LEONARDO MEDINA POVEDA

**Avaliação da resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos Reciproc
Blue e WaveOne Gold**

São Paulo
2017

LEONARDO MEDINA POVEDA

**Avaliação da resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos Reciproc
Blue e WaveOne Gold**

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

2017

FICHA CATALOGRÁFICA

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

Poveda, Leonardo Medina.

Avaliação da resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos Reciproc Blue e WaveOne Gold / Leonardo Medina Poveda ; orientador Marcelo dos Santos. -- São Paulo, 2017.

66 p. : fig., tab.; 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. Fadiga cíclica. 2. Fraturas. 3. Curvatura. 4. Níquel-Titânio. I. Santos, Marcelo dos. II. Título.

Poveda, LM Avaliação da resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos Reciproc Blue e WaveOne Gold. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obtenção o título de Mestre, em Ciências.

Aprovado em: 04 /07/2017

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Igor Prokopowitsch

Instituição: FOUSP

Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a).João Marcelo Ferreira de Medeiros

Instituição: Universidade Brasil

Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Margarete Elizabete Brzozowski

Instituição: FOUSP

Julgamento: Aprovado

Aos meus pais Lila e Efrain. Meus maiores incentivadores e amigos. Muito obrigado pela educação recebida, o amor incondicional proporcionado e pelo esforço desmedido para que meus irmãos e eu nos tornássemos, acima de tudo, pessoas de bem. Suas trajetórias de vida e dignidade são exemplos que guardarei para sempre.

À Graciela (Nona) pelo carinho e cuidados de mãe que sempre recebi de você. Você é uma pessoa muito especial, pura, dona de um coração gigante.

Aos meus irmãos Flávia e Edgar, acima de tudo meu amigos, parceiros. Obrigado pela paciência ao suportar minhas ranzinzices.

Amo todos vocês de maneira desmedida.

À Graziela Salum, minha amiga, namorada, companheira de vida, meu amor. Mulher simples, de caráter e força descomunais. Presente nos bons momentos da vida e nas situações tensas que o mestrado proporcionou. Sua companhia deixou tudo mais leve. Obrigado pela parceria, pela paciência, compreensão e pelo amor e cuidado que sempre demonstra para comigo.

Ao meu filho Pedro: Sua existência me motiva. Sua inocência me contagia com alegria e doçura. Com o fim deste ciclo sua presença será mais constante e minha vida muito mais feliz. Vc é ser humano muito especial. Que eu tenha força e sabedoria para orientá-lo em seu desenvolvimento como homem. O amor que sinto por você me deixa mais forte.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo dos Santos** que nestes 5 anos de convivência me mostrou que o caminho que seguimos, na vida pessoal e profissional, deve ser pleno de integridade, verdade, companheirismo e preocupação e zelo com o próximo. Obrigado pela oportunidade de trilhar este caminho ao seu lado. Tenho profundo respeito e admiração pela pessoa e profissional que você é. Me referir ao senhor como “Professor” é uma honra.

À **Profa. Dra. Margarete Brzozowski**, minha colega de profissão e amiga. Sua confiança em meu trabalho e a leveza, descontração e felicidade que transmite às pessoas ao seu redor são sempre contagiantes!

À minha amiga **Alessandra Gambini**. Não tenho palavras para agradecer sua presença em minha vida e a amizade demonstrada nestes 5 anos, em especial nos últimos 2 anos. Maior que o carinho que sinto por você, só o desejo de sucesso pleno em sua vida.

À **Nagila Mustafa e Lorena Leite**. Sua ajuda durante a execução da pesquisa foi fundamental. A experiência de vocês só engrandeceu este trabalho. Eu as considero minhas amigas.

À nossa equipe da Fundecto de professores e amigos **Yolanda, Vera, Isabel, Sandra, Valéria e Laila**. Trabalhar e conviver com vocês é muito gratificante.

Aos **funcionários da Pós Graduação e da Fundecto**, em especial a **Verinha, Carol, Lucy, Marcão e Leandro**.

Aos **funcionários da Biblioteca**, em especial **Glaucy**, pela dedicação e organização.

A **todos os professores da pós graduação da Fousp**, em especial **Prof. Dr. Giulio Gavini, Profa. Dra. Carla Sipert e Profa. Dra. Ericka Pinheiro**, obrigado pelo aprendizado e ensinamentos nestes dois últimos anos.

Aos **colegas de pós-graduação**. Em especial **Ellen, Priscila, Yeska, Laís, Fe, Alexandre, Carlos, André e Héctor**. Vocês deixaram tudo mais leve!

“A vida é feita de desafios, e
ser livre para encarar o
desconhecido é o caminho
que conduz à evolução”

Sâmara Santana Câmara

RESUMO

Poveda LM Avaliação da resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos Reciproc Blue e WaveOne Gold [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Corrigida

Inquestionavelmente, inovações ocorridas nos últimos anos no preparo do canal radicular revolucionaram o tratamento endodôntico. Dentre elas, destaca-se o tratamento térmico recristalizador da liga de níquel-titânio na confecção de limas endodônticas, o qual aumentou de sobremaneira sua flexibilidade e as capacidades de flexibilidade, torção e resistência à fadiga cíclica flexural quando comparadas às limas de níquel-titânio convencionais fabricadas até então. O presente estudo teve como objetivo avaliar a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos de níquel-titânio tratados termicamente Reciproc Blue R25 (VDW) e WaveOne Gold Primary (Dentsply-Maillefer) em um dispositivo desenvolvido especificamente para realizar ensaios flexurais dinâmicos. As limas selecionadas possuíam conicidade 0,08 mm e 0,07 mm respectivamente, com diâmetros de ponta 0,25 mm e foram utilizadas no motor elétrico VDW Silver Reciproc (VDW) em movimento recíprocante específico de cada sistema. Os instrumentos foram divididos em 2 grupos de 15 limas e testados em canais de aço simulados com o ângulo de 60° e raio de curvatura de 5mm. O número de ciclos e o tempo em segundos até a ocorrência de fratura dos instrumentos foram registrados e estatisticamente avaliados. As limas Reciproc Blue R25 apresentaram desempenho significativamente melhor ($P < 0,05$), por meio do maior número de ciclos e de tempo até a fratura quando comparadas com as limas WaveOne Gold. Assim, conclui-se que o sistema Reciproc Blue R25 foi mais seguro quanto à resistência à fadiga flexural no ensaio realizado quando comparado ao sistema WaveOne Gold Primary em movimento recíprocante.

Palavras-chave: Fadiga cíclica, Fratura, Curvatura, Níquel-Titânio

ABSTRACT

Poveda LM Evaluation of cyclic flexural fatigue of Reciproc Blue and WaveOne Gold instruments [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Corrigida

Innovations that have occurred in recent years in the preparation of the root canal have revolutionized endodontic treatment. Among them, the heat treatment of the nickel-titanium alloy in the manufacture of endodontic files, which greatly increased the flexibility, torsional and flexural fatigue resistance capacities when compared to the conventional nickel-titanium files manufactured until then. The present study aimed to evaluate the resistance to flexural cyclic fatigue of thermally treated Reciproc Blue R25 (VDW) and WaveOne Gold Primary (Dentsply-Maillefer) instruments in a device specifically developed to perform dynamic flexural tests. The selected files had taper 0.08 mm and 0.07 mm respectively, with tip diameters of 0.25 mm and were used in the reciprocating movement of each system in the VDW Silver Reciproc (VDW) electric motor. The instruments were divided into 2 groups of 15 files and tested in simulated steel channels with angle of 60° and radius of curvature of 5mm. The number of cycles and the time in seconds until the occurrence of fracture of the instruments were recorded and statistically evaluated. The Reciproc Blue R25 files presented significantly better performance ($p < 0.05$), by the higher number of cycles and time to fracture when compared to WaveOne Gold files. Thus, it was concluded that the Reciproc Blue R25 system was safer than the WaveOne Gold Primary reciprocating system in terms of resistance of flexural fatigue

Keywords: Cyclic fatigue, Fracture, Curvature, Nickel-Titanium

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Instrumentos Reciproc Blue posicionados na sequência de menor para o maior calibre. R25 (A), R40 (B) e R50 (C) (VDW, 2017).....	39
Figura 4.1 - Aparelho utilizado para realização do ensaio dinâmico (A). Fonte de alimentação onde se encontram os dispositivos de regulação de rotação e o contador de pulsos (B). Ao lado do aparelho, o motor elétrico utilizado para o acionamento dos instrumentos (C) e o cronômetro digital (D).....	49
Tabela 5.1 - Média e desvio padrão do número de ciclos até a fratura nos diferentes grupos experimentais.	53
Figura 2.2 - Instrumentos WaveOne Gold posicionados na sequência de menor para o maior calibre. Small (A), Primary (B), Medium (C) e Large (D) (Dentsply-Maillefer)	42
Figura 4.2 - Conjunto arco e cilindro guia determinando o canal artificial (A). Parte ativa do instrumento R25 posicionada no sulco correspondente ao canal artificial. Notar o comprimento de 1 mm da ponta do instrumento para fora do cilindro (B)	51
Tabela 5.2 - Média e desvio padrão do tempo em segundos até a fratura nos diferentes grupos experimentais	54
Figura 4.3 - Conjunto arco e cilindro guia determinando o canal artificial (A). Parte ativa do instrumento Primary posicionada no sulco correspondente ao canal artificial. Notar o comprimento de 1 mm da ponta do instrumento para fora do cilindro (B)	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AF	austenite finish
AS	austenite start
CBCT	tomografia computadorizada de feixe cônico
CM	controle de memória (do inglês: <i>Controlled Memory</i>)
cm	centímetro
D*	diâmetro de determinada região da lima
EMF	efeito de memória de forma
GTX	GT series X
ISO	International Standard Organization
K	kerr
K-flex	kerr-flex
MEV	microscópio eletrônico de varredura
MF	martensite finish
M-L 1	medium-large 1
Mm	milímetro
MS	martensite start
n	número da amostra
NCF	número de ciclos até a falha
NiTi	níquel-titânio
Nitinol	Naval Ordnance Laboratory
p	p valor

