 85%.

2.5 Esterilização das limas de NiTi

Os instrumentos são peças fundamentais para a realização do tratamento endodôntico. Os procedimentos de esterilização são necessários para que tenhamos a manutenção da cadeia asséptica, deixando o instrumento endodôntico livre de microorganismos, esses que poderiam ser carregados para o interior do canal radicular durante o preparo químico-cirúrgico. No entanto, ciclos de esterilização podem influenciar as propriedades mecânicas das limas endodônticas. A maioria dos fabricantes recomenda a esterilização dos instrumentos antes do uso, mas a esterilização adicional também pode ocorrer se o profissional tirar os instrumentos do envelope estéril, quando estes são usados ou não no tratamento prévio (Viana et al., 2006).

Os efeitos dos procedimentos de esterilização desempenham um papel importante nos instrumentos endodônticos fabricados com a liga de NiTi. Alguns estudos mostram que os ciclos repetidos de esterilização podem afetar as propriedades mecânicas dos instrumentos, mas os dados ainda são conflitantes (Melo et al., 2002; Viana et al., 2006).

A liga de NiTi, usada para a fabricação de instrumentos endodônticos, apresenta duas características especiais já citadas nesta revisão. O efeito memória de forma (EMF) que pode ser induzido por variação de temperatura e tensão e o fenômeno da superelasticidade (SE) que acontece mais por diferença de tensões aplicadas ao material. Ambos os efeitos do NiTi estão relacionados à transformação de fases- Austenita (estrutura cristalina cúbica B2) para fase martensítica (estrutura cristalina B19). Essa transformação de fase é termoelástica (TM), ou seja, induzida por resfriamento ou aplicação de estresse. Em dado momento quando o metal é

aquecido (EMF) ou o estresse é liberado (SE), ocorre a transformação reversa, de martensita para austenita (Otsuka; Wayman, 1998).

As propriedades mecânicas dos instrumentos e as mudanças de temperaturas das ligas de NiTi são fortemente dependentes da sua composição química e pelos processos termomecânicos de fabricação (Viana et al., 2006). A propriedade mecânica dos instrumentos endodônticos mais estudada em diversos trabalhos se refere à resistência desses instrumentos quanto à fadiga cíclica. Possíveis estratégias para aumentar a resistência à fadiga cíclica das limas de NiTi incluem melhorias no processo de fabricação e na utilização de novas ligas que apresentam propriedades mecânicas superiores. Recentemente, vários fabricantes produzem ligas de NiTi com propriedades mecânicas melhores, com o objetivo de obter uma liga superelástica que contém, principalmente, uma fase martensítica estável sob condições clínicas. Os instrumentos de NiTi tratados termicamente apresentam propriedades físicas e mecânicas superiores, quando comparados com instrumentos fabricados com liga de NiTi tradicional (Plotino et al., 2012).

Foi sugerido que a memória de forma da liga de NiTi e as propriedades superelásticas são dependentes do histórico do processamento termomecânico dos instrumentos. E que ciclos de esterilização em autoclave poderiam influenciar às propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos (Yahata et al., 2009).

Mize et al. (1998) analisaram a influência da esterilização em autoclave de 280 instrumentos Lightspeed. Os instrumentos foram testados em canais artificiais com ângulos de curvatura de 30° e raios de curvatura de 2 ou 5mm com o objetivo de avaliar a resistência à fadiga cíclica das limas. A esterilização em autoclave aconteceu antes do ensaio e foi realizada em uma parte dos instrumentos. Os ensaios aconteceram com diferentes protocolos que foram testados previamente em um estudo piloto. Os autores concluíram nesse estudo que nenhuma diferença significativa foi observada para os instrumentos que foram avaliados com mesmo raio de curvatura. Diferenças significativas só foram destacadas ao se comparar o número de ciclos até a falha entre os raios de 2mm e 5mm. Nesse trabalho o tratamento térmico promovido pela autoclave não aumentou a vida útil do instrumento de NiTi.

Melo et al. (2002) realizaram um estudo comparativo da resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Nesse trabalho, os autores avaliaram a influência do design, tamanho e ciclos de esterilização por calor seco, nas propriedades mecânicas dos instrumentos Profile e Quantec. Eles utilizaram um dispositivo que simulava o canal artificial para testar a resistência dos instrumentos. O efeito de múltiplos ciclos de esterilização foi obtido simulando as condições de trabalho clínico. Observou-se que o tamanho do instrumento é o fator mais importante para determinar a tensão máxima durante a deformação cíclica, sendo uma variável importante para controlar a resistência à fadiga cíclica do instrumento. O efeito de 5 ciclos de esterilização por calor seco aumentou a média do número de ciclos até a fratura em aproximadamente 70%.

Viana et al. (2006) avaliaram o efeito de ciclos de esterilização em calor seco e autoclave a vapor dos instrumentos de NiTi. O objetivo era investigar a influência desses mecanismos de esterilização no comportamento mecânico dos instrumentos do tipo Profile. Novos instrumentos de NiTi foram submetidos a cinco ciclos consecutivos de esterilização em forno seco ou autoclave a vapor. A microdureza dos instrumentos também foi avaliada nesse estudo e foi medida utilizando o teste do tipo Vickers. Os instrumentos de NiTi foram submetidos ao mesmo protocolo de esterilização e de tração testados até a ruptura. Nesse trabalho, os procedimentos de esterilização não resultaram em alterações na microdureza Vickers. No entanto, o número de ciclos até a falha foi estatisticamente maior para todos os instrumentos após ciclos de esterilização por calor ou autoclave. Os autores concluíram que mudanças na microdureza dos instrumentos endodônticos de NiTi após cinco ciclos de esterilização foram insignificantes. Entretanto, os procedimentos de esterilização são seguros e produziu um aumento significativo na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos.

Hilfer et al. (2011) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos de múltiplos ciclos em autoclave de quatro grupos de instrumentos endodônticos (n=10) : GT Série X (20/06 e 20/04) e Twisted Files (25/06 e 25/04) que foram testados sob condições de fadiga cíclica em um aparelho fabricado para determinar a base média de número de ciclos até a fratura (NCF) para cada grupo. O NCF foi subdividido em limiares de 25%, 50% e 75% de cada grupo de limas para estabelecer períodos de avaliação arbitrários. Os resultados desse estudo

mostraram que a esterilização em autoclave não demonstrou nenhum efeito significativo sobre as limas GT série X. Adicionalmente, nenhum efeito significativo, foi encontrado para as Twisted Files (25/04). Já limas Twisted (25/06), demonstraram significativa redução NCF seguida de autoclavagem comparada às limas controle.

Plotino et al. (2012) estudaram sobre o efeito da esterilização em autoclave na resistência dos instrumentos endodônticos feitos com liga de NiTi tradicional e ligas tratadas termicamente. Para a realização do trabalho foram utilizados 4 tipos de instrumentos rotatórios(K3, Mtwo, Vortex e K3XF), que apresentavam mesmo diâmetro e conicidade (0.40mm e 0.04) respectivamente. Cada grupo de 24 instrumentos foi dividido em dois subgrupos de 12 instrumentos cada, sendo um grupo de limas esterilizadas e o outro de não esterilizadas em autoclave. Os instrumentos esterilizados foram submetidos a 10 ciclos de esterilização em autoclave. Em seguida, todos os instrumentos foram testados em um ensaio de fadiga cíclica. A média do número de ciclos até à fratura e o comprimento dos fragmentos fraturados foram analisados. Os resultados mostraram que somente o grupo K3 XF apresentou diferença significativa entre o grupo dos esterilizados e não esterilizados, apresentando aumento do NCF para as limas esterilizadas. Os autores concluíram que repetidos ciclos de esterilização em autoclave influenciou o comportamento mecânico dos instrumentos K3 XF, tornando-os mais resistentes à fratura por fadiga cíclica nessas condições experimentais.

Özyürek et al. (2017) examinaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Protaper Universal (PTU), ProTaper Next (PTN) e ProTaper Gold (PTG) realizando para isso um estudo comparativo. Eles utilizaram 80 instrumentos de cada tipo, divididos em 4 grupos. No grupo 1 os instrumentos foram expostos ao teste de fadiga cíclica sem esterilização, esse grupo serviu como base para a média de número de ciclos até à fratura. O grupo 2 os instrumentos foram expostos ao teste de fadiga cíclica após 10 ciclos de esterilização em autoclave. Cada processo de esterilização em autoclave foi realizado por 18 minutos sob pressão de 30 psi a 134 ° C e depois seco por 30 minutos. As limas do grupo 3 foram testadas para os ciclos de 25%, 50% e 75% da média dos ciclos basais determinados no grupo 1 e, após cada teste as limas eram esterilizadas usando o mesmo procedimento de autoclavagem. Em seguida, os instrumentos foram expostos ao teste de fadiga

cíclica. O mesmo teste (25%, 50% e 75%) do grupo 3 foi aplicado ao grupo 4. No entanto, no grupo 4, as limas não foram expostas a nenhum procedimento de esterilização em autoclave. Em relação ao grupo 1, as limas PTG apresentaram um NCF significativamente maior que o PTU e o PTN. A Esterilização aumentou significativamente o NCF dos instrumentos PTN e PTG no grupo 2. PTN no grupo 3 apresentou, significativamente, maior resistência à fadiga cíclica do que o grupo PTN do grupo 4. O NCF foi significativamente maior para PTG no grupo 2 do que nos grupos 3 e 4. Os autores concluíram que a autoclavagem aumentou as resistências à fadiga cíclica do PTN e do PTG.

2.6 O efeito do hipoclorito de sódio nos instrumentos de NiTi

Um dos objetivos do tratamento endodôntico é alcançar um alto padrão de desinfecção do sistema de canais radiculares através do preparo químico e mecânico. A preparação mecânica do canal é realizada de forma progressivamente cônica, de modo a permitir, que os irrigantes possam ter contato por toda extensão do canal radicular. O hipoclorito de sódio (NaOCl) é um irrigante muito comum utilizado mundialmente na endodontia e, pode ser encontrado nas concentrações que variam de 0,5%- 6% e é indicado por ser bactericida e solvente de matéria orgânica (Pedullá et al., 2014). No entanto, instrumentos endodônticos de NiTi quando em contato com o NaOCl podem sofrer corrosão (Huang et al., 2017; Alfawaz et al., 2018).

As ligas de NiTi, assim como outros metais, estão sujeitos à corrosão. A resistência à corrosão está na formação de uma camada passivadora protetora que, ao ser exposta a determinados meios, pode-se romper e deixar a liga suscetível ao ataque corrosivo. Segundo Duerig e Zadno (1990) todos os metais que contêm Ti, apresentam uma camada rica em óxido de titânio (TiO₂), essa camada aumenta a estabilidade superficial do material, impede a corrosão e cria uma barreira física e química contra a oxidação do Ni.

Diversos tipos de corrosão podem ser observados em uma superfície metálica, sendo as mais comuns a corrosão generalizada e a corrosão por pite. A corrosão generalizada ocorre em toda a superfície do metal exposto a um meio, levando a uma diminuição da espessura do metal. Este fenômeno se desenvolve devido ao estabelecimento de diversas células de ação local distribuídas aleatoriamente pela superfície. O aparecimento natural destas regiões se deve à heterogeneidades na superfície do metal, seja por impurezas ou razões estruturais. Por sua vez, a corrosão por pite, uma forma de corrosão localizada, se caracteriza pelo ataque a pequenas regiões em uma superfície que se mantém intacta em sua maior parte. A corrosão por pite ocorre principalmente em materiais que têm como característica a formação de camadas protetoras. Essa corrosão também é caracterizada pela formação de cavidades que podem ter sua profundidade maior ou igual ao seu diâmetro (Panossian, 1993).