R25	Reciproc R25
R40	Reciproc R40
R50	Reciproc R50
RB	Reciproc Blue
RPM	rotações por minuto
s	segundos
SE	superleasticidade
TF	Twisted File
TM	transformação martensítica
TR	transformação reversa
WOG	WaveOne Gold

LISTA DE SÍMBOLOS

#	numeração da lima endodôntica
%	porcentagem
°C	grau Celsius
-	negativo
/.	diâmetro de ponta e conicidade da lima endodôntica
°	grau de curvatura
<	menor que
x	multiplicação
=	igual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1	A LIGA DE NÍQUEL TITÂNIO	27
1.1	Tratamento termomecânico	30
2.1.2	Fadiga cíclica	32
2.2	RECIPROC BLUE	37
2.3	WAVEONE GOLD	40
3	PROPOSIÇÃO	45
4	MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1	MATERIAL	47
4.2	MÉTODOS	47
4.2.1	Divisão dos grupos experimentais	47
4.3	ENSAIO PARA DETERMINAR A FADIGA CÍCLICA	48
4.3.1	Descrição do dispositivo	48
4.3.2	Confecção dos canais simulados	49
4.3.3	Motor elétrico e cinemática dos instrumentos	50
4.3.4	O ensaio	50
4.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	51
5	RESULTADOS	53
6	DISCUSSÃO	55
7	CONCLUSÃO	61
	REFERÊNCIAS	63
	APÊNDICES	73

1 INTRODUÇÃO

Inquestionavelmente, inovações ocorridas nos últimos anos no preparo do canal radicular revolucionaram o tratamento endodôntico. Dentre elas, destaca-se o tratamento térmico recristalizador da liga de níquel-titânio (NiTi) na confecção de limas endodônticas, o qual aumentou de sobremaneira sua flexibilidade e as capacidades de torção e resistência à fadiga cíclica flexural quando comparadas às limas de níquel-titânio convencionais fabricadas até então. A falha 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 à nucleação 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 e das cargas aplicadas, com um nível maior de tensão na área de curvatura máxima do canal radicular.

Por meio de um tratamento térmico recristalizador é possível potencializar as propriedades físico-mecânicas já inerentes à liga de NiTi. Gambarini et al. (2011) comprovou que a flexibilidade e a resistência à fadiga cíclica foram aumentadas nos instrumentos de níquel-titânio quando aplicados determinado tratamento térmico. Tal conduta reorganiza a estrutura cristalina do metal aliviando o nível de energia interna como relatado no trabalho de Santos (1994). Shen et al. (2013) concluiu que dentre as vantagens das limas de NiTi tratadas termicamente para a limpeza e modelagem do canal destacam-se também a diminuição do transporte do canal e da formação de degraus, com comprovada eficiência no que diz respeito à limpeza promovida nas paredes dentinárias e à forma final obtida na modelagem.

A utilização em conjunto de instrumentos de NiTi com motor endodôntico em movimentos rotatório ou recíprocante proporcionou maior previsibilidade no tratamento, maior rapidez no preparo do canal radicular e menor tensão ao paciente e ao clínico. Marzouk e Ghoneim (2013) atestaram essa eficiência e segurança ao preparar dentes humanos com canais curvos comparando dois sistemas de limas de NiTi tratados termicamente Twisted File (TF) (SybronEndo Kerr) e WaveOne (Dentsply-Maillefer) em movimentos rotatório e recíprocante respectivamente.

Dentre os sistemas de instrumentação automatizada recíprocante à disposição do cirurgião dentista atualmente, a Reciproc Blue (VDW) se destaca como um aprimoramento do antigo sistema de lima única Reciproc, da mesma empresa. É um instrumento de NiTi termicamente tratado utilizado em movimento recíprocante o qual, segundo o fabricante, apresenta um aumento de resistência à fadiga cíclica, maior flexibilidade e menor incidência de fratura quando comparado com sua antecessora. Devido a essas características, ao desenho da lima e à possibilidade de pré-curvatura de sua ponta, o preparo do canal pode ser executado de maneira bem suave, mesmo em situações de canais que apresentam calcificações ou acentuadas curvaturas (VDW, 2017).

O sistema WaveOne Gold (Dentsply-Maillefer) é a evolução do Sistema Waveone, do mesmo fabricante. Como sua antecessora, o WaveOne Gold é um sistema de lima única e tratamento térmico exclusivo que utiliza o movimento recíprocante em um motor produzido pelo mesma empresa. Segundo seus desenvolvedores, é um instrumento 50% mais resistente à fadiga cíclica do que a WaveOne convencional, com reduzido efeito de rosca quando comparado com sistemas de limas rotatórias convencionais (Dentsply-Maillefer, 2015).

2 REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com Cohen e Burns (2000), a anatomia dental interna impõe limites à execução de um adequado preparo do sistema de canais. A presença de foraminas múltiplas, deltas, istmos, ramificações e curvaturas, confinados em um espaço diminuto e cercados por paredes dentinárias com alta dureza, propiciam o aparecimento de acidentes iatrogênicos.

Roane et al. (1985) estudaram a complexidade da anatomia dental interna e ressaltaram que a curvatura radicular é uma ocorrência frequente na dentição humana, especialmente em molares superiores e inferiores, a qual introduz fatores no preparo que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis como transportes, formação de degraus e até mesmo perfurações.

Schilder (1974) introduziu o conceito de instrumentação do sistema de canais radiculares preconizando os termos Cleaning and Shaping (limpeza e modelagem do canal radicular). Este termo preconiza que o canal deve apresentar um formato cônico depois de realizada a instrumentação, mantendo a posição e tamanho original do forame apical. A partir deste momento, os instrumentos movidos a motor, como as brocas de Gates-Glidden, assumiram fundamental importância durante o preparo biomecânico dos canais radiculares por meio de sua associação com as limas manuais, que, complementada por meios químicos, permitiu atingir o objetivo proposto.

Um problema comum no uso das limas endodônticas durante o preparo dos canais radiculares é a fadiga do metal e sua conseqüente quebra. O trabalho de Dederich e Zakariasen (1986) analisou os efeitos de movimentos axiais cíclicos através de testes de fadiga cíclica flexural em limas endodônticas com e sem movimento axial cíclico. Dezoito novas limas do tipo Kerr (K) (126 limas no total) de tamanhos #15 a #45 foram acionadas em um canal simulado a 1650 rpm até que ocorresse a fratura. Nove instrumentos foram rotacionados com o movimento axial cíclico e nove sem ele. Os resultados mostraram que o movimento axial cíclico pode prolongar a vida útil das limas rotatórias.

Kazemi et al. (2000) analisaram propriedades físicas das limas de NiTi e de aço inoxidável de mesma secção, avaliando flexibilidade e resistência. Concluíram que as limas de NiTi foram mais flexíveis e menos resistentes à fratura. E na questão fratura, utilizando MEV, as limas de aço inoxidável apresentaram fratura do tipo frágil e as de NiTi eram fraturas do tipo dúctil.

Glossen et al. (1995) compararam o preparo de canais radiculares executado com limas de aço inoxidável, limas de NiTi manuais e rotatórias através da técnica de subtração digital (tomadas radiográficas antes e depois do procedimento a fim de avaliar a ocorrência de desvios no canal radicular). Para isto, 60 canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos foram divididos em 5 grupos com 12 canais cada (6 canais méso vestibulares e 6 canais méso linguais). Foram realizados cortes nos terços apicais e médios das raízes selecionadas e feitas imagens digitais pré e pós instrumentação, comparando-as entre si. Ao avaliar o transporte apical, os canais instrumentados com as limas de NiTi no sistema rotatório apresentaram menor transporte e removeram menor quantidade de dentina quando comparados com as limas manuais de NiTi e do tipo K-flex. Em relação ao tempo para o preparo, as limas rotatórias foram significativamente mais rápidas que os instrumentos manuais.

Propriedades e características como essas permitiram a fabricação de instrumentos com conicidades maiores que 0.02 mm convencionalmente utilizadas em instrumentos manuais, possibilitando um aprimoramento da técnica de instrumentação empregada até então. Consequentemente, a função desse aumento de conicidade facilitou a obtenção de uma modelagem regular do conduto radicular, com maiores diâmetros no terço cervical e menores amplitudes na região apical, possibilitando uma melhor irrigação e melhor adaptação do material obturador (Bergmans et al., 2003; Machado, 2007).

Diante dos resultados obtidos nesses e em diversos estudos, padronizou-se que o NiTi é a liga metálica mais favorável para a confecção de instrumentos endodônticos para o preparo de canais radiculares (Machado, 2007). Leonardo (2005) reforça ainda em sua obra que os sistemas rotatórios de NiTi representaram uma imensa evolução tecnológica na especialidade de Endodontia, por

proporcionarem mais rapidez ao tratamento, possibilidade de tratamentos com melhor prognóstico em canais curvos e atrésicos.

2.1 A LIGA DE NÍQUEL TITÂNIO

Segundo Andreassen e Morrow (1978), Melton (1990), Auricchio et al. (1997) e Thompson (2000), a liga de NiTi foi desenvolvida pelo pesquisador Willian F. Buehler em 1963 a partir de pesquisas com ligas metálicas não magnéticas e resistentes a corrosão no Naval Ordinance Laboratory, em Silver Springs, Maryland, EUA. Por essa razão, a liga recebeu o nome de Nitinol, um acrônimo formado pelos símbolos dos elementos químicos que compõem a liga e as iniciais do laboratório onde foi desenvolvida. Imediatamente, o Nitinol demonstrou grande potencial comercial, principalmente devido ao baixo custo comparado ao de outras ligas existentes até então, a maioria constituída de metais nobres. Mas foi somente no final da década de 70 que o Nitinol e outras ligas de NiTi com melhores propriedades desenvolvidas por pesquisadores chineses e japoneses começaram a se popularizar, especialmente nas áreas médica e odontológica, como alternativas viáveis a outros materiais biocompatíveis largamente utilizados, como o aço inoxidável (Quintão, 2000).

Em um metal, os átomos se encontram em posições ordenadas e bem definidas. Esta grade onde cada átomo ocupa uma posição específica é chamada de rede cristalina. A menor porção desta rede cristalina, que ainda guarda as propriedades de todo o cristal, ou seja, a unidade fundamental, que empilhada e arrumada repetidamente permite construí-la, é chamada de célula unitária. As propriedades mecânicas de um material, como dureza, resistência mecânica e ductilidade são conseqüências, numa primeira análise, do arranjo cristalino e do tipo de célula unitária. Contudo, mais de um tipo de célula unitária pode estar presente no mesmo material. Neste caso diz-se que o material apresenta polimorfismo e cada estrutura é uma fase cristalina, uma região do cristal que apresenta a mesma estrutura cristalina que guarda propriedades físicas semelhantes. Fornecendo-se energia aos átomos, como por exemplo, calor, a rede é capaz de se modificar e por

consequência mudar também a célula unitária. Neste caso diz-se que ocorre uma mudança de fase (Reis, 2001).

Numa liga de NiTi existem duas fases cristalinas presentes de acordo com a temperatura do material: austenita e martensita. A austenita possui estrutura cúbica de corpo centrado B2, onde os átomos ocupam as posições dos vértices e do centro de um cubo, ao passo que a martensita, nas ligas de NiTi, é monoclinica, uma distorção da estrutura denominada B19, em que o maior lado é inclinado em relação à base da célula (Sehitoglu et al., 2001). A transformação da austenita em martensita, ou transformação martensítica (TM), se inicia quando a liga passa, no resfriamento, por uma temperatura crítica denominada Ms (martensite start) e se completa em Mf (martensite finish), quando o material é totalmente martensítico (menos a austenita que, por algum motivo, não tenha conseguido se transformar, chamada de austenita retida). No sentido oposto, a transformação reversa (TR), ou transformação austenítica, se inicia, no aquecimento, na temperatura As (austenite start) e termina em Af (austenite finish), quando então o material é completamente austenítico (Kuhn et al., 2001).

Uma transformação de fase envolve a formação de uma célula unitária de volume diferente daquela existente que, para se acomodar, precisa deformar a rede cristalina existente. Se esta acomodação acontece com deformação elástica da estrutura, parte da energia será armazenada assim como a energia que é armazenada em uma mola comprimida. Por outro lado, se a deformação da rede é plástica, ocorrerá geração de defeitos e movimentação daqueles já existentes. Ambas as transformações têm papel fundamental na reversibilidade da transformação martensítica, reversibilidade que conduz ao efeito memória de forma (EMF).

O EMF é a propriedade de certos materiais metálicos os quais após sofrerem grandes deformações não lineares, apresentam capacidade de recuperar sua forma e/ou dimensões originais através de aquecimento. Os mecanismos internos da liga de NiTi pelos quais os átomos se arranjam para provocar a deformação visível são diferentes de ligas metálicas convencionais devido a essa característica. Deformações podem ser totalmente recuperadas dependendo da composição da

liga de NiTi, do tamanho de grão, da textura do material, do histórico mecânico e térmico e das condições nas quais a deformação é aplicada. (Reis, 2001)

Esse efeito não é a única característica peculiar apresentada pelas ligas de NiTi. Seu comportamento elástico também é bem atípico. Enquanto grande parte dos materiais metálicos pode ser deformada elasticamente em até 0,5%, as ligas de NiTi, podem ser deformadas em até 8% ou 10% de seu comprimento inicial e ainda retornar completamente à sua forma original, apresentando comportamento semelhante a uma borracha (Rodriguez; Brown, 1975). Assim, as ligas de NiTi podem ser “programadas” por seleção da composição química para que sua recuperação de forma se dê apenas pela retirada da tensão exercida, sem necessidade de aquecimento. Este efeito é chamado de superelasticidade (SE), onde a temperatura de recuperação da forma é menor que a temperatura de deformação. A SE acontece em uma temperatura em que a fase presente seja predominantemente austenítica e pode ser atribuída à transformação de fase austenita-martensita, a partir do momento em que o fio vai sendo carregado, com mais porções de austenita transformando-se em martensita, à medida que a deformação é aumentada (Reis, 2001).

Bahia (2004) verificou ainda que as temperaturas de TM e TR, determinadas em amostras de instrumentos endodônticos de NiTi, são em média: 18,2°C para Ms, -2,3°C para Mf, 3,4°C para As e 22,9°C para Af. Verifica-se que a liga encontra-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, conseqüentemente apresentando características de SE.

Thompson (2000) e Miyai et al. (2006) reforçaram que no caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre partir da tensão imposta pela curvatura no interior do canal radicular. Ao encerrar a tensão, ou seja, assim que o instrumento é removido do interior do canal, a transformação reversa ocorre restaurando a forma original da lima. A SE associada com a transformação martensítica induzida por tensão é uma propriedade única das ligas NiTi. Em Endodontia, os instrumentos de NiTi facilitam a instrumentação de canais curvos gerando um preparo eficiente dos mesmos.

Por fim, Walia et al. (1988) investigaram as propriedades de torção e flexibilidade da liga NiTi usada na confecção de instrumentos endodônticos. Para

tanto, foram utilizados protótipos de limas #15 com seção triangular, fabricados por meio de usinagem e testados a fim de verificar a flexibilidade e a resistência à torção em movimento horário e anti-horário. Dos resultados obtidos, concluíram que as limas confeccionadas a partir da liga NiTi apresentaram duas a três vezes mais flexibilidade que as limas de aço inoxidável, bem como, superior resistência à fratura em movimento de torção no sentido horário e anti-horário. Salientaram ainda que a flexibilidade desses instrumentos é resultado do baixo valor do módulo de elasticidade em tensão e cisalhamento da liga nitinol em comparação à liga de aço inoxidável.

2.1.1 Tratamento termomecânico

O tratamento termomecânico aplicado na liga de NiTi é uma importante variável que deve ser considerada durante o processo de fabricação dos instrumentos endodônticos (Shen et al., 2013). Desta forma, a avaliação de diferentes tratamentos térmicos e das tensões geradas durante o processo de fabricação, alterando e aprimorando as propriedades químicas, físicas e mecânicas da liga de NiTi, têm sido objeto de muitos estudos por influenciar a resistência à fratura dos instrumentos acionados a motor durante o uso clínico, principalmente em canais curvos.

Gutmann e Gao (2012) estudaram em uma revisão de literatura as modificações da microestrutura e os tratamentos térmicos que os instrumentos sofrem para melhorar o cotidiano clínico. Afirmaram que essas mudanças melhoram a flexibilidade, resistência à fadiga cíclica e a eficiência de corte quando comparados aos instrumentos de NiTi sem tratamento.

Santos (1994) avaliou o tipo de tratamento térmico recristalizador a ser empregado na superfície das limas. Para tanto, empregou este tratamento em limas manuais do tipo K #15, #25 e #35, as quais foram avaliadas por ensaio de resistência à torção. Os resultados mostraram que a temperatura de 600° C por uma hora foi capaz de proporcionar um aumento substancial na resistência à torção dos instrumentos estudados.

Zinelis et al. (2007) determinaram o efeito do tratamento térmico na resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi. Realizaram tratamento térmico em temperaturas diferentes para 14 grupos de 5 instrumentos cada, comparados ao grupo controle. Os autores identificaram que as temperaturas de 430°C e 440°C apresentaram os melhores resultados no tratamento térmico a que os instrumentos foram submetidos, aumentando a resistência à fadiga quando comparado aos demais grupos.

Gambarini et al. (2008) investigaram a influência de novos processos de tratamento do fio de NiTi na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos. Compararam instrumentos TF com diâmetro de ponta 0,25 mm e conicidade 0.06mm (25/.06), produzidos através de tratamento térmico denominado fase R e torção do fio, instrumentos GTX (Dentsply Maillefer) 20/.06, que utilizaram o fio tratado termicamente M-Wire e instrumentos K3 (SybronEndo Kerr) 20/.06, produzidos através do processo de usinagem tradicional da liga de NiTi. Verificaram que os instrumentos TF apresentaram número de ciclos até a fratura significativamente maior quando comparados aos instrumentos K3. Contudo, os instrumentos K3 não apresentaram diferença significativa na resistência à fadiga de instrumentos GTX. Concluíram que o novo processo de fabricação dos instrumentos rotatórios TF proporcionou um aumento significativo na resistência à fadiga que o processo de usinagem tradicional.

Kim et al. (2010) avaliaram a resistência à fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi TF, RaCe (FKG), Helix (DiaDent), com diâmetro 25/.06 e ProTaper Universal F1 (Dentsply Maillefer). Os resultados mostraram que os instrumentos TF, fabricados através do processo de torção do fio e tratamento térmico Fase R apresentaram resistência à fadiga significativamente superior a dos outros instrumentos, fabricados por usinagem.

da Cunha Peixoto et al. (2010) ao investigarem a resistência à fadiga flexural e a resistência torcional dos instrumentos GT com as limas GTX, verificaram superior resistência à fadiga dos últimos, sendo que o melhor desempenho no ensaio de fadiga foi atribuído principalmente ao tratamento termomecânico M-Wire, utilizado na produção dos instrumentos GTX.