A corrosão por pite pode acontecer em materiais metálicos quando em contato com íons cloreto. Esse íon possui a capacidade de romper de maneira localizada o filme passivo protetor, provocando a formação do pite. Esse fenômeno corrosivo é considerado bastante nocivo devido à sua forma de ataque extremamente localizada, causando falhas e perfurações na estrutura do material envolvido. Segundo o estudo de Souni e Brandies (2002) os fatores que influenciam à corrosão são: composição química (teor de Ni, Ti, elementos da liga e impurezas presente na estrutura), o grau de homogeneidade das microestruturas e a presença de resíduos presentes na sua superfície. Como consequência do processo de corrosão, há uma perda da capacidade de corte proveniente da destruição ou modificação das arestas e também redução da resistência à fratura do instrumento. Os padrões de corrosão, que envolvem a remoção seletiva do níquel da superfície do instrumento, pode criar microtrincas. Esses defeitos microestruturais podem levar a áreas de acúmulo de estresse e formação de fissuras na superfície, o que cria um enfraquecimento da estrutura do instrumento (Pedullá et al., 2011).

Sakar et al. (1983), mostrou a relação de corrosão entre a solução de NaOCl a 1% em fios ortodônticos confeccionados com diferentes ligas. Os resultados mostraram que as três primeiras ligas avaliadas não exibiram corrosão, enquanto corrosão por pite foi observada em Nitinol. Indicando que o pite formado na estrutura pode ser devido à dissolução seletiva de níquel do Nitinol.

Haikel et al. (1998) estudaram o efeito do hipoclorito de sódio nas propriedades mecânicas dos instrumentos de níquel-titânio. Foram avaliadas propriedades como: resistência torsional, máxima deflexão angular e flexibilidade. Essas características foram comparadas entre os instrumentos de NiTi e aço inoxidável, tanto na presença quanto na ausência de hipoclorito de sódio. Os autores concluíram que em todas as propriedades testadas, o NaOCl não apresentou efeito significativo nos instrumentos.

Pedullá et al. (2011) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de diferentes instrumentos de NiTi após a imersão em hipoclorito de sódio. Um total de 150 instrumentos Twisted Files, Revo S SU e Mtwo foram divididos aleatoriamente em 5 grupos. O grupo controle (1) constituído de instrumentos não imersos em solução. Instrumentos dos grupos 2, 3, 4 e 5 foram imersos em NaOCl a 5% e 37°C. Limas do grupo 2 e 3 foram imersas em NaOCl de forma estática por 5 e 1 min, respectivamente. Já instrumentos dos grupos 4 e 5 foram colocados em contato com NaOCl de forma dinâmica, por 5 e 1 min, respectivamente. Todos os instrumentos foram testados em um ensaio de fadiga cíclica para medir a resistência à fratura. Os autores mostraram que imersão estática ou dinâmica em NaOCl por 1 ou 5 minutos, não reduziu a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos de NiTi do mesmo grupo. No entanto, o tipo de instrumento teve influência na resistência à fadiga cíclica.

Pedullá et al. (2014) realizaram um estudo para comparar os efeitos de diferentes irrigantes nas propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi. Para o estudo foram selecionados instrumentos recíprocos (Reciproc e Wave One) e rotatório (ProTaper), as limas foram imersas em diferentes soluções com ou sem surfactantes e em seguida testadas em ensaio de fadiga cíclica. Os instrumentos foram divididos em 4 grupos de 20 instrumentos cada (n=20). As limas foram submetidas a imersão dinâmica a 37°C em soluções diferentes: NaOCl 5,25%, NaOCl a 5,25% com surfactante, EDTA 17% e EDTA 17% com surfactante. Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos de imersão em 45 segundos e 3 minutos. Após o protocolo de imersão, foi realizado o ensaio de fadiga cíclica e o tempo até que ocorre a quebra do instrumento foi registrada. Os resultados mostraram que a imersão em NaOCl não reduziu a resistência dos instrumentos. Já a solução de EDTA 17% diminuiu a resistência de todos os instrumentos após 3 minutos de exposição. A imersão de irrigantes com surfactantes não influenciou à fadiga cíclica

das limas testadas, com execução para o grupo Reciproc imerso em NaOCl com surfactante. Os autores concluíram que a solução de EDTA reduziu a resistência à fadiga cíclica de todos os instrumentos depois de 3 minutos. A adição de surfactantes não influenciou no número de ciclos até à fratura, excepto para o NaOCl em contato com os instrumentos Reciproc.

Huang et al. (2017) compararam a resistência à fadiga cíclica de instrumentos de NiTi expostos em NaOCl sob diferentes temperaturas. A proposta desse estudo foi de introduzir um novo modelo de teste de fadiga cíclica simulando às condições clínicas e o efeito corrosivo do NaOCl na concentração de 5,25% e em diferentes temperaturas (22°C, 37°C e 60°C). Os instrumentos K3, K3 XF e Vortex foram submetidos ao teste de resistência à fadiga cíclica em um canal simulado com angulação de 60° e raio de 5mm. Os instrumentos foram imersos nesse dispositivo contendo água ou NaOCl em diferentes temperaturas. O número de voltas até a fratura (NF) foi anotado. Eles mostraram que o N_f foi significativamente maior para os instrumentos do tipo Vortex, seguido por K3 XF e K3 em todas as condições. O NF de todos os instrumentos foi maior em 22°C e menor em 60°C. Entretanto, nenhuma diferença em NF foi detectada nas limas Vortex entre 22 °C e 37 °C. O NF de todos os instrumentos em 5,25% NaOCl foi menor do que em água, mas sem diferença estatisticamente significativa. A análise da microscopia eletrônica de varredura, não evidenciou corrosão por pite na superfície da fratura. Os autores concluíram que o NaOCl na concentração de 5,25%, não afetou significativamente o comportamento de fadiga dos instrumentos de NiTi testados. E mostrou que a resistência à fadiga deve ser testada sob condições específicas de temperatura, pois a temperatura de transformação da fase austenita de um instrumento é importante para determinar o risco à fratura na temperatura corporal.

Em (2018b), Uslu et al. realizaram um estudo com instrumentos rotatórios, tratados termicamente, para avaliar o efeito da imersão dinâmica em NaOCl e EDTA na resistência à fadiga cíclica desses instrumentos. Para isso, limas do tipo Wave one e Wave one Gold foram divididas em 5 grupos. O grupo 1 (controle) instrumentos sem imersão; grupo 2 instrumentos imersos em NaOCl a 5,25% em 37 °C por 5 mim; grupo 3 imersos em hipoclorito de sódio a 5,25% por 10 mim; grupo 4 imersão em EDTA 17% por 5 mim e grupo 5 imersos em EDTA 17% por 10 mim. Os instrumentos foram reciprocados em um canal artificial até que ocorresse a falha e o

tempo até à fratura foi registrado. De acordo com os resultados obtidos, os instrumentos Wave One Gold (WOG) apresentaram significativamente maior resistência à fadiga cíclica que os instrumentos Wave One (WO). Em relação às condições testadas não houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos WOG e WO. Portanto, nesse estudo os autores concluíram que o NaOCl e o EDTA não causaram nenhum efeito na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos WOG e WO.

Keles et al. (2019) descreveram o efeito de diferentes temperaturas do hipoclorito de sódio (NaOCl) na resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos endodônticos tratados termicamente. Os instrumentos Reciproc (R), Reciproc Blue (RB), Wave One Primary (WO), Wave One Gold Primary (WG) e One Shape (OS) foram testados. Todos os instrumentos apresentavam diâmetro de ponta de 0,25mm e conicidade de 0,06. O trabalho foi realizado de acordo com as seguintes condições: Um total de 50 instrumentos foram divididos em 5 grupos. Sendo 1: grupo controle (sem imersão em NaOCl), 2: Imersão em água destilada por 5 mim a 37°C; 3: Imersão em água destilada por 5 mim a 60°C, 4: Imersão em NaOCl na concentração de 5,25%, por 5 mim a 37°C; grupo 5: Imersão em NaOCl na concentração de 5,25%, por 5 mim a 60°C. Todos os instrumentos foram sujeitos, após o protocolo de imersão, ao ensaio dinâmico de fadiga cíclica. O dispositivo apresentava um canal de aço simulado com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. O tempo até que ocorresse a falha do instrumento foi registrada. Os resultados mostraram que as limas Reciproc Blue foram mais resistentes à fratura por fadiga cíclica em todas condições analisadas. Imersão em hipoclorito de sódio a 60°C teve um efeito drástico na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos, especialmente em OS e R. As limas WO e RB não apresentaram uma redução significativa em NaOCl a 60°C. Os diferentes resultados obtidos entre os instrumentos foram atribuídos as diferenças da composição da liga e dos seus processos de fabricação.

2.7 Trabalhos que compararam a resistência dos instrumentos de NiTi após ciclos de esterilização e imersão em hipoclorito de sódio

Sood et al. (2006) avaliaram o efeito do hipoclorito de sódio e de ciclos de esterilização nos instrumentos rotatórios de NiTi. Um total de 105 instrumentos de 3 marcas diferentes foram usados no estudo. Sendo 35 limas (Protaper), 35 (Race) e 35 (ENDOWAVE). Os instrumentos foram divididos em dois grupos. Grupo I: limas em contato com hipoclorito de sódio a 2,5% por 15 minutos; Grupo II: Instrumentos em contato com hipoclorito de sódio a 2,5% por 1 hora. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos, sendo: Subgrupo A: dois ciclos de esterilização; Subgrupo B: 5 ciclos de esterilização e Subgrupo C: 10 ciclos de esterilização. Os instrumentos foram analisados em busca de evidências de corrosão ou deposição de produtos de corrosão, usando Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS) foi usada para analisar os elementos químicos corroídos e também possíveis áreas não corroídas dos instrumentos. Os autores concluíram que 2,5% de NaOCl é mais corrosivo quando utilizado em contato com os instrumentos por 1 hora. Todas as limas mostraram corrosão leve a severa com 1 hora de imersão em NaOCl a 2,5%. Os instrumentos ProTaper foram os mais corroídos, seguidos pelos instrumentos RaCe e ENDOWAVE. As diferenças observadas nos resultados foram relacionados a diferenças nos processos de fabricação dos instrumentos.

Em 2013, Bulem et al. estudaram sobre a resistência à fadiga cíclica flexural de diferentes instrumentos de NiTi após imersão em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização. Foram selecionados um total de 160 instrumentos do tipo Profile, FlexMaster, Twisted Files e Mtwo. Todos apresentavam diâmetro de ponta 0,25mm e conicidade 0,06. Os instrumentos foram divididos em 4 grupos para avaliar diferentes protocolos. No grupo 1 os instrumentos foram dinamicamente imersos em 2,5% de NaOCl por 5 min em temperatura ambiente. O grupo 2, as limas foram imersas em NaOCl em condições iguais ao grupo 1 e autoclavadas em 1 ciclo. O grupo 3, os instrumentos foram sujeitos a 5 ciclos de esterilizações seguindo o mesmo protocolo do grupo 2. No grupo controle os instrumentos não foram autoclavados e nem imersos em hipoclorito de sódio. Os resultados mostraram, que

a média de número de ciclos até que ocorresse à fratura (NCF) das limas Mtwo, foi maior que Twisted File, Flexmaster e Profile. A imersão em NaOCl e a esterilização em autoclave não teve efeito significativo nos valores de NCF das limas testadas. Dessa forma, o estudo mostra que a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos de NiTi não foi afetada pela imersão em NaOCl e esterilização em autoclave.

Pedullá et al. (2018) analisaram a resistência à fadiga cíclica de instrumentos tratados termicamente após a imersão em hipoclorito de sódio e ou esterilização. O trabalho incluiu duzentos e dez instrumentos Twisted Files e Hyflex CM. Essas limas foram divididas em 7 grupos, cada grupo com 15 instrumentos de cada marca. Sendo o grupo 1: controle; 2 e 3: compostos por instrumentos dinamicamente imersos por 3 min em Hipoclorito de Sódio (NaOCl) a 5,25% e 37°, 1 e 3 vezes, respectivamente. Grupos 4 e 5: inclui instrumentos autoclavados 1 e 3 vezes, respectivamente. Grupos 6 e 7: composto por limas que receberam 1 imersão em hipoclorito de sódio sob mesmo protocolo dos grupos 2 e 3 e esterilização 1 e 3 vezes, respectivamente. Em seguida, os instrumentos foram submetidos ao ensaio de fadiga cíclica. A morfologia dos instrumentos foi estudada por meio de microscopia eletrônica de varredura e análises espectrométricas de energia dispersiva. O número de ciclos até à fratura foram calculados. Os resultados mostraram diferença estatística para o grupo Twisted File que sofreu 1 ciclo de imersão em hipoclorito de sódio e 3 ciclos de esterilização em autoclave. Os instrumentos Hyflex CM apresentaram elevada resistência à fratura quando esterilizados 3 vezes, independentemente da imersão em hipoclorito de sódio. A análise de espectrometria de energia dispersiva não mostrou nenhuma alteração química dos espécimes. O trabalho mostrou que repetidos ciclos de esterilização diminuiu a resistência flexural dos instrumentos Twisted File. Imersão em hipoclorito de sódio não influenciou na resistência à fadiga cíclica de todos os instrumentos testados.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos ProDesign Logic 25/05, valendo-se de dispositivo apropriado para ensaios dinâmicos, após serem submetidos a ciclos de esterilização e ou imersão em hipoclorito de sódio.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O material e métodos utilizados no estudo estão descritos detalhadamente a seguir.