Larsen et al. (2009) compararam o comportamento em fadiga dos instrumentos GTX 20/.04 e 20/.06 e instrumentos 25/.04 e 25/.06 dos sistemas TF e EndoSequence (Brasseler). Os resultados mostraram uma maior resistência à fadiga dos instrumentos GTX de ambas conicidades, quando comparados aos outros sistemas testados. Concluíram também que o tratamento M-Wire apresentou flexibilidade superior aos demais instrumentos testados.

Gao et al. (2010) compararam a resistência à fadiga de instrumentos ProFile Vortex (Dentsply Maillefer) produzidos com dois fios distintos: M-Wire e o fio de NiTi convencional, em duas velocidades de rotação diferentes. Os instrumentos que utilizaram o fio M-Wire apresentaram uma resistência à fadiga superior (aproximadamente 150% maior) do que os instrumentos ProFile. Entretanto, não foi observada diferença na resistência à fadiga com a variação nas velocidades de rotação.

Gambarini et al. (2011) avaliaram a flexibilidade e a resistência à fadiga das limas K3 convencionais e instrumentos denominados K4, protótipos de limas K3 submetidos a um tratamento térmico específico. A flexibilidade e a resistência à fadiga dos instrumentos que receberam tratamento térmico foi significativamente maior do que os instrumentos K3 produzidos de forma convencional.

2.1.2 Fadiga cíclica

Fadiga é o termo utilizado para se referir à ruptura de materiais submetidos a tensões. A fratura de instrumentos utilizados em preparo automatizado ocorre por dois diferentes mecanismos: fadiga torcional e fadiga flexural (Plotino et al., 2009). A fratura por torção ocorre quando a lima, seja a ponta ou qualquer parte dela, trava nas paredes dos canais durante a instrumentação enquanto a haste da mesma continua em movimento, excedendo assim o limite elástico do metal (Martín et al., 2003). Já na fratura flexural o instrumento é submetido a sucessivas cargas de compressão e tensão no mesmo ponto como, por exemplo, em regiões de curvaturas dos canais radiculares. Dentre os principais motivos de ruptura, estudos mostram que a fadiga cíclica flexural é principal causa de quebra do instrumento

endodôntico, sendo responsável por 50% a 90% das falhas mecânicas que ocorrem (Parashos et al., 2004). Segundo Courtney, 1990 a fratura por fadiga nos metais envolve três estágios: nucleação de trincas, crescimento lento e progressivo e fratura final rápida.

No primeiro estágio, a nucleação da trinca de fadiga está relacionada ao fluxo plástico não homogêneo em nível microscópico, podendo ocorrer mesmo quando a estrutura se encontra sob ação de tensões elásticas. Esta etapa de nucleação é de natureza cristalográfica e é ditado mais pelo escorregamento que pelas considerações de fratura por tração. Assim, nesta fase inicial a trinca se propaga à direção a aproximada de 45° do eixo principal de tração. Durante o processo de crescimento lento e progressivo, a taxa de avanço da trinca se relaciona com a frequência e amplitude do ciclo de tensão ou 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 taxa de propagação da trinca está diretamente relacionada à variação de tensão em cada ciclo, ou seja, quanto maior a variação de tensão, maior a taxa de avanço da trinca. Sendo assim, a área de fratura final depende das tensões aplicadas, da tenacidade do material e possui a característica relevante de acontecer sem apresentar quaisquer defeitos aparentes como a deformação permanente, ou mudança na estrutura do material (Courtney, 1990).

Assim, quando um instrumento endodôntico é acionado no interior de um canal curvo, ocorrem tensões de compressão na região em contato com a parede interna da curvatura, e de tração na parede externa. Esse ciclo contínuo de tração e compressão gera uma forma de carregamento cíclico. Este carregamento cíclico contínuo induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se 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 máxima do canal radicular (Serene et al., 1995; Pruett et al., 1997; Bahia, 2004; Bahia; Buono, 2005).

Pruett et al. (1997) ainda relataram que o comportamento da fadiga nas ligas de NiTi está relacionado à tensão aplicada. Quando a tensão é baixa, a liga exibe uma deformação linear. Ao se elevar a tensão acima de um determinado valor basta

um pequeno aumento acima desse limiar para resultar em uma deformação que, diferente da maioria dos metais, pode ser reversível na liga de NiTi, caracterizando assim a super elasticidade. Testes de fadiga conduzidos na região super elástica dão origem ao comportamento de fadiga de baixo ciclo, resultando em uma redução muito rápida da vida do instrumento. Esta fadiga de baixo ciclo está mais relacionada à quantidade de deformação do que ao nível de tensão imposto à amostra.

Gavini (2006) estudou resistência à fadiga cíclica aplicando íons de nitrogênio aos instrumentos. Utilizou para isso limas K3 tratadas e não tratadas com nitrogênio. Após os ensaios de fadiga cíclica em canal curvo, conclui que a limas tratadas com íons nitrogênio levaram mais tempo para fraturar.

Ray et al. (2007) analisaram a resistência à fadiga de K3 e EndoSequence comparando suas rotações contra uma superfície altamente polida com uma inclinação de 15 graus contra a horizontal. Para cada sistema rotatório, foram utilizadas limas 25/.04 , 25/.06, 40/.04 e 40/.06 em velocidade 300 e 600 rpm. Foi simulado movimentos de bicada em 1 ciclo por segundo. O número de rotações até o momento que o instrumento fraturou foi analisado por meio de análise de variância. E concluíram que em ambas as velocidades 300 rpm e 600 rpm, o sistema K3 teve uma significativa tendência a fratura quando comparado ao sistema EndoSequence.

Melo et al. (2008) observaram que o acabamento da superfície dos instrumentos não apresentou uma relação direta entre a incidência da fratura e a concentração dos defeitos de usinagem. O local de fratura sempre coincidiu com a região de curvatura máxima dos canais e a análise das superfícies de fratura indicou que a amplitude de deformação nesta região foi elevada, levando à nucleação de múltiplas trincas no perímetro dos instrumentos. As principais características das superfícies de fratura foram a presença de pequenas regiões lisas, que corresponderam às áreas de propagação lenta das trincas e uma grande área fibrosa central, associada à ruptura final.

De-Deus et al. (2010) avaliaram resistência à fadiga cíclica em razão do movimento e velocidade empregados nos instrumentos. Para isso utilizou instrumentos Protaper Universal F2 divididos em 2 grupos, com limas empregadas

em rotação contínua e instrumentos em rotação alternada. Após a fratura de todas as amostras, eles concluíram que o tipo de movimento influenciou a resistência à fadiga cíclica, que foi significativamente maior no grupo que recebeu rotação alternada.

Plotino et al. (2012) avaliaram o efeito da autoclavagem na resistência à fadiga de instrumentos rotatórios endodônticos tradicionais e novos. Quatro sistemas com diâmetro 40/.04 foram avaliados: K3, Mtwo (VDW), Vortex e K3XF (SybronEndo Kerr) que apresenta tratamento térmico Fase R, e subdivididos em instrumentados esterilizados e não esterilizados. As amostras foram submetidas a 10 ciclos de esterilização em autoclave. As diferenças foram estatisticamente significativas apenas entre amostras esterilizadas e não esterilizados K3XF (762 NCF contra 651 NCF) e entre os instrumentos K3, Mtwo e Vortex não apresentaram diferenças significativas. E concluíram que ciclos repetidos de esterilização em auto clave não influenciaram as propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi, exceto para K3XF que demonstrou aumento significativo da resistência à fadiga cíclica.

Gavini et al. (2012) utilizaram trinta e seis instrumentos Reciproc R25 (VDW), 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 graus e raio de 5mm, motor elétrico com 300 rpm que permitiu a reprodução de bicadas para simular o uso clínico. Após os dados analisados concluíram que o movimento reciprocante melhora a resistência à fadiga cíclica por flexão em instrumentos NiTi Reciproc R25, quando comparado com movimento de rotação contínua.

Rubini et al. (2013) avaliaram a resistência à fadiga cíclica empregando diferentes movimentos nos instrumentos Hyflex. Utilizaram para esse estudo vinte e quatro instrumentos que foram divididos em dois grupos de acordo com o tipo de rotação recebida: contínua ou reciprocante. Os testes foram realizados em um aparelho onde as limas permaneciam em movimento até a sua separação. Concluíram que o movimento reciprocante proporcionou maior resistência à fadiga cíclica que a rotação contínua.

Shen et al. (2013), ao estudarem o tratamento termomecânico aplicado na liga de NiTi nas limas endodônticas, observaram que esse é um dos quesitos de

maior relevância quando se quer melhorar a resistência à fadiga. Ressaltam ainda que instrumentos desenvolvidos até então a partir de tratamentos 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 e instrumentação mais rápida e eficiente.

Ha et al. (2013) avaliaram se a resistência ao estresse de torção e a fadiga cíclica seria melhorada pelo tratamento térmico utilizando instrumentos com características geométricas idênticas. Para isso utilizaram limas K3XF (Fase R) e K3 (NiTi convencional), como diâmetros de ponta e conicidades 30/.04 e 30/.06, submetidos à número de ciclos até ocorrência de fratura. Não houve diferença significativa quanto a resistência a torção máxima e, quanto a fadiga cíclica, a lima K3XF se mostrou mais resistente.

No mesmo ano, Lopes et al. (2013) comparam as propriedades mecânicas dos instrumentos K3 e Revo-S SU (Micro Mega), feitos de NiTi de fio convencional, Profile Vortex com M-Wire e K3XF na Fase R. Os instrumentos foram submetidos a ensaios mecânicos para avaliar a resistência à flexão, ensaio à fadiga e a carga de torção em rotação no sentido horário. Os resultados mostraram que a K3XF teve o melhor desempenho geral, em flexibilidade, deflexão angular de ruptura, e resistência a fadiga cíclica. Além do tipo da liga que o instrumento é fabricado, o desenho e as dimensões se mostraram determinantes para o bom desempenho mecânico.