4.1 Material

- 70 instrumentos ProDesign Logic (Easy Equipamentos, Belo Horizonte, Brasil)
- Autoclave (DABI ATLANTE, 2340 MK, Ribeirão Preto, SP)
- MEV - Quanta 650FEG (Laboratório de Caracterização Tecnológica LCT- Departamento de Engenharia de Minas e de Petróleo da Escola Politécnica da USP)
- Termômetro de vidro (BOYU, Industrial Park, Raoping, China)
- Termostato com aquecedor (BOYU, Industrial Park, Raoping, China)
- Recipiente de vidro
- Água destilada (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo)
- Hipoclorito de Sódio 2,5% (Fórmula & Ação, São Paulo)
- Motor elétrico X-Smart plus (Densply, Suíça)
- Dispositivo metálico para ensaio de fadiga cíclica (UNITAU, Taubaté, Brasil).
- Cronômetro digital (Apple, Arizona, EUA)
- Microscópio (Zeiss, Jena, Alemanha)
- Óleo Sintético Johnson e Johnson (São José dos Campos, São Paulo, Brasil)
- Pinça Clínica (Duflex, Rio de Janeiro, Brasil)

4.2 Métodos

Cada etapa realizada nesse estudo foi feita de forma subsequente e pelo mesmo operador.

4.2.1 Divisão dos grupos experimentais

Para a realização do trabalho foram utilizados 70 instrumentos ProDesign Logic de 25mm de comprimento, diâmetro de ponta de 0,25mm e conicidade de 0,05mm. Foi realizada uma análise prévia em todas as superfícies externas das limas com o auxílio de microscópio eletrônico com 40x de aumento. Dessa forma, o instrumento que apresentasse qualquer defeito seria descartado, nenhum instrumento foi eliminado nesse estudo. As limas foram divididas em 7 grupos, cada grupo com 10 instrumentos (n=10) (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Distribuição dos grupos

Grupo 1: Controle (sem imersão em hipoclorito de sódio e ciclos de esterilização).
Grupo 2: Instrumentos foram imersos em hipoclorito de sódio a 2,5%, 1 vez, durante 3 min, a 37°C.
Grupo 3: Instrumentos foram imersos em hipoclorito de sódio a 2,5%, 3 vezes, durante 3 min cada imersão, a 37°C.
Grupo 4: Instrumentos foram esterilizados em autoclave, 1 ciclo de esterilização.
Grupo 5: Instrumentos foram esterilizados em autoclave, 3 ciclos de esterilização.
Grupo 6: Instrumentos foram imersos em hipoclorito de sódio a 2,5%, 1 vez, durante 3 min, a 37°C e autoclavados por 1 ciclo de esterilização.
Grupo 7: Instrumentos foram imersos em hipoclorito de sódio a 2,5%, 3 vezes, durante 3 min cada imersão, a 37°C e autoclavados por 3 ciclos de esterilização.

4.2.2 A imersão em hipoclorito de sódio

Os instrumentos selecionados para essa análise foram colocados em pequenos recipientes de vidro, separados com a quantidade de solução de NaOCl a 37°C, necessária para contatar 16mm do comprimento do instrumento. A imersão foi realizada de forma dinâmica por 3 mim (Bulem et al., 2013; Pedullá et al., 2018). Os instrumentos eram conectados ao motor endodôntico (XSmart-plus, Dentsply, Suíça) e ativados a 950 rpm. Imediatamente após o procedimento de imersão, as limas eram lavadas com água destilada para neutralizar possíveis efeitos do hipoclorito de sódio. Em seguida, esses instrumentos eram secos com auxílio de uma gaze estéril e imediatamente registrados com uma identificação. Esses procedimentos foram realizados para os grupos 2, 3, 6 e 7.

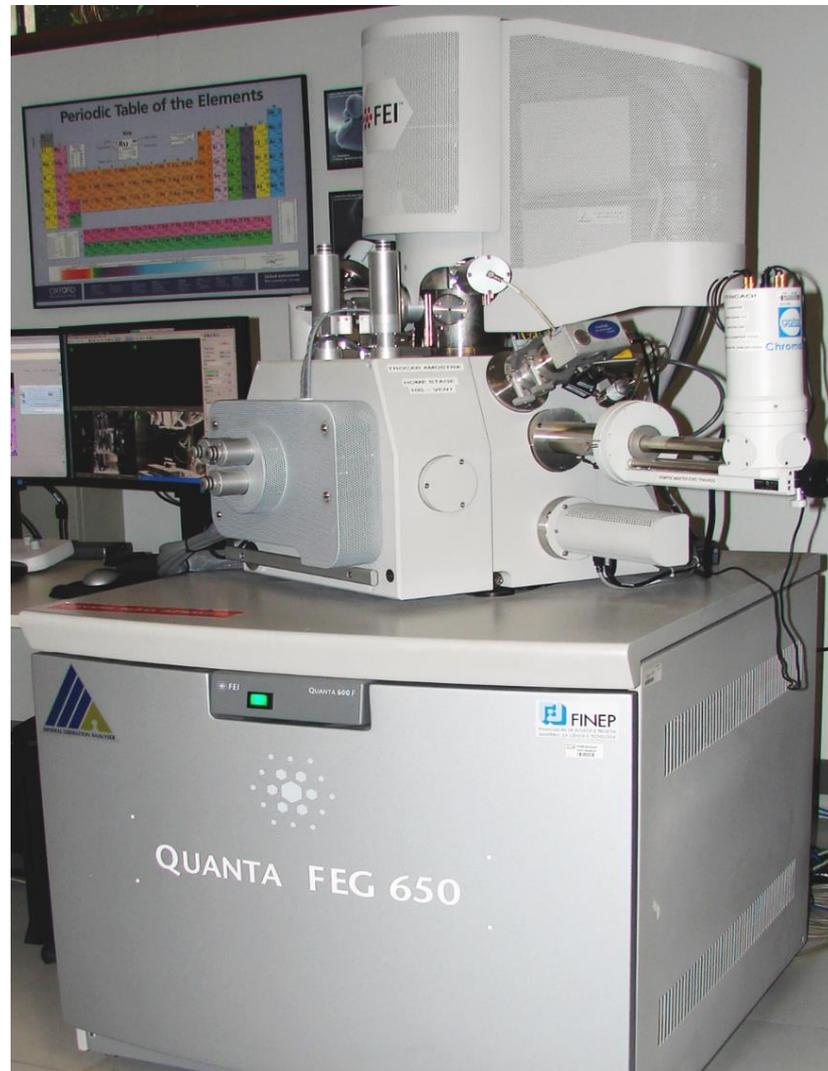
4.2.3 A esterilização em autoclave

Os instrumentos autoclavados foram submetidos a 1 ou 3 ciclos de esterilização (Dabi Atlante, 2340 MK, Ribeirão Preto, SP). Cada ciclo foi realizado a uma temperatura de 134°C durante 30 min. Cada instrumento foi separado aleatoriamente e embalado individualmente para a esterilização. As limas que foram submetidas a múltiplos ciclos de esterilização foram reembaladas antes dos ciclos subsequentes. Nos grupos 4 e 5, não foram realizados procedimentos adicionais de limpeza ou tratamento de superfície nos instrumentos antes, durante ou após a esterilização. Nos grupos 6 e 7, a imersão em NaOCl foi realizada antes da autoclavagem.

4.2.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e microanálise química por Espectroscopia de raios X por dispersão em energia (EDX)

A composição química da superfície dos instrumentos e, eventuais detritos ou contaminantes, foi identificada por MEV e EDX, antes e após a imersão em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização. A EDX é uma técnica usada para analisar ou caracterizar quimicamente uma amostra. O princípio de funcionamento é baseado nas interações entre partículas e a fluorescência de Raios-X. Os componentes primários da EDX são: fonte de excitação (feixe de elétrons ou feixe de raios-X); detector de Raios-X; processador de pulso e analisador. Quando o feixe de Raios-X, emitidos pela matéria em resposta à incidência de partículas carregadas, é identificado através de um detector, esse converte a energia dos Raios-X em sinal de voltagem, essa informação é enviada a um processador de pulso, que mede os sinais e os caracteriza de acordo com a estrutura atômica de um elemento. Nesse trabalho utilizamos o aparelho Quanta 650 FEG, com sistemas de microanálise Quantax, marca Bruker do Laboratório de Caracterização Tecnológica (LCT) - Departamento de Engenharia de Minas e de Petróleo da Escola Politécnica da USP) (Figura 4.2).

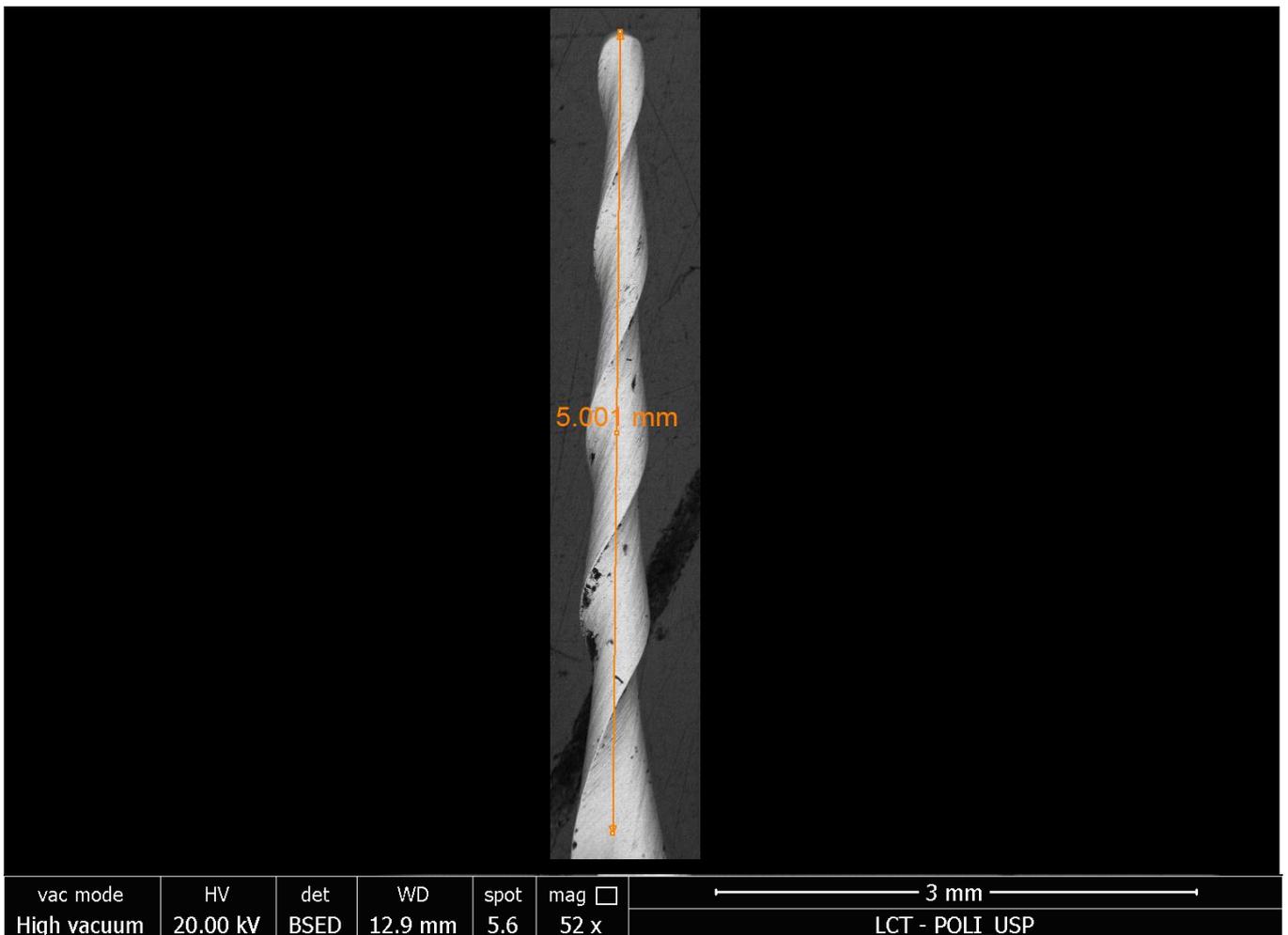
Figura 4.2 - Microscópio eletrônico de varredura: Quanta 650 FE



Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

Para a avaliação em EDX, selecionamos aleatoriamente três instrumentos dos grupos (2, 3, 6 e 7). Antes das análises, os instrumentos foram identificados através de um número registrado no cabo. As limas foram colocadas sempre na mesma posição e a análise foi feita a 5mm da ponta de cada instrumento (Pedullá et al., 2018). Dessa forma, analisamos a mesma região da lima antes e após cada etapa de imersão em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização, de acordo com a figura 4.3.

Figura 4.3 - Instrumento endodôntico posicionado no EDX



Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

4.2.5 A mecânica do ensaio de fadiga cíclica

Os resultados encontrados na literatura relacionados ao comportamento em fadiga cíclica de instrumentos de NiTi são controversos, provavelmente devido às variações metodológicas que são utilizadas. Como não há especificação ou protocolo que ateste a mecânica dos ensaios de fadiga cíclica, faz-se uso de diversos dispositivos e metodologias para avaliar *in vitro* o comportamento mecânico dos instrumentos (Plotino et al., 2009).

Nesse estudo, o ensaio mecânico de resistência à fratura por fadiga cíclica, de todos os instrumentos avaliados, foi realizado em um dispositivo específico. O aparelho era constituído de motor elétrico, contador de pulso e um canal de aço que simulava uma curvatura radicular com angulação de 60° e raio de 5mm. O dispositivo permitia a livre rotação dos instrumentos em um canal curvo, deixando o ensaio dinâmico e próximo da realidade clínica. Conforme descrição a seguir:

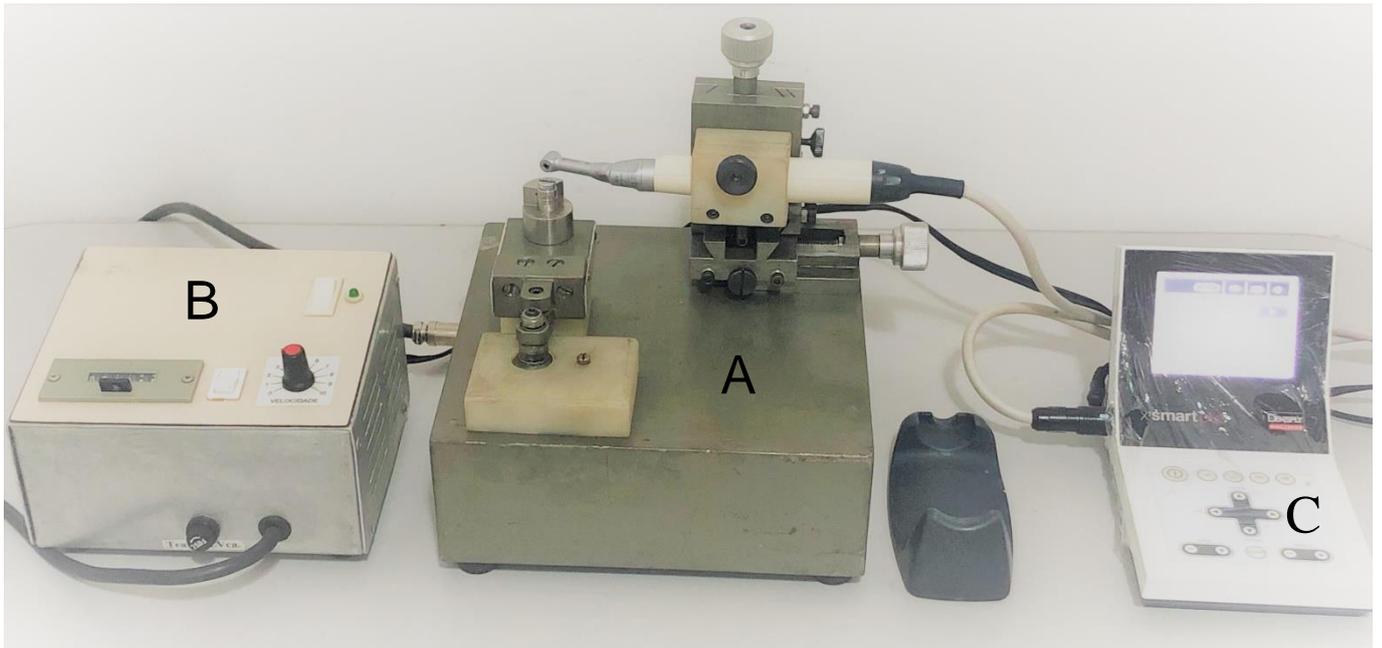
4.2.5.1 Descrição do dispositivo

Após a imersão em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização, todas as limas foram submetidas ao ensaio de fadiga cíclica. Para a realização do teste, foi utilizado um dispositivo desenvolvido no Laboratório de Usinagem - Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté. Esse dispositivo permite a livre rotação dos instrumentos endodônticos em um canal curvo simulado. Proporcionando um ensaio dinâmico e próximo da realidade clínica (Yao et al., 2006; Ray et al., 2007; Lopes et al., 2013; Uslu et al., 2016; Keskin et al., 2017).

O aparelho foi construído por uma base de aço de 20x20x7 cm. Para que não houvesse vibrações durante o ensaio a base foi apoiada em quatro apoios de borracha. Na parte interna, encontra-se o motor que reproduz o movimento axial do canal artificial. A fonte que contém os dispositivos de regulagem de rotação e o contador de pulso foram posicionados na base teste. Sob a base, há dois suportes, que servem para fixação do contra ângulo e do canal artificial. O suporte do contra

ângulo possui mecanismo regulável em três eixos, X, Y e Z e ainda movimento angular (Figura 4.4).

Figura 4.4 - (A) Dispositivo utilizado para o ensaio dinâmico. (B) fonte de alimentação que contém os dispositivos de regulação de rotação e contador de pulso. (C) motor elétrico utilizado para o acionamento dos instrumentos

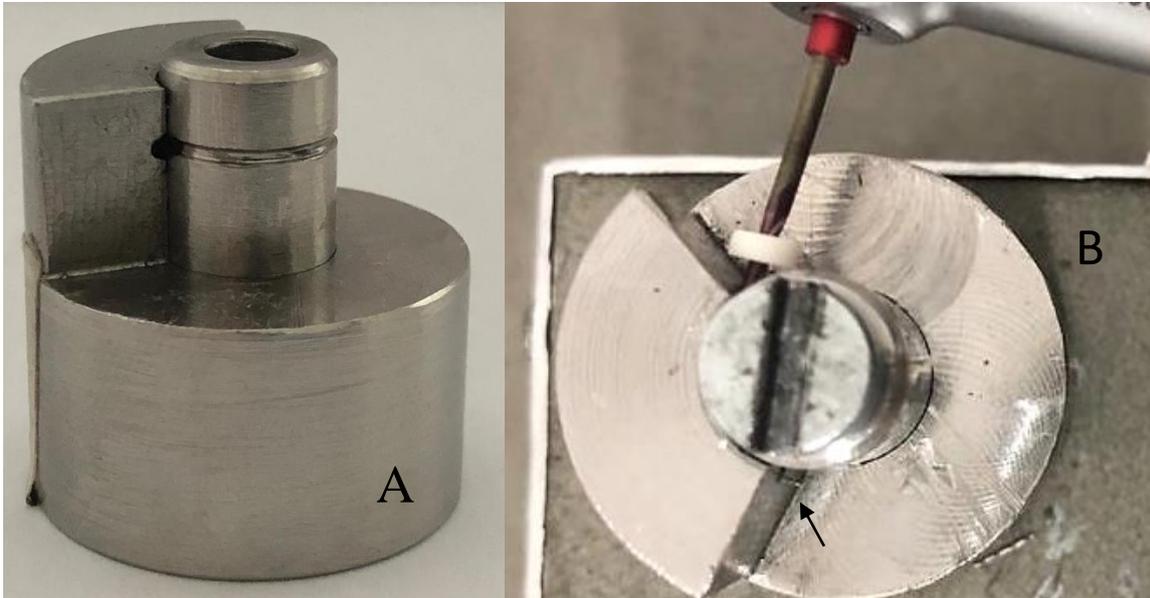


Fonte: Produção da própria autora.

4.2.5.2 Confeção dos canais simulados

Foi confeccionado um canal com ângulo de curvatura de 60° a partir de uma peça de aço inoxidável, temperada e usinada na forma de arco ajustado a um cilindro guia feito do mesmo material. Possui 25mm de comprimento e raio de curvatura de 5 mm (Pruett et al., 1997). Tanto no arco como no cilindro guia havia um sulco de 1 mm de profundidade, localizado à 5 mm de sua extremidade superior para coincidir com a posição da altura do contra ângulo. Este sulco servia como um trajeto guia para que o instrumento permanecesse curvado e com liberdade para girar entre o cilindro e o arco externo (Figura 4.5).

Figura 4.5 - (A) Conjunto arco e cilindro guia determinando o canal artificial. (B) A seta mostra a parte ativa do instrumento ProDesign Logic 25.05 no sulco correspondente ao canal artificial. Observar o comprimento de 1mm da ponta do instrumento para fora do cilindro



Fonte: Produção da própria autora.

4.2.5.3 Motor elétrico e cinemática dos instrumentos

O motor elétrico usado para todo experimento foi o X-Smart plus (Dentsply, Suíça) e contra ângulo de redução 6:1. Para realização dos testes seguimos a velocidade e torque recomendado pelo fabricante. Assim, a velocidade foi ajustada para 950 rpm e o torque a 4.0 N/cm.

4.2.5.4 O Ensaio

Para a realização do ensaio dinâmico de resistência à fadiga cíclica, todos os instrumentos foram previamente lubrificados com óleo sintético, esse passo foi realizado para que diminuísse o atrito entre instrumento e canal simulado (Pedullá et al., 2018). O instrumento era selecionado e anexado ao contra-ângulo, regulava-se a

altura numa trajetória retilínea para que não gerasse tensões. Durante a realização do ensaio o contra ângulo permaneceu em uma posição fixa, presa por braçadeiras aparafusadas na base de ferro. A velocidade de deslocamento axial foi ajustada por meio de uma fonte regulável para o ensaio. Assim, o canal simulava o deslocamento em direção ao instrumento. O ensaio iniciava quando a ponta do instrumento ficava 1 mm além do término do canal, permitindo a visualização das extremidades, e viabilizou a marcação do momento preciso até a fratura da lima. Em um movimento único, acionava-se o motor elétrico e cronômetro digital. A fratura era percebida por inspeção auditiva e visual, nesse exato momento o cronômetro digital era pausado. Ao final de cada teste era registrado o tempo em segundos(s) até que ocorresse à fratura. O número de ciclos até à fratura (NCF) foi obtido multiplicando a velocidade de rotação por minuto do instrumento pelo tempo em segundos(s) registrado durante o ensaio (Yao et al., 2006; Uslu et al., 2016).

4.2.6 Análise estatística

Os resultados obtidos foram submetidos ao teste Shapiro-Wilk para caracterizar a normalidade. A análise estatística do número de ciclos e tempo, até que ocorresse a fratura, foi avaliada entre todos os grupos testados. Para isso foi utilizado o teste Kruskal-Wallis complementado com o teste Dun. Os valores da média, mediana e desvio padrão do número de ciclos até a fratura (NCF) e tempo (s) foram calculados em estatística descritiva. O nível de significância para todos os testes foi de 5% ($p < 0,05$). Todos os dados foram analisados no programa BioEstat 5.0.