Diante do exposto, trabalhos como os de Pruett et al. (1997), Mize et al. (1998), Haikel et al. (1999), Tripi et al. (2006) demonstraram que um dos fatores mais significativos na determinação da resistência à fadiga em instrumentos de NiTi é o raio de curvatura do canal radicular. Ademais, Gambarini (2001) afirmou que a complexidade anatômica dos canais em que são utilizados os instrumentos, dificulta a correlação dos resultados experimentais vinculados à resistência à fadiga com os dados que ocorrem na prática clínica. As diferenças metodológicas como tipo de canal utilizado, grau de deformação a que o instrumento é submetido, região do instrumento onde se concentrou a deformação máxima são outras variáveis que dificultam as comparações entre os estudos. A reprodução dos diferentes tipos de

tensão a que o instrumento é submetido no interior de um canal curvo e irregular é muito difícil de ser determinada.

2.2 RECIPROC BLUE

O conceito de “forças balanceadas” foi proposto por Roane et al. (1985) como meio de superar a influência da curvatura no sucesso do tratamento endodôntico. Usando limas manuais e rotacionando-as no sentido horário para o corte da dentina em direção apical e no sentido anti-horário para o alívio da lima, evitando fratura do instrumento e diminuição de fadiga do mesmo durante a instrumentação de canais curvos. Assim, tornou-se possível o preparo de curvaturas com instrumentos manuais do menor ao maior diâmetro de ponta. No entanto, o uso de limas manuais de aço inoxidável é demorado e extenuante, além do risco da ocorrência de erros no decorrer de seu uso.

O desenvolvimento da instrumentação rotatória contínua com instrumentos de NiTi resolveu algumas dessas questões, embora ainda seja necessário utilizar diversas limas manuais e rotatórias em diferentes etapas do tratamento e de uma longa curva de aprendizado antes que a proficiência do profissional seja alcançada.

Inspirado em encontrar uma maneira simplificada, segura e conveniente de preparo do canal radicular, Yared (2008) idealizou um sistema de instrumento único, fazendo uso da lima rotatória ProTaper F2 para a completa instrumentação de dentes com ou sem curvatura. O instrumento foi acionado em movimento oscilatório com diferença entre o ângulo do movimento nos sentidos horário e anti-horário. A diferença de ângulo no sentido horário e anti-horário foi determinada a partir de valores do módulo de elasticidade para o instrumento ProTaper F2. Estes ângulos foram menores que o limite de elasticidade preconizado para o instrumento em questão. Assim, o avanço no sentido apical ocorre com a aplicação de mínima pressão ao instrumento. O autor evidenciou duas grandes vantagens de tal técnica: a utilização de um único instrumento com conseqüente melhora da relação custo-benefício, e a eliminação de possível contaminação cruzada, visto que a técnica preconiza o descarte do instrumento após o uso.

Baseado no conceito de “forças balanceadas”, a cinemática do movimento reciprocante consiste de um movimento no sentido de corte, seguido de um movimento no sentido contrário, o qual promoverá a liberação do instrumento das paredes do canal, com a amplitude do movimento na direção de corte maior que a amplitude na direção inversa. Devido a esta característica, verifica-se um avanço automático do instrumento no interior do canal, sendo necessária uma mínima pressão no sentido apical (Schilder, 1974; Burklein et al., 2012). O movimento reciprocante alivia o stress sobre o instrumento e, conseqüentemente, reduz o risco de fratura do instrumento causado pela fadiga cíclica (De-Deus et al., 2010; Yared; Ramli, 2013)

Dessa maneira, surgiu o sistema Reciproc (VDW), o primeiro sistema reciprocante a ser lançado em 2011, com o objetivo de encontrar uma maneira mais simples e mais segura de preparar com êxito o canal radicular. Com movimentos alternados reciprocantes, o Reciproc prepara os canais radiculares com facilidade e rapidez possibilitando o preparo canais radiculares com anatomias difíceis e com resultados previsíveis usando apenas um instrumento (De-Deus et al., 2013). Os instrumentos são fabricados a partir da liga M-Wire, que proporciona uma maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica que as tradicionais ligas de NiTi. Eles apresentam uma secção transversal em forma de “S”, incluindo três limas com diferentes diâmetros de ponta e conicidades, R25 25/.08, R40 40/.06 e R50 50/.05 e comprimentos de 21, 25 e 31 mm. (Yared; Ramli, 2013; Shen et al., 2013; Ye; Gao, 2012). O sistema ainda conta com um motor elétrico específico, com a programação de torque e velocidade fixa e pré-determinada para utilização das limas. Os instrumentos são utilizados a uma velocidade de dez ciclos de “vai e volta” por segundo, equivalente a 300 rpm e o ângulo do movimento no sentido de corte é sempre menor que o limite de elasticidade da lima, minimizando o risco de fratura. Ainda segundo o fabricante, o instrumento deve ser descartado após o uso (VDW, 2010).

A Reciproc Blue é a evolução do sistema Reciproc convencional. Segundo o fabricante, apresenta uma maior resistência à fadiga cíclica e maior flexibilidade que sua antecessora. Foi desenvolvida para ser utilizada como um instrumento de uso único no preparo do canal radicular, realizando o trabalho de diversas limas utilizadas durante o procedimento de instrumentação.

Os instrumentos Reciproc Blue estão disponíveis em comprimentos de:

- 21 mm
- 25 mm
- 31 mm

Nos seguintes diâmetros de ponta e conicidades:

R25 – 0,25 mm e 0.08

R40 – 0,40 mm e 0.06

R50 – 0,50 mm e 0.05

Figura 2.1 – Instrumentos Reciproc Blue posicionados na sequência de menor para o maior calibre. R25 (A), R40 (B) e R50 (C) (VDW, 2017)

As informações oficiais sobre o novo sistema afirmam que a modelagem do canal obtida pelo instrumento Reciproc Blue permite uma irrigação e obturação muito eficientes tanto com técnicas frias e quentes. A capacidade de centralização do movimento reciprocante, a possibilidade de pré curvatura do instrumento e a concepção do instrumento Reciproc Blue com suas propriedades físicas, químicas e mecânicas aprimoradas pelo inovador tratamento termomecânico Blue, possibilitam ao sistema alcançar o caminho de menor resistência do trajeto original do canal, mesmo com curvaturas acentuadas ou calcificados, sem a necessidade de

exploração inicial de maneira eficiente até em procedimentos de retratamento endodôntico.

De-Deus et al. (2017) avaliaram a influência do tratamento térmico Blue sobre a resistência à flexão e a fadiga cíclica de instrumentos convencionais Reciproc (VDW) que receberam tratamento termomecânico M-Wire. A flexibilidade das limas Reciproc R25 padrão e das limas Reciproc Blue correspondentes foi determinada por testes de flexão a 45° de acordo com a especificação ISO 3630-1. Os instrumentos também foram submetidos a um teste de resistência à fadiga cíclica, medindo o tempo de fratura dos instrumentos em um canal de aço inoxidável artificial com ângulo de 60° e raio de curvatura de 5 mm. A Reciproc Blue R25 mostrou desempenho superior quando comparado com o níquel-titânio superelástico M-Wire convencional, demonstrando maior flexibilidade e resistência à fadiga.

2.3 WAVEONE GOLD

O sistema WaveOne foi descrito por Weber et al. (2011). Segundo os pesquisadores, foi projetado para fornecer simplicidade e eficiência na modelagem do canal radicular. Representa um conceito de lima única/uso único capaz de atingir os objetivos biológicos e mecânicos do preparo dos canais: remover bactérias e seus sub-produtos, e modelar para possibilitar uma obturação tridimensional com guta percha. O sistema é composto por três instrumentos com comprimentos de 21, 25 e 31 mm e diferentes diâmetros de ponta e conicidades, Small 21/.06, Primary 25/.08 e Large 40/.08.

Segundo o fabricante, o sistema WaveOne apresenta as seguintes características: bom controle e segurança na instrumentação; lima precisa, rápida e suave; respeito à curvatura do canal radicular e tamanho do ápice; tamanho adicional 21/.06, útil para canais radiculares estreitos; por ser de uso único e já vir estéril, não apresenta necessidade de desinfecção, limpeza ou esterilização; não há risco de contaminação cruzada, pois não deve ser reutilizada; diminui o tempo do preparo do canal radicular em até 40%, além de respeitar a anatomia do canal radicular. O motor desenvolvido para a utilização do sistema WaveOne, o X-Smart

Plus, realiza o movimento recíprocante compatível com o sistema WaveOne e demais sistemas disponíveis no mercado (Dentsply-Maillefer, 2011).

Assim como o sistema Reciproc, é confeccionado a partir de tratamento termomecânico M-Wire, que proporciona maior elasticidade e resistência à fratura que as tradicionais ligas de NiTi. Apresentam duas secções transversais diferentes ao longo da parte ativa da lima: de D1 a D8 apresenta uma secção transversal triangular convexa modificada e de D9 a D16, a secção é triangular convexa sem modificação. A lima gira em sentido reverso, ou seja, o sentido de corte do instrumento é contrário (anti-horário). Além disso, a distância entre as cristas das espiras (passos) é variável ao longo da parte ativa da lima, proporcionando melhor flexibilidade e segurança (Weber et al., 2011; Lim et al., 2013; Yared; Ramli, 2013).