5 RESULTADOS

Os resultados do ensaio dinâmico de resistência à fadiga cíclica e as análises químicas e estruturais, antes e após imersões em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização, de todos os instrumentos, estão descritos abaixo.

5.1 Análise do ensaio de fadiga cíclica

Os dados originais encontram-se no apêndice A. Os resultados da análise estatística e da estatística descritiva como: valores da média, mediana e desvio padrão, do número de ciclos e tempo, até que ocorresse a fratura, para todos os grupos de instrumentos investigados, são apresentados nas tabelas 5.1 e 5.2, respectivamente. A análise mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, 1 e 3; 1 e 5 ;1 e 7 (Análise de Variância- Kruskal Wallis, $p < 0,05$).

Tabela 5.1 - Média, mediana e desvio padrão (DP) do número de ciclos até a fratura (NCF) dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em hipoclorito de sódio e/ou ciclos de esterilização

Grupos	n	NCF(média)	NCF(mediana)	DP
1	10	1006.77 ^a	794.67	397.96
2	10	800.54 ^a	738.06	199.41
3	10	631.66 ^b	609.66	102.02
4	10	869.26 ^a	707.51	386.38
5	10	600.77 ^c	592.08	135.59
6	10	737.09 ^a	711.15	175.63
7	10	612.09 ^d	652.72	110.73

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significante

Fonte: Produção da própria autora.

Tabela 5.2 - Média, mediana e desvio padrão (DP) do tempo em segundos até a fratura (TF) dos instrumentos ProDesign Logic após imersão em hipoclorito de sódio e/ou ciclos de esterilização

Grupos	n	TF (média)	TF (mediana)	DP
1	10	63.59 ^a	50.19	25.14
2	10	47.94 ^a	46.61	6.66
3	10	38.89 ^b	38.50	6.44
4	10	54.84 ^a	44.68	24.41
5	10	37.94 ^c	37.39	8.56
6	10	46.60 ^a	44.91	11.01
7	10	38.65 ^d	41.22	6.99

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

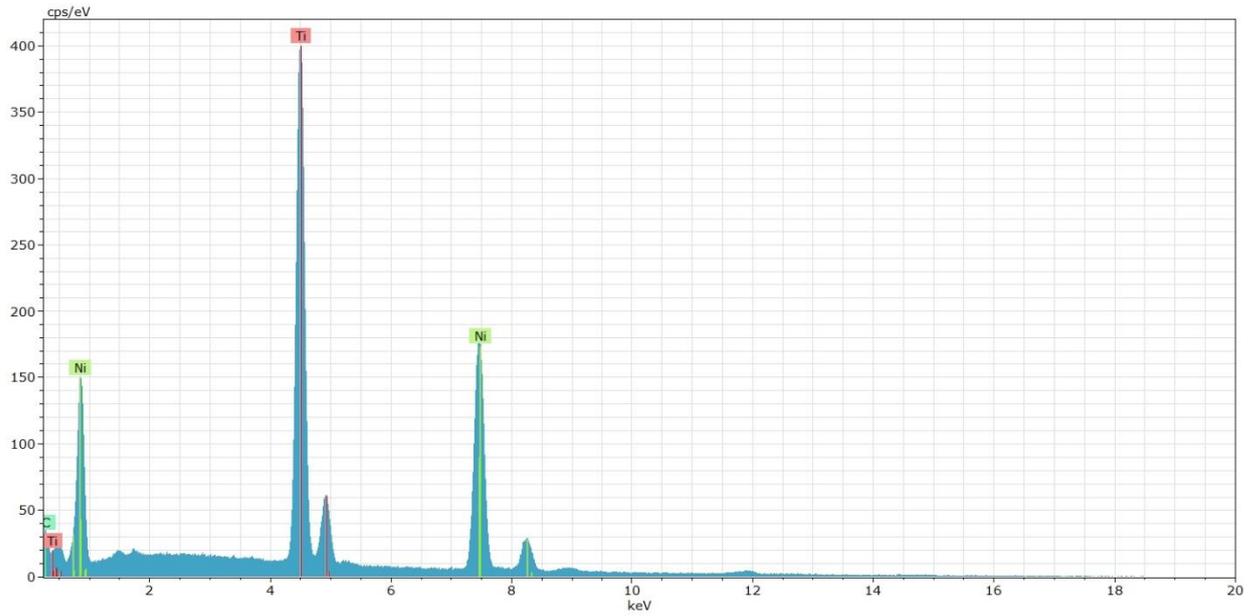
Fonte: Produção da própria autora.

Três ciclos de imersão em NaOCl a 2,5 %, durante 3 min cada, exerceu um efeito no desempenho do instrumento, mostrando menor resistência à fadiga cíclica, quando comparado ao grupo controle ($p < 0,05$). Da mesma forma, os instrumentos autoclavados 3 vezes tiveram menor resistência à fratura do que os instrumentos novos, grupos 1 e 5 ($p < 0,05$). As limas autoclavadas e imersas em hipoclorito de sódio por 3 ciclos, grupos 1 e 7 apresentaram diminuição do número de ciclos até à fratura ($p < 0,05$).

5.2 Resultados da Microanálise química por Espectroscopia de raios-X por dispersão em energia (EDX) e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A análise da EDX indicou que os instrumentos avaliados, antes e após a imersão em 3 ciclos de hipoclorito de sódio e 3 ciclos de esterilização, apresentaram composições de NiTi semelhantes (Figuras 5.1 e 5.2 e tabelas 5.3 e 5.4).

Figura 5.1 - Análise EDX antes dos ciclos de imersão em hipoclorito e esterilização em autoclave



Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

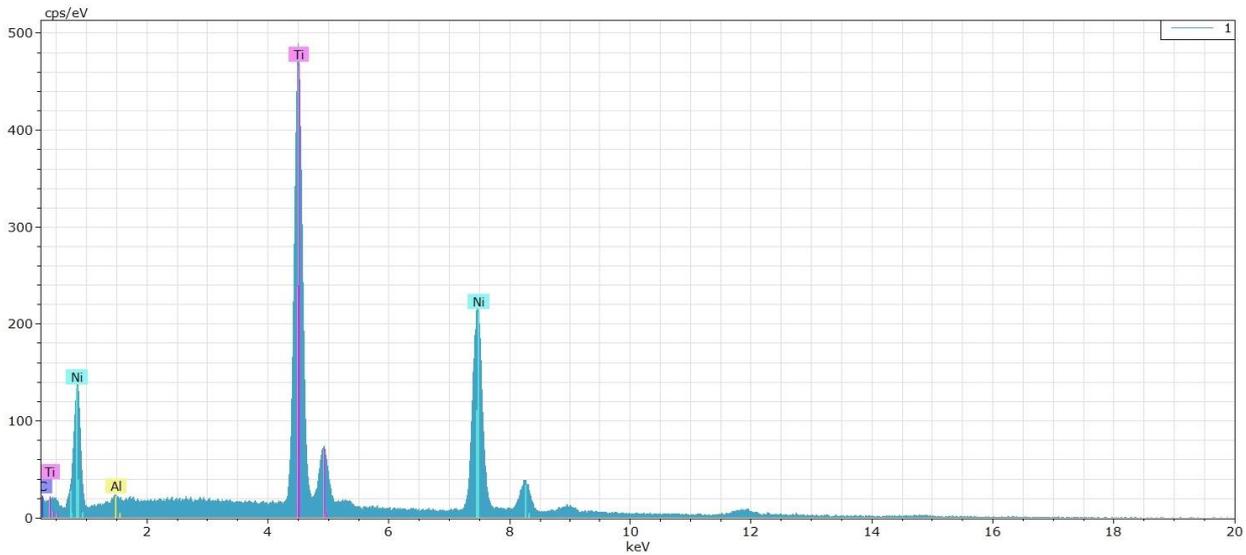
Tabela 5.3 - Resultados numéricos da EDX

Element	NA	series	[wt.%]
Carbon	6	K-series	3.15272047
Titanium	22	K-series	39.2982667
Nickel	28	K-series	39.0508829

Element(Elemento); AN(número atômico); wt%(peso)

Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

Figura 5.2 - Análise EDX após os ciclos de imersão em hipoclorito e esterilizações em autoclave



Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

Tabela 5.4 - Resultados números do EDX

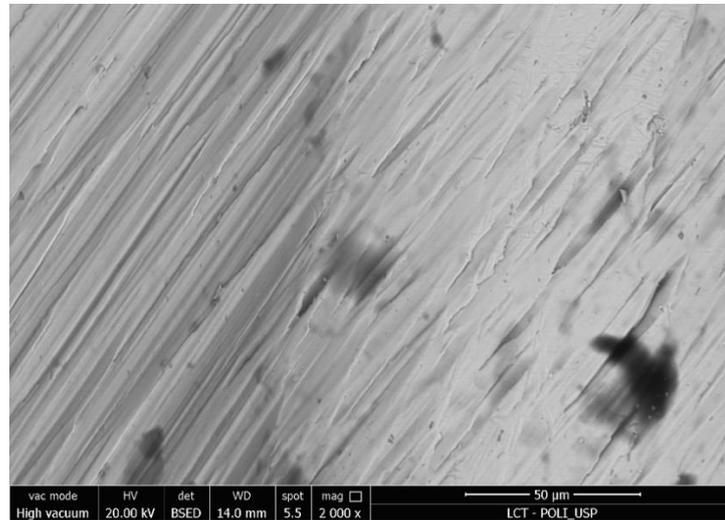
Element	AN	series	[wt.%]
Carbon	6	K-series	7.530305
Titanium	22	K-series	40.05183
Nickel	28	K-series	41.43128

Element(Elemento); AN(número atômico); wt%(peso)

Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

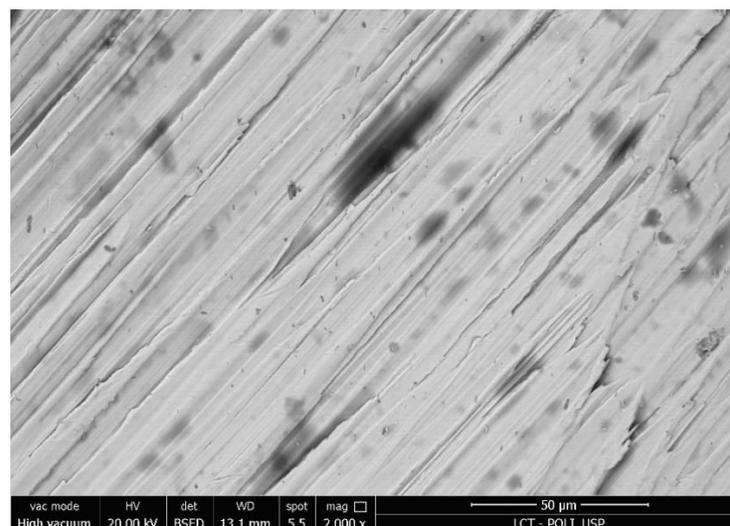
Impurezas eram visíveis nas superfícies dos instrumentos antes das análises. Após os ciclos de imersão em hipoclorito de sódio, impurezas ou contaminantes foram acentuados. Assim como, alterações nas superfícies dos instrumentos foram identificadas como corrosão localizada ou por pite (Figuras 5.3 a 5.6).