O sistema WaveOne Gold foi lançado como uma proposta otimizada do sistema WaveOne convencional. O fabricante anuncia que este sistema mais moderno é 50% mais resistente à fadiga cíclica, 80% mais flexível e 19% mais rápido, quanto à instrumentação, do que o sistema WaveOne comum. Isso se deve ao tratamento termomecânico Gold, uma evolução do tratamento M-Wire e as modificações feitas no instrumento, que apresenta conicidade variada ao longo de todo o comprimento ativo, possuindo secção transversal em paralelogramo.

Os instrumentos WaveOne Gold estão disponíveis em comprimentos de:

- 21 mm

- 25 mm

- 31 mm

Nos seguintes diâmetros de ponta e conicidades:

Small – 0,20 mm e 0.07

Primary – 0,25 mm e 0.07

Medium – 0,35 mm e 0.06

Large – 0,45 mm e 0,05

Figura 2.2 – Instrumentos WaveOne Gold posicionados na sequência de menor para o maior calibre. Small (A), Primary (B), Medium (C) e Large (D) (Dentsply-Maillefer, 2015)

Mamede-Neto et al. (2017) avaliaram o transporte e centralização de diferentes instrumentos rotatórios e reciprocantes de NiTi mediante avaliação de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT). Cento e vinte e oito pré-molares mandibulares foram selecionados e instrumentados utilizando as seguintes marcas de instrumentos de NiTi: WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, ProTaper Next, ProTaper Gold (Dentsply Maillefer), Mtwo, BioRaCe (FKG) e RaCe. A CBCT foi realizada antes e após o preparo do canal radicular para obter medições das paredes dentárias mesial e distal e cálculos de transporte do canal radicular e centralização. Com base na metodologia empregada, não foram encontradas diferenças significativas entre os instrumentos em termos de transporte do canal e capacidade de centralização.

Pedullà et al. (2017) compararam a formação de microfissuras em dentina após o preparo do canal realizado com diferentes movimentos e sistemas de lima única como a One Shape (Micro Mega), F6 SkyTaper (Komet), HyFlex EDM (Coltene), WaveOne, Reciproc e WaveOne Gold. Oitenta e quatro incisivos centrais inferiores humanos extraídos foram selecionados e divididos em 6 grupos experimentais, para cada sistema, de 12 dentes cada e um grupo controle (dentes não preparados). As raízes foram então seccionadas a 3, 6 e 9 mm à partir do ápice, e a superfície dentinária foi observada sob um estereomicroscópio. Todos os sistemas testados causaram fissuras, principalmente na secção apical a 3 mm do ápice. HyFlex EDM e WaveOne Gold apresentaram menos microfissuras do que outros e não houve diferença entre os demais grupos experimentais. Dentro das limitações deste estudo, a flexibilidade dos instrumentos de NiTi devido ao

tratamento térmico parece ter uma influência significativa na formação de fissuras dentinárias.

Elsaka et al. (2016) realizaram um estudo comparando a resistência à torção e à flexão dos instrumentos WaveOne Gold, Reciproc e TF Adaptive. A força de torção dos sistemas WaveOne Gold Primary, Reciproc R25, TF Adaptive M-L1 foram medidos pela firme fixação dos 3 mm apicais dos instrumentos e posterior aplicação de rotação constante a 2 rpm para cada lima através de um torsiômetro. Os instrumentos fraturados foram examinados utilizando um microscópio eletrônico de varredura (MEV). A resistência à flexão dos instrumentos foi medida usando o teste de dobra em cantilever. A WaveOne Gold apresentou maior resistência ao estresse torsional e flexibilidade em comparação às limas Reciproc e TF Adaptive. A superfície da secção transversal da fratura exibiu no MEV as características clássicas de falha de torção, incluindo marcas de ondulação fibrosas próximas ao centro de rotação e marcas de abrasão circular.

Özyürek et al. (2017) comparou a resistência à fadiga cíclica da Reciproc R25, WaveOne Primary e WaveOne Gold Primary. Os ensaios foram realizados utilizando um aparelho específico para testes de fadiga cíclica, em um canal artificial de aço inoxidável com ângulo de 60° e raio de curvatura de 5 mm. As limas foram divididas aleatoriamente em 3 grupos com 20 instrumentos cada um. Todos os instrumentos foram girados até a fratura ocorrer, e o tempo de fratura foi registrado em segundos usando um cronômetro digital. Calculou-se o número de ciclos até à falha (NCF). Os dados foram analisados estatisticamente ($p < 0,05$). A resistência à fadiga cíclica do sistema WaveOne Gold Primary se mostrou maior do que os instrumentos WaveOne Primary e Reciproc R25.

Topçuoğlu et al. (2016) também compararam a resistência à fadiga cíclica das limas WaveOne Gold, Reciproc e WaveOne porém em canal simulado com dupla curvatura (em forma de S). Um total de 120 instrumentos WaveOne Gold Primary, R25 e WaveOne Primary divididos em três grupos de 40 limas cada foram acionados até a ocorrência de fratura a fim de calcular o número de ciclos à falha (NCF). Registrou-se também o comprimento de cada fragmento fraturado. O sistema WaveOne Gold Primary demonstrou maior resistência à fadiga cíclica do que

Reciproc R25 e WaveOne Primary e não houve diferença nos comprimentos de fragmentos fraturados dos sistemas avaliados na curvatura apical ou coronal.

Ainda com relação ao estudo da resistência das limas à fadiga cíclica flexural, Adigüzel e Capar (2017) compararam os sistemas WaveOne e WaveOne Gold em três distintas formas de apresentação, Small, Primary e Large, utilizando-as em canais simulados. Para tanto, cento e vinte instrumentos foram testados em dois canais artificiais curvos com diferentes ângulos e raios de curvatura. Cada instrumento foi manipulado até a ocorrência de fratura, registrou-se o tempo até à falha e mediu-se o comprimento da ponta fraturada. Os instrumentos WaveOne Gold foram aproximadamente duas vezes mais resistentes à falha do que os instrumentos WaveOne convencionais em um ângulo de curvatura de 60° e três vezes mais resistentes no ângulo de curvatura de 90°. O comprimento da parte fraturada dos instrumentos foi semelhante entre todos os grupos.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo é avaliar o desempenho dos novos sistemas Reciproc Blue R25 e WaveOne Gold Primary quanto a resistência à fadiga cíclica flexural em um aparelho desenvolvido especificamente para realização de ensaios dinâmicos, comparando e confrontando os resultados obtidos entre as mesmas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Foram utilizados os seguintes materiais para a elaboração e execução da pesquisa:

- 15 instrumentos Reciproc Blue R25 (VDW, Munique, Alemanha)
- 15 instrumentos WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer, Suíça)
- motor elétrico VDW Silver (VDW, Munique, Alemanha)
- dispositivo metálico para ensaio de fadiga cíclica flexural (UNITAU, Taubaté, Brasil)
- cronômetro digital (Apple, Arizona, EUA)
- microscópio (Zeiss, Jena, Alemanha)
- óleo sintético (Johnson & Johnson, São José dos Campos, Brasil)
- pinça clínica (Duflex, Rio de Janeiro, Brasil)

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Divisão dos grupos experimentais

Para avaliar a resistência à fadiga cíclica foram utilizados 15 instrumentos Reciproc Blue R25 de 25 mm de comprimento, diâmetro de ponta 0,25 mm e conicidade 0,08 mm e 15 instrumentos WaveOne Gold Primary de 25 mm, diâmetro de ponta 0,25 mm e conicidade 0,07 mm. Os instrumentos foram inspecionados em um microscópio com 40x de aumento, onde qualquer irregularidade fazia com que o instrumento fosse imediatamente descartado (Tocci et al., 2015).

Os instrumentos foram divididos em 2 grupos da seguinte maneira:

- Grupo RB : Reciproc Blue R25. n=15
- Grupo WOG: WaveOne Gold Primary. n=15

4.3 ENSAIO PARA DETERMINAR A RESISTÊNCIA A FADIGA CÍCLICA

4.3.1 Descrição do dispositivo

Para o ensaio de fadiga cíclica foi utilizado um dispositivo desenvolvido e utilizado por Salum (2012) no Laboratório de Usinagem - Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté.

Um dispositivo desse tipo permite a livre rotação dos instrumentos em um canal curvo, deixando o ensaio dinâmico e simulando a realidade clínica (Haikel et al., 1999; Li et al., 2002). Vale ressaltar que o experimento foi realizado sem a influência de qualquer operador (Bahia; Buono, 2005; Gavini, 2006).

O aparelho foi constituído por uma base de aço de 20x20x7cm. Apoiada em quatro pés de borracha para que não houvesse vibrações durante o ensaio. Em seu interior, há o motor que faz movimento axial do canal artificial. A fonte que contém os dispositivos de regulação de rotação e o contador de pulso foram posicionados na base de 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 4.1).

Figura 4.1 – Aparelho utilizado para realização do ensaio dinâmico (A). Fonte de alimentação onde se encontram os dispositivos de regulação de rotação e o contador de pulsos (B). Ao lado do aparelho, o motor elétrico utilizado para o acionamento dos instrumentos (C) e o cronômetro digital (D)

4.3.2 Confeção dos canais simulados

Foi confeccionado um canal com ângulo de curvatura de 60° a partir de uma peça de aço inoxidável (Gambarini, 2001; Grande et al., 2006; Lopes et al., 2007), temperada e usinada na forma de um arco ajustado a um cilindro guia feito do mesmo material. Possuíam 25 mm de comprimento e apresentavam raio de curvatura de 5 mm (Pruett et al., 1997; Salum, 2012).

Nas duas estruturas foi produzido 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. Dessa forma, o sulco serve como um trajeto guia para o instrumento que permanece curvado e com liberdade para girar entre o cilindro e o arco externo (figura 4.2).

4.3.3 Motor elétrico e cinemática dos instrumentos:

O motor elétrico empregado no experimento foi o VDW Silver seguindo o tipo de movimento, torque e velocidade recomendadas pelos fabricantes presentes na programação do mesmo, sendo modo “RECIPROC ALL” para as limas Reciproc Blue R25, com velocidade de 300 rpm segundo fabricante e “WAVEONE ALL” para as limas WaveOne Gold Primary, utilizando velocidade de 350 rpm, seguindo as recomendações oficiais da empresa.

4.3.4 O ensaio

Todos os instrumentos foram previamente lubrificados à realização dos testes com óleo sintético a fim de diminuir o atrito entre eles e o canal simulado (Nguyen et al., 2014). O instrumento era selecionado e anexado ao contra ângulo, regulava-se a altura numa trajetória retilínea para que não houvesse tensões. Durante a realização do ensaio o contra ângulo permanecia 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, o que permitiu a marcação do momento preciso até a fratura da lima (figura 4.2 e 4.3). Em um movimento único, acionava-se o motor elétrico e cronômetro digital (figura 4.1). A fratura era percebida por inspeção auditiva e visual, nesse exato momento o cronômetro digital era pausado (Gambarini, 2001; Pessoa et al., 2013; Gavini, 2006). Ao final de cada teste era registrado o NCF e o tempo em segundos (s).

Figura 4.2 – Conjunto arco e cilindro guia determinando o canal artificial (A). Parte ativa do instrumento R25 posicionada no sulco correspondente ao canal artificial. Notar o comprimento de 1 mm da ponta do instrumento para fora do cilindro (B)

Figura 4.3 - Conjunto arco e cilindro guia determinando o canal artificial (A). Parte ativa do instrumento Primary posicionada no sulco correspondente ao canal artificial. Notar o comprimento de 1 mm da ponta do instrumento para fora do cilindro (B)

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foram avaliados os dados de número de ciclo e tempo até que ocorresse a fratura para cada grupo.

Assim, foi comparado o NCF e o tempo até a quebra dos instrumentos Reciproc Blue R25 e WaveOne Gold Primary com angulação de 60° e raio de curvatura de 5 mm. Foi realizada a estatística descritiva obtendo o valor médio e de desvio padrão. Para análise de variância utilizou-se o teste ANOVA complementado por Tukey.

O nível de significância para todos os testes foi de 5% ($p < 0,05$). Para isso, foi utilizado o programa estatístico BioEstat 5.0.

5 RESULTADOS

Os dados originais encontram-se nos apêndices. Nas tabelas abaixo observam-se as médias e desvio padrão para número de ciclos e tempo em segundos até a fratura respectivamente nos dois grupos experimentais.

Tabela 5.1 – Média e desvio padrão do número de ciclos até a fratura nos diferentes grupos experimentais

Grupo	NCF (Média)	Desvio Padrão
RB	540,5(a)	45,9(a)
WOG	211,5(b)	36,06(b)

* letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Em relação ao número de ciclos até a fratura observou-se, na situação experimental determinada, maior resistência à fratura flexural quando utilizou-se o instrumento Reciproc Blue R25, devido a diferença estatisticamente significativa observada entre os sistemas avaliados ($p < 0,05$) (Tabela 5.1).

Tabela 5.2 – Média e desvio padrão do tempo em segundos até a fratura nos diferentes grupos experimentais

Grupo	Tempo (Média)	Desvio Padrão
RB	258,2(c)	23,77(c)
WOG	96,8(d)	16,55(d)

** letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)*

Ao se analisar o tempo em segundos até a falha, os resultados dos instrumentos Reciproc Blue R25 também se mostram superiores às limas WaveOne Gold, com diferença estatisticamente significativa para fratura entre os dois sistemas ($p < 0,05$) (Tabela 5.2).

6 DISCUSSÃO

O preparo químico cirúrgico representa uma etapa de grande importância no tratamento endodôntico. Para realizá-lo com eficiência é necessária a utilização de instrumentos que possibilitem a obtenção de uma forma adequada para obturação do sistema endodôntico.

Desde a década de 60, a possibilidade de automatizar a instrumentação endodôntica foi foco de diversas pesquisas. Muitas marcas comerciais foram lançadas como a Giromatic (Micro Mega), que alargava o canal da direita para esquerda, seguido do Dynatrack, W&H, Endo-Angle (Union Broach), e Endolift (Kerr), com movimentos de vai-e-vem e pequeno movimento rotacional alternado (De Deus, 1992). Essa primeira geração de motores elétricos não possuía controle de torque tão pouco sistema anti-reverso, promovendo parafusamento, imobilização do instrumento no interior do canal e consequente fratura torsional (Pruett et al., 1997). Além disso, o uso em conjunto com limas de aço inoxidável de mesma conicidade e flexibilidade das limas manuais comuns, não viabilizou sua aceitação na comunidade endodôntica por exibir menor eficiência quando comparada à instrumentação manual realizada na época.

Um dos grandes avanços observados em Endodontia está relacionada diretamente ao advento da liga de NiTi na confecção dos instrumentos endodônticos. A literatura é extensa ao relatar que é mais flexível que os instrumentos de aço inoxidável utilizados até então, propriedade fundamental para o instrumento ideal. Outras características interessantes que o NiTi possui são a superelasticidade, efeito de memória de forma e biocompatibilidade, os quais fizeram com que muitos autores renomados se interessassem em estudar a nova liga em questão.

A fim de potencializar as já desejáveis propriedades físicas, químicas e mecânicas do NiTi convencional, foram desenvolvidos diferentes tratamentos termomecânicos na liga de NiTi, aprimoramento no desenho, adoção de diferentes secções transversais e formas alternativas de confecção dos instrumentos, sejam estes por usinagem ou torção. O implemento de sistemas automatizados rotatórios

juntamente às limas de NiTi se mostrou deveras eficiente. Entretanto, a contínua necessidade de melhoria do movimento dos instrumentos objetivando facilitar a dinâmica de instrumentação predominou. Baseado nos conceitos das “forças balanceadas” de Roane et al. (1985), Yared (2008) reintroduziu o conceito de instrumentação alternada ou oscilatória automatizada. A cinemática recíprocante foi instituída como um movimento no sentido de corte, seguido de um movimento no sentido contrário, uma característica importantíssima, pois esse movimento contrário promove a liberação do instrumento nas paredes do canal, propiciando um avanço maior do instrumento em direção apical sem que o operador faça força excessiva no instrumento, reduzindo a possibilidade de fratura (Bürklein et al., 2012).

A utilização em conjunto de instrumentos de NiTi com motor endodôntico em movimentos rotatório ou recíprocante proporcionou maior previsibilidade no tratamento, maior rapidez no preparo do canal radicular e menor tensão ao paciente e ao clínico. Marzouk e Ghoneim (2013) atestaram essa eficiência e segurança ao preparar dentes humanos com canais curvos comparando dois sistemas de limas de NiTi tratados termicamente TF e WaveOne em movimentos rotatório e recíprocante respectivamente. Corroborando com essas pesquisas, De-Deus et al. (2010) testaram e avaliaram a resistência a fadiga cíclica de limas ProTaper, idealizadas originalmente para uso em movimento rotatório, nessas duas cinemáticas de movimento e Gavini et al. (2012), pesquisaram o mesmo quesito com limas Reciproc, produzidas para utilização em movimento recíprocante, submetidas aos dois movimentos em canais simulados metálicos. Ambos comprovaram a superioridade do movimento recíprocante ao rotatório no quesito fadiga cíclica.

Os motores mais atuais possuem controle de torque, velocidade, anti-reverso, alguns possuem movimento rotatório contínuo, recíprocante, e até mesmo controle de angulação para avanço e recuo do instrumento quando acionado em movimento recíprocante.

Fadiga é o termo utilizado para se referir à ruptura de materiais submetidos a tensões. A fratura flexural ocorre quando o instrumento é submetido a sucessivas cargas de compressão e tensão no mesmo ponto como, por exemplo, em regiões de curvaturas dos canais radiculares. Mesmo com o desenvolvimento da cinemática de movimento, a considerável melhora no design dos instrumentos, métodos de

fabricação diversificados e técnicas de confecção desses instrumentos a partir de ligas de NiTi tratadas termicamente, a fratura das limas endodônticas permaneceu como uma das preocupações primordiais no tratamento, especialmente em canais com acentuadas curvaturas (Ye; Gao, 2012). Diante desse fato, os trabalhos de Parashos et al. (2004) e Sattapan et al. (2000) afirmaram que a fadiga cíclica por flexão é responsável por até 90% das falhas mecânicas ocorridas nos instrumentos endodônticos.

Os resultados encontrados na literatura relacionados ao comportamento em fadiga cíclica flexural de instrumentos de NiTi são controversos, provavelmente devido às variações metodológicas empregadas por cada autor. Como não há especificação ou protocolo que estude e ateste a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi, faz-se uso de diversos dispositivos e metodologias para avaliar in vitro o comportamento mecânico dos mesmos (Gambarini, 2001). Como relatam Plotino et al. (2009), geralmente não é mencionada a trajetória dos instrumentos nos aparelhos utilizados para testes e, conseqüentemente, os resultados obtidos podem não ser tão consistentes como deveriam ser. Portanto, fica clara a necessidade de uma padronização internacional para ensaios de fadiga em instrumentos rotatórios e reciprocantes de NiTi, visando assegurar a uniformidade de resultados. Dessa maneira, a avaliação da fadiga cíclica flexural e a metodologia eleita para este estudo se justificam, com o uso de aparelho específico para a realização do ensaio dinâmico, que reproduz a situação clínica do preparo com movimentação axial fixa e que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal simulado metálico curvo (Haikel et al., 1999; Li et al., 2002; Bahia; Buono, 2005; Gavini, 2006).