Figura 5.3 - Micrografia eletrônica de Varredura (MEV) em 2.000x. Instrumento antes da imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C



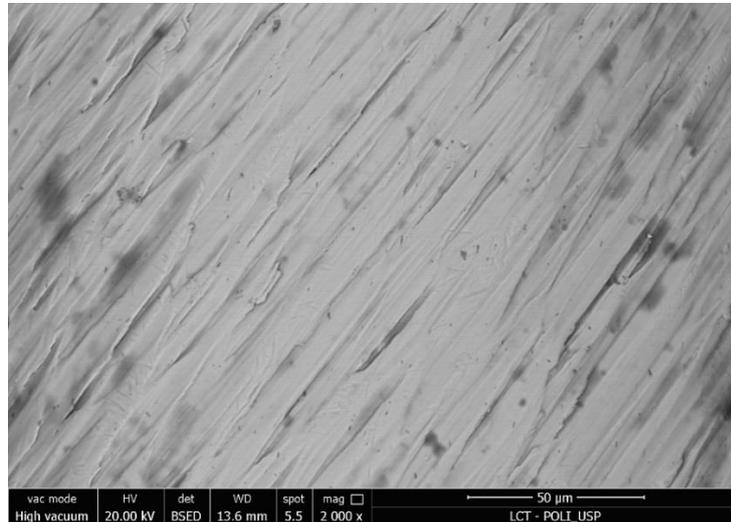
Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

Figura 5.4 - Micrografia eletrônica de Varredura (MEV) em 2.000x. Instrumento após a imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C



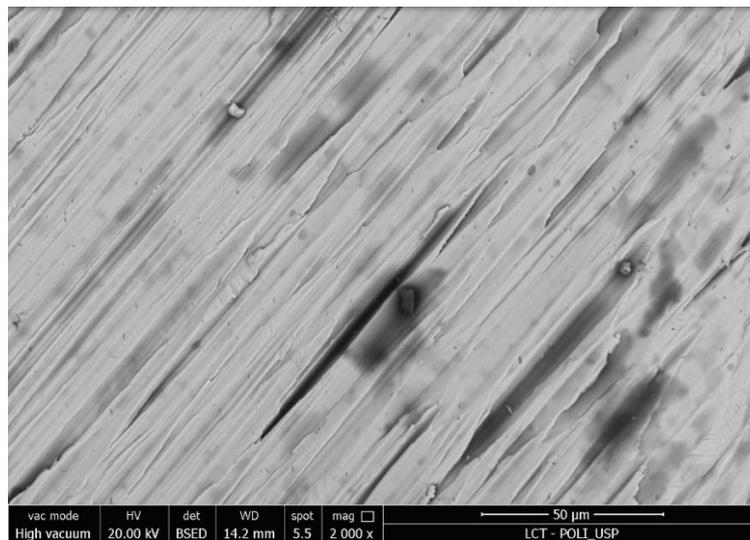
Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

Figura 5.5 - Micrografia eletrônica de Varredura (MEV) em 2.000x. Instrumento antes da imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C e 3 ciclos de esterilização



Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

Figura 5.6 - Micrografia eletrônica de Varredura em 2.000x. Instrumento após imersão dinâmica em 3 ciclos de hipoclorito de sódio a 2,5% e 37°C e 3 ciclos de esterilização



Fonte: Universidade de São Paulo ([2019]).

6 DISCUSSÃO

O preparo químico-cirúrgico do sistema de canais radiculares (SCR) tem como objetivos promover a limpeza, a desinfecção e a modelagem, criando condições para ação da medicação intracanal e obturação hermética dos canais radiculares, garantindo o sucesso do tratamento endodôntico.

A introdução dos instrumentos de NiTi na Endodontia por Wallia et al. (1988) permitiu melhorias significativas no preparo químico-cirúrgico do SCR, uma vez que é possível sua utilização em canais curvos, o que permite a manutenção do formato anatômico do canal radicular reduzindo a formação de iatrogenias (Kuhn et al., 1997). Além disso, os instrumentos de NiTi apresentam propriedades mecânicas superiores quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável. A literatura é extensa ao relatar sua maior flexibilidade, requisito fundamental para o preparo de canais que apresentam anatomia complexa. Outras características interessantes que o NiTi possui são a superelasticidade, efeito memória de forma e biocompatibilidade (Bahia et al., 2005).

A fim de potencializar as já desejáveis propriedades físicas, químicas e mecânicas do NiTi convencional, foram desenvolvidos diferentes processos de fabricação desses instrumentos. O que viabilizou sua utilização em motores elétricos permitindo a realização de preparos mais rápidos e seguros. Além disso, os instrumentos tornaram-se cada vez mais aprimorados, com diferentes desenhos, tamanhos, secções transversais e cinemáticas. Uma outra característica que se destaca nessa nova geração de instrumentos, são os tratamentos termomecânicos que são aplicados ao fio de NiTi durante seu processo de fabricação. Os instrumentos endodônticos tratados termicamente possuem propriedades mecânicas superiores aos instrumentos confeccionados com a liga NiTi convencional, como por exemplo, maior flexibilidade e resistência à fraturas (Lopes et al., 2013; Shen et al., 2013; Elnaghy; Elsaka, 2014; Plotino et al., 2016; Tanomaru-Filho et al., 2018). Entretanto, alguns estudos mostram que instrumentos de NiTi tratados termicamente são sensíveis a variações de temperatura, sendo mais resistentes à fraturas quando expostos a temperaturas mais baixas. Essa característica é

explicada pelas transformações de fases que ocorre no NiTi (austenita-martensita) tratado termicamente (Plotino et al., 2016; Vasconcelos et al., 2016; Dosanjib et al., 2017; Grande et al., 2017; Shen et al., 2018).

O instrumento endodôntico pode romper-se no interior do canal radicular por torção ou por fadiga cíclica. A fratura por torção acontece quando um ponto ou parte do instrumento trava-se no interior do canal, enquanto sua haste continua girando. Já a fratura por fadiga cíclica acontece quando forças alternadas de tração e compressão agem na superfície do instrumento. Essas tensões podem criar microtrincas no instrumento de NiTi que podem se propagar e coalescer, até que em determinado momento o instrumento se separa (Plotino et al., 2009). Além disso, estudos mostram, que dentre os principais motivos de fraturas dos instrumentos endodônticos, a fadiga cíclica flexural é apontada como principal causa. Parashos et al. (2004) mostraram que cerca de 50 a 90% das falhas mecânicas dos instrumentos endodônticos estão relacionadas com a fadiga cíclica.

Vários fatores como diâmetro, design, cinemática e velocidade influenciam na resistência dos instrumentos endodônticos à fratura. Essas condições são estudadas e bem relatadas na literatura (Ray et al., 2007; Elnaghy; Elsaka, 2014; Uslu et al., 2016; Alcade et al., 2017; Keskin et al., 2017). O uso clínico das limas endodônticas também geram condições que podem interferir diretamente na resistência à fratura, como por exemplo, o contato dos instrumentos endodônticos com o hipoclorito de sódio e a realização de múltiplos ciclos de esterilização. Mas a literatura é escassa em relação a essas variáveis e os dados disponíveis apresentam resultados conflitantes. Por isso o objetivo desse trabalho foi investigar sobre a resistência à fratura por fadiga cíclica dos instrumentos ProDesign Logic 25/05 após a imersão em hipoclorito de sódio e/ou ciclos de esterilização. Para simular um número realista de vezes que as limas podem ser reutilizadas, 1 ou 3 ciclos de esterilização e / ou imersão em NaOCl por 3min, foram escolhidos.

Um canal artificial com um ângulo de curvatura de 60° e um raio de 5 mm foi escolhido porque a maioria dos estudos anteriores sobre fadiga cíclica utiliza esses parâmetros para a realização dos ensaios (Huang et al., 2017; Pedullá et al., 2018; Uslu et al., 2018b; Keles et al., 2019). Cada ciclo de esterilização em autoclave foi realizado a uma temperatura de 134°C por 30 minutos.

Os instrumentos de NiTi são frequentemente reutilizados em vários casos, o que pode levar a um acúmulo de defeitos em sua superfície tornando-os mais susceptíveis a falhas por fadiga cíclica. A escolha de reutilizar as limas de NiTi para mais de um paciente faz com que o processo de esterilização seja necessário para prevenir infecções cruzadas. Alguns estudos avaliaram os efeitos da esterilização nas propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi superelásticos mostrando resultados diferentes. Mize et al. (1998) analisaram a influência da esterilização em autoclave na resistência à fratura por fadiga cíclica de 280 instrumentos Lightspeed e apontaram que nenhuma diferença significativa foi observada para os instrumentos que foram avaliados com mesmo raio de curvatura. Já Melo et al. (2002) e Viana et al. (2006) mostraram que múltiplos ciclos de esterilização por calor seco e por autoclave apresentam algum efeito sobre os instrumentos de NiTi aumentando significativamente a resistência dos instrumentos à fratura por fadiga cíclica. Poucos estudos investigaram a influência do procedimento de esterilização em autoclave sobre a fadiga cíclica de instrumentos de NiTi tratados termicamente. Hilfer et al. (2011) avaliaram a influência de múltiplos ciclos de esterilização em autoclave na resistência à fratura dos instrumentos tratados termicamente GT Série X e Twisted Files em um canal simulado com curvatura de 90° graus e raio de 5m e mostraram que os ciclos de esterilização diminuíram a resistência dos instrumentos Twisted File (25/06). Já Plotino et al. (2012) e Ozyurek et al. (2017) estudaram o efeito da esterilização em autoclave na resistência dos instrumentos de NiTi convencionais e tratados termicamente. Nesses estudos, os instrumentos que apresentavam tratamento térmico, foram mais resistentes à fratura após ciclos de esterilização. Os autores testaram os instrumentos em canais simulados com angulação de 60° e raio de 5mm após 10 ciclos de esterilização.

Essa pesquisa mostrou que três ciclos de esterilização em autoclave alteraram significativamente a vida útil dos instrumentos, diminuindo sua resistência à fratura (grupos 1 e 5). Diferenças observadas nesses resultados são atribuídas aos processos de fabricação dos instrumentos, principalmente, pelo tipo de tratamento térmico que é específico de cada lima. Sabe-se que o tratamento térmico aumenta a temperatura da mudança de fase cristalina das limas endodônticas, tornando-as mais sensíveis a variações de temperatura. Nos instrumentos ProDesign Logic, a entalpia gerada durante múltiplos ciclos de esterilização,

promoveu uma mudança da fase cristalina desses instrumentos, deixando-os menos resistentes à fratura por fadiga cíclica. Além disso, Hilfer et al. (2011) acrescenta que múltiplos ciclos de esterilização em autoclave, podem gerar um aumento das irregularidades nas superfícies dos instrumentos, o que os tornam mais vulneráveis a fraturas.

Para se aproximar das condições clínicas, o protocolo deste estudo utilizou uma imersão dinâmica da parte de trabalho do instrumento (16mm) em solução de NaOCl a 2,5 % a 37 °C durante um ciclo de 3 minutos (grupos 2 e 6) e por três ciclos de 3 minutos cada (grupos 3 e 7) de acordo com estudos prévios (Pedullá et al. 2011 e 2018). O hipoclorito de sódio (NaOCl) é um irrigante utilizado mundialmente na endodontia e, pode ser encontrado nas concentrações que variam de 0,5%- 6%, sendo indicado por ser bactericida e solvente de matéria orgânica (Pedullá et al., 2014). No entanto, instrumentos endodônticos de NiTi quando em contato direto com o NaOCl podem sofrer corrosão (Huang et al., 2017; Alfawaz et al., 2018). Keles et al. (2019) avaliaram a interferência de diferentes temperaturas do NaOCl na resistência à fadiga cíclica de instrumentos tratados termicamente. Os autores mostraram que o aumento da temperatura do NaOCl a 37°C e 60°C, apresentou uma ação desfavorável no número de ciclos até à fratura dos instrumentos testados. Em 2014, Pedullá et al. testaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Wave one, Reciproc e Protaper após a imersão dinâmica em NaOCl a 5,25% e EDTA a 17% com e sem surfactantes. Os autores concluíram que a solução de EDTA reduziu a resistência à fadiga cíclica de todos os instrumentos depois de 3 minutos. A adição de surfactantes não influenciou no número de ciclos até à fratura, no entanto, o contato dos instrumentos Reciproc com o NaOCl após 3 mim alterou significativamente a média do número de ciclos até à fratura. Pedullá et al. (2011) mostraram que o comportamento mecânico dos instrumentos Twisted Files, Revo S SU e Mtwo não foi afetado pela imersão estática ou dinâmica por 5mim do NaOCl a 5% em 37°C. Uslu et al. (2018b) mostrou que mesmo após 10 mim de imersão em NaOCl a 5,25% o comportamento mecânico dos instrumentos Wave One e Wave One Gold não foi afetado. Diferente de Pedullá et al. (2011) e Uslu et al. (2018), o presente estudo mostrou que as limas imersas em NaOCl por 3 ciclos de 3mim cada, a 37°C, apresentaram significativamente menor NCF (grupos 1 e 3), evidenciando que o NaOCl influenciou negativamente o comportamento mecânico

desses instrumentos. A ausência de concordância entre os estudos é explicada pelas diferenças no desenho, acabamento superficial, concentração de Ni e Ti e grau de impurezas ou contaminantes presentes nas limas. Essas características singulares de cada instrumento endodôntico são importantes para avaliarmos a capacidade do material resistir a corrosão. Ademais, a área na qual a corrosão é formada, interfere diretamente na resistência à fratura do instrumento. Pontos de corrosão presentes em regiões que o instrumento é submetido a altas tensões, como curvaturas radiculares, torna-o mais propenso a falhas.

Já foi descrito que íons cloreto em contato com os materiais metálicos causam a corrosão por pite, definida como uma forma de ataque corrosivo extremamente localizada. Além disso, o estudo de Souni e Brandies (2002) acrescenta que o efeito corrosivo é dependente da composição química, teor de NiTi, elementos da liga e impurezas presente na estrutura. Em relação ao teor de NiTi, a análise em EDX não mostrou alterações significativas, tanto para o grupo de três imersões em hipoclorito (Figura 5.1 e tabela 5.3) quanto para o grupo de três imersões em hipoclorito e três ciclos de esterilização (Figura 5.2 e tabela 5.4). No entanto, a análise em MEV mostrou a presença de impurezas nas superfícies dos instrumentos antes dos procedimentos realizados, que são característicos dos processos de fabricação dessas limas. Contaminantes ou produtos de corrosão foram acentuados nas superfícies dos instrumentos após a imersão em hipoclorito e ou ciclos de esterilização (Figuras 5.3 a 5.6).

Poucos estudos analisaram o efeito associado da imersão em NaOCl e a esterilização em autoclave de instrumentos tratados termicamente. As limas tratadas termicamente são altamente sensíveis a variações de temperatura (Plotino et al., 2012). E quaisquer fatores externos como, esterilização em autoclave ou imersões em hipoclorito de sódio pré-aquecidos, podem causar alterações no comportamento mecânico desses instrumentos (Huang et al., 2017). Sood et al. (2006) mostrou através da análise em MEV e EDX que os instrumentos Protaper, Race e Endowave apresentaram algum sinal de corrosão por pite ou produto de corrosão na superfície dos instrumentos. Alterações suaves foram visíveis após a imersão em hipoclorito de sódio a 2,5% durante 15 min e esterilizadas por 2 ciclos. Mudanças mais profundas foram destacadas quando as limas foram imersas em hipoclorito de sódio 2,5% durante 1 hora e autoclavadas por 10 ciclos. Pedullá et al. (2018) analisaram a

resistência à fadiga cíclica dos instrumentos tratados termicamente, Twisted Files e Hyflex CM, após a imersão em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização em autoclave. A morfologia dos instrumentos foi estudada por meio de microscopia eletrônica de varredura e as composições químicas através de análises espectrométricas de energia dispersiva. O trabalho mostrou que repetidos ciclos de esterilização diminuiu a resistência flexural dos instrumentos Twisted File, mas não afetou o comportamento dos instrumentos HyFlex CM. A imersão em hipoclorito de sódio não influenciou na resistência à fadiga cíclica de todos os instrumentos testados nesse trabalho. Bulem et al. (2013) estudaram sobre a resistência à fadiga cíclica de diferentes instrumentos de NiTi após imersão em hipoclorito de sódio e ou ciclos de esterilização. Incluíram nesse estudo, instrumentos superelásticos (Profile, Flex Master, e Mtwo) e um grupo de limas tratadas termicamente (Twisted Files). Os instrumentos foram imersos em NaOCl a 2,5% à temperatura ambiente e ou esterilizados em autoclave em até 5 ciclos. A imersão em NaOCl e a esterilização em autoclave não promoveram efeito significativo nos valores de NCF das limas testadas. Tanto para os instrumentos superelásticos quanto para as limas tratadas termicamente. Mostrando que a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos de NiTi não foi afetada pela imersão em NaOCl e esterilização em autoclave. Nesse estudo, três imersões em NaOCl por três minutos cada a 37°C, seguidos de três ciclos de esterilização em autoclave (grupos 1 e 7), afetaram significativamente o número de ciclos até fratura desses instrumentos. Diferente de Bulem et al. (2013), nesse trabalho, o hipoclorito de sódio foi usado a 37°C para simular a temperatura corporal. A sensibilidade do instrumento tratado termicamente a variações de temperatura explica as diferenças nos resultados. Os dados encontrados na literatura relacionados ao comportamento em fadiga cíclica de instrumentos de NiTi são controversos, provavelmente devido às variações metodológicas empregadas por cada autor. Não há uma padronização no tipo de dispositivo utilizado para a realização dos ensaios de fadiga cíclica (Plotino et al., 2009). Além disso, comparar trabalhos que analisam instrumentos que apresentam processos de fabricação diferentes e tratamentos térmicos específicos, pode ser limitante para o estudo.

7 CONCLUSÕES

Da análise dos resultados conforme obtidos no presente estudo, conclui-se que:

- A resistência à fadiga cíclica dos instrumentos ProDesing Logic. diminuiu significativamente após 3 ciclos de esterilização.
- Três imersões em Hipoclorito de sódio, por 3min cada, a 2,5% e 37°, evidenciou pontos de corrosão presentes nas superfícies dos instrumentos e reduziu de forma significativa o número de ciclos até à fratura.
- A associação de três ciclos de esterilização e três imersões em hipoclorito de sódio, por 3min cada, a 2,5% e 37°, produziram pontos de corrosão mais acentuados nos instrumentos e diminuiu significativamente o número de ciclos até à fratura.

REFERÊNCIAS¹

Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MAH, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J, et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of reciprocating single files manufactured by different nickel-titanium alloys. *J Endod.* 2017 Jul; 43(7):1186–91.

Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2018 Oct;44(10):1563-6.

Bahia MG, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VT. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2005 Nov;38(11):795-801.

Bahia MGA. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos Profile [tese]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais; 2004.

Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin N Am.* 2004 Jan;48(1):55-67.

Braga LCM. Avaliação da estabilidade dimensional, flexibilidade e resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi Twisted File e Race [dissertação]. Belo horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de odontologia; 2010.

Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, editors. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects.* Stuttgart: Thieme; 2001. 77-103.

Bulem UK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci.* 2013 Aug;21(6):505-10.

Civjan S, Huget EF, Desimon LB. Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dental Res.* 1975 Feb; 54(1):89-96.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

Courtney TH. Mechanical behavior of materials. Boston: McGraw Hill; 1990.

Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2017 May;43(5):823-6.

Duerig TW, Zadno GR. An engineer's perspective of pseudoelasticity. In: Duerig TW, Melton KN, Stökel D, Wayman CM, editors. Engineering aspects of shape memory alloys. Londres: Butterworth-Heinemann; 1990. p. 369-93.

Easy Equipamentos Odontológicos [homepage]. Limas Easy ProDesign Logic. [data desconhecida] [citado em 23 mar. 2019]. Disponível em: <http://www.easy.odo.br/limas/limas-easy-prodesign-logic/>.

Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper next nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014 Nov;40(11):1830-4.

Gambarini G, Rubini AG, Al Sudani D, Gergji R, Culla A, De Angelis F, et al. Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2012 Oct;38(10):1408-11.

Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT, Kawakami DA. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod.* 2012 May;38(5):684-7.

Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018 Oct;32(suppl 1):e67.

Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2017 Jul;43(7):1157-60.

Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012 Feb;45(2):113-28.

Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998 Nov;24(11):731-5.

Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011 Jan;37(1):72-4.

Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *J Endod.* 2017 Nov;43(11):1847-51.

Keles A, Uzunoglu Ozyurek E, Uyanik MO, Nagas E. Effect of temperature of sodium hypochlorite on cyclic fatigue resistance of heat-treated reciprocating files. *J Endod.* 2019 Feb; 45(2):205-8.

Keskin C, Inan U, Demiral M, Keles A. Cyclic fatigue resistance of reciproc blue, reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod.* 2017 Aug;43(8):1360-3.

Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001 Aug;27(8):516-2.

Kuhn WG, Carnes DL Jr, Clement DJ, Walker WA 3rd. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J Endod.* 1997 Dec;23(12):735-8.

Kunert GG, Camargo Fontanella VR, de Moura AA, Barletta FB. Analysis of apical root transportation associated with ProTaper Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J Endod.* 2010;36(6):1052-5.

Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002 Jun;28(6):448-51.

Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Siqueira JF Jr, Mangelli M, Lopes WS, et al. Fatigue life of reciproc and mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod.* 2013 May;39(5):693-6.

Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002 Nov;28(11):765-9.

Melton KN. Ni-Ti based shape memory alloys. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann; 1990.

Menezes SEAC, Batista SM, Lira JOP, de Melo Monteiro GQ. Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic Files in Curved Canals In Vitro. *Iran Endod J.* 2017 Fall;12(4):468-73.

Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y. Characteristics of deformation and transformation pseudo elasticity in Ti-Ni alloys. *J Phys (Paris)*. 1982;43(12 suppl):C4-255-C4-60.

Miyazaki S, Suizu M, Otsuka K, Takashima T. Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ti-Ni alloys. *MRS International Meeting on Advanced Materials*; 1989 May 30-June 3; Tokio (Japan): MRS; 1989. p. 263-8.

Mize S, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998 Dec;24(12):843-7.

Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progr Mater Sci.* 2005 Jul;50(5):511-678.

Otsuka K, Wayman CM. *Shape memory materials*. New York: Cambridge University Press; 1998. Capítulo 1, Introduction; p. 1-26.

Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod.* 2017 Nov;42(4):301-8.

Panossian Z. *Corrosão e proteção contra corrosão em equipamentos e estruturas metálicas*. São Paulo: Instituto de Pesquisas Tecnológicas; 1993. v. 2.

Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004 Oct;30(10):722-5.

Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Endod.* 2018 Apr;44(4):648-653.

Pedullà E, Franciosi G, Ounsi HF, Tricarico M, Rapisarda E, Grandini S. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments after immersion in irrigant solutions with or without surfactants. *J Endod.* 2014 Aug;40(8):1245-9.

Pedullá E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod.* 2011 Aug;37(8):1139-41.

Pereira ES, Singh R, Arias A, Peters OA. In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *J Endod.* 2013 Dec;39(12):1615-9.

Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015 Jan;41(1):67-71.

Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012 Feb;38(2):222-5.

Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009 Nov;35(11):1468-76.

Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod.* 2016 Feb;43(2):200-2.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997 Feb;23(2):77-85.

Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007 Dec;33(12):1469-72.

Rodrigues CT, Duarte MA, de Almeida MM, de Andrade FB, Bernardineli N. Efficacy of CM-Wire, M-Wire, and nickel-titanium instruments for removing filling material from curved root canals: a micro-computed tomography study. *J Endod.* 2016 Nov;42(11):1651-5.

Saburi T. NiTi shape memory alloys. In: Otsuka K, Wayman CM. *Shape Memory Materials.* Cambridge Univ. Press; 1998.

Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *J Oral Rehabil.* 1983 Mar;10(2):121-8.

Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved canals. *Oral Surg.* 1971 Aug;32(2):271-5.

Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *J Endod.* 2018 Apr;44(4):626-9.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011 Nov;37(11):1566-71.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013 Feb;39(2):163-72.

Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo shaper and TRUShape instruments. *J Endod.* 2018 Jan;44(1):168-72.

Sood K, Mohan B, Lakshminarayanan L. Effect of cleaning and sterilization procedures on Niti rotary files - an SEM and EDS study. *Endodontology.* 2006;18(1):34-41.

Souni ME, Brandies HF. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro compatibility. *Biomaterials.* 2002 Aug;23(14):2887-94.

Tanomaru-Filho M, Galletti Espir C, Carolina Venção A, Macedo-Serrano N, Camilo-Pinto J, Guerreiro-Tanomaru J. Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments. *Iran Endod J.* 2018 Summer;13(3):312-7.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. In *Endod J.* 2000 Jul;33(4):297-310.

Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Laboratório de Caracterização Tecnológica (LTI). Microscopia eletrônica de varredura e microanálise química. [2019] [citado 23 abr. 2019]. Disponível em: <http://lct.poli.usp.br/sobre/lct>.

Uslu G, Özyürek T, Gündoğar M, Yılmaz K. Cyclic fatigue resistance of 2Shape, Twisted File and EndoSequence Xpress nickel-titanium rotary files at intracanal temperature. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect*. 2018a Fall;12(4):283-7.

Uslu G, Özyürek T, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of ProGlider and one G glide path files. *J Endod*. 2016 Oct;42(10):1555-8.

Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G. Effect of dynamic immersion in sodium hypochlorite and EDTA solutions on cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold reciprocating nickel-titanium files. *J Endod*. 2018b May;44(5):834-7.

Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod*. 2016 May;42(5):782-7.

Versiani MA, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Flat-oval root canal preparation with self-adjusting file instrument: a micro-computed tomography study. *J Endod*. 2011 Jul;37(7):1002-7.

Viana A, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2006 Sep;39(9):709-15.

Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod*. 1988 Jul;14(7):346-51.

Weiger R, Elayouti A, Löst C. Efficiency of hand and rotatory instruments in shaping oval root canals. *J Endod*. 2002 Aug;28(8):580-3.

Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2009 Jul;42(7):621-6.

Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod*. 2006 Feb;32(1):55-7.

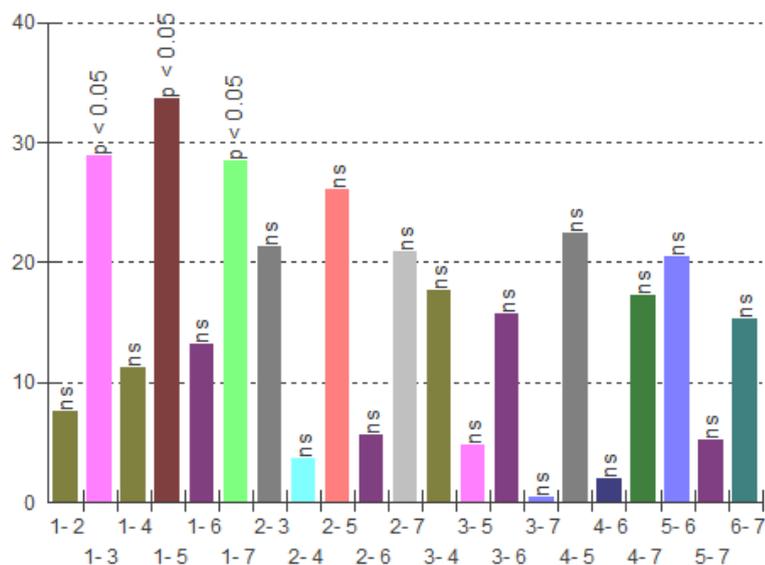
APÊNDICE A - Dados originais da análise estatística Kruskal wallis para o NCF

Estatística kruskal wallis (NCF)					
		Resultados			
	H =	23.5739			
	Graus de liberdade =	6			
	(p) Kruskal-Wallis =	0.0006			
	R 1 =	531			
	R 2 =	455			
	R 3 =	241.5			
	R 4 =	418.5			
	R 5 =	194			
	R 6 =	399			
	R 7 =	246			
	R 1 (posto médio) =	53.1			
	R 2 (posto médio) =	45.5			
	R 3 (posto médio) =	24.15			
	R 4 (posto médio) =	41.85			
	R 5 (posto médio) =	19.4			
	R 6 (posto médio) =	39.9			
	R 7 (posto médio) =	24.6			
	Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
	Postos médios 1 e 2	7.6	0.835	3.038	ns
	Postos médios 1 e 3	28.95	3.1809	3.038	< 0.05
	Postos médios 1 e 4	11.25	1.2361	3.038	ns
	Postos médios 1 e 5	33.7	3.7028	3.038	< 0.05

	Postos médios 1 e 6	13.2	1.4503	3.038	Ns
	Postos médios 1 e 7	28.5	3.1314	3.038	< 0.05
	Postos médios 2 e 3	21.35	2.3458	3.038	ns
	Postos médios 2 e 4	3.65	0.401	3.038	ns
	Postos médios 2 e 5	26.1	2.8677	3.038	ns
	Postos médios 2 e 6	5.6	0.6153	3.038	ns
	Postos médios 2 e 7	20.9	2.2964	3.038	ns
	Postos médios 3 e 4	17.7	1.9448	3.038	ns
	Postos médios 3 e 5	4.75	0.5219	3.038	ns
	Postos médios 3 e 6	15.75	1.7305	3.038	ns
	Postos médios 3 e 7	0.45	0.0494	3.038	ns
	Postos médios 4 e 5	22.45	2.4667	3.038	ns
	Postos médios 4 e 6	1.95	0.2143	3.038	ns
	Postos médios 4 e 7	17.25	1.8953	3.038	ns
	Postos médios 5 e 6	20.5	2.2524	3.038	ns
	Postos médios 5 e 7	5.2	0.5713	3.038	ns
	Postos médios 6 e 7	15.3	1.6811	3.038	ns

Gráfico da análise estatística Kruskal-Wallis para o NCF

Kruskal-Wallis - Diferença entre as Médias dos Postos

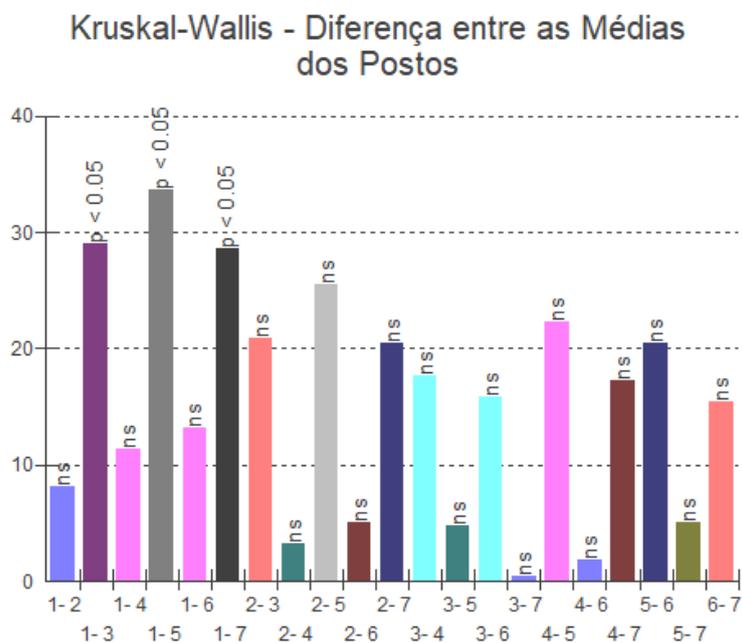


Dados originais da análise estatística Kruskal wallis para o tempo até que ocorresse a fratura

Kruskal Wallis- estatística tempo(s)					
		Resultados			
	H =	23.4289			
	Graus de liberdade =	6			
	(p) Kruskal-Wallis =	0.0007			
	R 1 =	532.5			
	R 2 =	451			
	R 3 =	242			
	R 4 =	418.5			
	R 5 =	195			
	R 6 =	400			
	R 7 =	246			
	R 1 (posto médio) =	53.25			
	R 2 (posto médio) =	45.1			
	R 3 (posto médio) =	24.2			
	R 4 (posto médio) =	41.85			
	R 5 (posto médio) =	19.5			
	R 6 (posto médio) =	40			
	R 7 (posto médio) =	24.6			
	Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
	Postos médios 1 e 2	8.15	0.8955	3.038	ns
	Postos médios 1 e 3	29.05	3.1919	3.038	< 0.05
	Postos médios 1 e 4	11.4	1.2526	3.038	ns
	Postos médios 1 e 5	33.75	3.7083	3.038	< 0.05
	Postos médios 1 e 6	13.25	1.4558	3.038	ns
	Postos médios 1 e 7	28.65	3.1479	3.038	< 0.05
	Postos médios 2 e 3	20.9	2.2964	3.038	ns
	Postos médios 2 e 4	3.25	0.3571	3.038	ns
	Postos médios 2 e 5	25.6	2.8128	3.038	ns
	Postos médios 2 e 6	5.1	0.5604	3.038	ns

	Postos médios 2 e 7	20.5	2.2524	3.038	ns
	Postos médios 3 e 4	17.65	1.9393	3.038	ns
	Postos médios 3 e 5	4.7	0.5164	3.038	ns
	Postos médios 3 e 6	15.8	1.736	3.038	ns
	Postos médios 3 e 7	0.4	0.0439	3.038	ns
	Postos médios 4 e 5	22.35	2.4557	3.038	ns
	Postos médios 4 e 6	1.85	0.2033	3.038	ns
	Postos médios 4 e 7	17.25	1.8953	3.038	ns
	Postos médios 5 e 6	20.5	2.2524	3.038	ns
	Postos médios 5 e 7	5.1	0.5604	3.038	ns
	Postos médios 6 e 7	15.4	1.6921	3.038	ns

Kruskal-Wallis- gráfico tempo (s)



Média e desvio padrão tempo(s)								
- estatística descritiva tempo (s)								
		- 1 -	- 2 -	- 3 -	- 4 -	- 5 -	- 6 -	- 7 -
	Tamanho da amostra =	10	10	10	10	10	10	10
	Mínimo	41.57	38.2	30.05	39.93	27.01	28.5	26.01
	Máximo	113	57	50.07	112	56.86	69	45.6
	Amplitude Total	71.43	18.8	20.02	72.07	29.85	40.5	19.59
	Mediana	50.19	46.615	38.505	44.685	37.395	44.915	41.225
	Primeiro Quartil (25%)	45.6025	43.1975	35.7725	42.14	33.7175	42.705	33.2225
	Terceiro Quartil (75%)	74.75	54.485	42.36	48.4725	40.29	51.7175	43.9075
	Desvio Interquartilico	29.1475	11.2875	6.5875	6.3325	6.5725	9.0125	10.685
	Média Aritmética	63.596	47.945	39.896	54.843	37.944	46.602	38.659
	Variância	632.1588	44.417	41.5402	596.021	73.3337	121.3796	48.9112
	Desvio Padrão	25.1428	6.6646	6.4452	24.4135	8.5635	11.0172	6.9937
	Erro Padrão	7.9508	2.1075	2.0381	7.7202	2.708	3.484	2.2116
	Coeficiente de Variação	39.54%	13.90%	16.15%	44.52%	22.57%	23.64%	18.09%
	Assimetria (g1)	1.1292	0.1247	0.4594	1.9734	1.0183	0.547	-0.8831
	Curtose (g2)	0.0522	-1.4221	-0.2943	2.9792	1.9092	1.2748	-0.7476
	Média Harmônica =	56.6591	47.1129	38.987	48.9363	36.3719	44.2616	37.3298
	N (média harmônica) =	10	10	10	10	10	10	10
	Média Geométrica =	59.7658	47.5277	39.4365	51.328	37.1327	45.4366	38.0249
	N (média geométrica) =	10	10	10	10	10	10	10
	Variância (geom.) =	1.0579	1.0085	1.0112	1.0563	1.0206	1.0252	1.0171
	Desvio Padrão (geom.) =	1.4334	1.1498	1.1737	1.4263	1.2422	1.2703	1.2182

Normalidade NCF									
		Resultados	- 1 -	- 2 -	- 3 -	- 4 -	- 5 -	- 6 -	- 7 -
		Tamanho da amostra =	10	10	10	10	10	10	10
		Média =	1006.771	800.543	631.666	868.262	600.775	737.0925	612.097
		Desvio padrão =	397.961	199.4163	102.0207	386.3889	135.59	175.6371	110.7336
		W =	0.8255	0.8104	0.9335	0.6397	0.9222	0.9558	0.8595
		p =	0.0362	0.0237	0.4738	0.0082	0.4087	0.7092	0.0824

Normalidade tempo (s)									
		Resultados	- 1 -	- 2 -	- 3 -	- 4 -	- 5 -	- 6 -	- 7 -
		Tamanho da amostra =	10	10	10	10	10	10	10
		Média =	63.596	47.945	39.896	54.843	37.944	46.602	38.659
		Desvio padrão =	25.1428	6.6646	6.4452	24.4135	8.5635	11.0172	6.9937
		W =	0.8254	0.9309	0.9333	0.6397	0.9222	0.9547	0.8595
		p =	0.0362	0.4591	0.4728	0.0082	0.4086	0.697	0.0824