O raio de curvatura é um dos fatores mais importantes a se considerar na ocorrência de fadiga cíclica. Quando diminui, a tensão aplicada e a conseqüente deformação sobre o instrumento aumentam. Experimentalmente, constatou-se que quanto mais acentuada a curvatura e menor seu raio, menos tempo será necessário para a ocorrência de fratura. (Pruett et al., 1997; Haikel et al., 1999). Dessa forma, ao aliarmos neste estudo angulação de 60° a um raio de curvatura de 5 mm, criamos um cenário de variação anatômica extrema (Schneider, 1971) para investigar o comportamento dos novos instrumentos com tratamentos térmicos à disposição do clínico nos dias atuais.

Os novos sistemas Reciproc Blue e WaveOne Gold necessitam da realização de estudos que comprovem as qualidades e vantagens alardeadas pelos respectivos fabricantes, dentre elas o aumento considerável da resistência a fadiga cíclica por flexão. Shen et al. (2013), ao estudarem o tratamento termomecânico aplicado na liga de NiTi, observaram que esse é um dos quesitos de maior relevância quando se quer melhorar a resistência à fadiga e ressaltam ainda que instrumentos desenvolvidos a partir de tratamentos térmicos, representam a próxima geração de ligas de NiTi com maior flexibilidade e resistência à fadiga. Segundo os fabricantes a melhora considerável das propriedades do NiTi relacionadas à aplicação dos novos tratamentos térmicos Blue e Gold dispensam a realização prévia de exploração inicial com limas manuais na maioria dos casos. Esse novo conceito, que independe da condição anatômica do conduto, vai de encontro aos atuais métodos de preparo e instrumentação, que buscam aliviar ao máximo as tensões exercidas sobre as limas utilizadas através do pré preparo e alargamento controlado do terço cervical.

Neste estudo, as cinemáticas e velocidades selecionadas foram as predefinidas para cada fabricante no motor endodôntico VDW Silver, respeitando as taxas de rotação de 300 rpm e 350 rpm para Reciproc Blue e WaveOne Gold respectivamente. O tempo até a fratura e o NCF são dois parâmetros que geralmente são utilizados para avaliar a resistência à fadiga cíclica (Lopes et al., 2010; Wan et al., 2011; Kim et al., 2012) e foram os escolhidos para este estudo. O tempo até a falha apresenta mais informações clinicamente relevantes por ser de mais fácil apreciação ao clínico quando comparado com o número de ciclos para a fratura. O NCF oferece informações mais pertinentes sobre a capacidade do desenho do instrumento resistir à fratura por fadiga (Kim et al., 2012).

A análise estatística deste trabalho demonstrou que houve diferença significativa entre os sistemas Reciproc Blue R25 e WaveOne Gold Primary quando utilizados na cinemática e velocidade recomendada por cada fabricante. A média aritmética do número de ciclos e tempo que as limas R25 obtiveram foi aproximadamente 2,5 vezes maior que a média do instrumento Primary.

Estudos como os de Pérez-Higueras et al. (2013) e de Arslan et al. (2015) mostram que quando acionadas em cinemática recíprocante, a resistência à fratura

cíclica dos instrumentos aumenta consideravelmente devido aos movimentos de avanço e recuo que diminuem as deformações sofridas.

Outro aspecto a se considerar é a memória controlada, a qual possibilita o pré curvamento do instrumento antes de sua utilização. Essa particularidade, avaliada em trabalhos como de Shen et al. (2011), Ninan e Berzins (2013), Peters (2014), Braga (2014), Pedullà et al. (2017) se mostrou vantajosa em testes de flexibilidade e fratura por fadiga cíclica quando colocada a prova com fios de NiTi convencional e de tratamentos térmicos M-Wire e Fase R.

A diferença dos tratamentos térmicos aplicados pode igualmente influenciar na incidência de quebras. Segundo informações da empresa, a tecnologia Gold proporciona 50% mais resistência do que a M-Wire da WaveOne convencional. Essa supremacia foi comprovado pelos trabalhos de Elsaka et al. (2017) Özyürek et al. (2017), Topçuoğlu et al. (2016), Adigüzel e Capar (2017) realizados em diferentes situações de ângulos e raios de curvaturas. Quanto à tecnologia Blue, o fabricante relata que a R25 é 2,3 vezes mais resistente à ruptura por fadiga cíclica que o tratamento térmico M-Wire de sua antecessora. Em um aparelho de ensaio dinâmico, empregando angulação e raio de curvatura iguais aos deste estudo, De-Deus et al. (2017) atestou essa evolução. Porém, mais estudos são necessários com o intuito de comparar, inclusive, diferentes tratamentos termomecânicos.

A Reciproc Blue R25 possui secção transversal em forma de “S”, diâmetro ponta de 0,25mm e conicidade de 0,08 mm entre D0 e D3 e 0,43mm entre D4 e D16, com 1,05 mm nessa região. Já o sistema WaveOne Gold Primary apresenta secção em forma de paralelograma, ponta de 0,25mm e conicidade 0,07 mm entre D0 e D3, 0,063 mm de D4 a D12 e 0,027mm entre D13 e D16, finalizando com 1,135 mm. Segundo a literatura pesquisada, essas informações técnicas são relevantes no que diz respeito à falha flexural, devido a expressiva influência do diâmetro do instrumento no nível de tensão provocada na liga de NiTi em regiões de acentuada curvatura do canal (Serene et al., 1995; Pruett et al., 1997; Bahia, 2004; Bahia; Bueno, 2005; da Cunha Peixoto et al., 2010), podendo da mesma forma explicar os resultados obtidos neste estudo.

O risco de contaminação cruzada na utilização dos sistemas Reciproc Blue e WaveOne Gold também é reduzido, uma vez que há a recomendação dos

fabricantes para o descarte dos instrumentos após sua utilização. Consequentemente, o risco de falha flexural diminui, por não sujeitar os instrumentos a novas tensões mecânicas, químicas, pelo contato com substâncias irrigadoras do canal e físicas devido a esterilização em autoclave. Apesar do estudo de Plotino et al. (2012) relatar que, em geral, não existe relação da autoclavagem com a perda de resistência a fratura, e até mesmo em alguns casos potencializá-la, pesquisas futuras são necessárias para qualificar os instrumentos no aspecto do uso único e os possíveis riscos atrelados a essa opção pelo clínico.

É inegável que o grau de treinamento do profissional interfere diretamente no controle da cinemática da instrumentação automatizada, refletindo na incidência de complicações e acidentes, principalmente em canais curvos. Sattapan et al. (2000) relataram que as deformações observadas nos instrumentos rotatórios de NiTi estão associadas muito mais à maneira de como as limas são utilizadas do que especificamente ao número de usos durante a instrumentação de canais radiculares. Aliás, a compreensão dos fatores que levam à fratura de instrumentos automatizados constitui condição *sine qua non* para a prevenção desse tipo de imprevisto, já que direciona o clínico a desenvolver precaução e zelo com as técnicas de preparo do canal de forma embasada e consciente.

7 CONCLUSÕES

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

- Na situação experimental de canais simulados metálicos com angulação de 60° e raio de curvatura de 5 mm e dentro das limitações deste estudo, o sistema Reciproc Blue R25 mostrou resistência superior a fratura por fadiga cíclica flexural quando comparado às limas WaveOne Gold Primary;
- Devido ao fato de ambos os sistemas serem novos, são necessários estudos que confirmem todas as características inovadoras dos novos tratamentos termomecânicos Blue e Gold anunciadas pelos fabricantes e os aspectos cruciais no que tange o preparo do canal radicular.

REFERÊNCIAS¹

Adigüzel M, Capar ID. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. *J Endod*. 2017 Apr;43(4):623-627. doi: 10.1016/j.joen.2016.11.021.

Andreassen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Am J Orthod*. 1978 Feb;73(2):142-51.

Arslan H, Alsancak M, Doğanay E, Karataş E, Davut Çapar İ, Ertas H. Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25® instruments with different kinematics. *Aust Endod J*. 2016 Apr;42(1):22-4. doi: 10.1111/aej.12115.

Auricchio F, Taylor R, Lubliner J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Comput Methods Appl Mech Eng*. 1997;146:281-312.

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.

Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005 Aug;100(2):249-55.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2003 Apr;36(4):288-95.

Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2014 Sep;40(9):1494-7. doi: 10.1016/j.joen.2014.03.007.

Burklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schafer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: reciproc and wave one versus mtwo and protaper. *Int Endod J* 2012 May;45(5):449-61. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01996.x.

¹ De acordo com o estilo Vancouver

Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod*. 2014 Oct;40(10):1638-41.

Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002 Nov;28(11):765-9.

Cohen SJ, Burns RC. *Caminhos da polpa*. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2007.838 p.

Cohen S, Hargreaves KM. *Caminhos da Polpa*. 9ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.1079 p.

Courtney TH. *Mechanical behavior of materials*. USA: McGraw Hill; 1990.620p.

da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, Viana AC, Buono VT, Bahia MG. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *J Endod*. 2010 Apr;36(4):741-4. doi: 10.1016/j.joen.2009.12.016.

Dederich D, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1986 Feb;61(2):192-6.

De Deus QD. *Endodontia*. 5ª ed. Rio de Janeiro: Medsi; 1992.

De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue file of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010 Dec;43(12):1063-8.

De-Deus G, Arruda TE, Souza EM, Neves A, Magalhães K, Thuanne E, Fidel RA. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *Int Endod J*. 2013 Oct;46(10):993-8. doi: 10.1111/iej.12091.

De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *J Endod*. 2017 Mar;43(3): 462-466. Doi: 10.1016/j.joen.2016.10.039.

Dentsply.com [homepage on the internet] Tulsa: Dentsply Maillefer Catalogue; [acessado 9 jul. 2016]. c2011. Disponível em: <http://www.dentsply.com.au/secure/downloadfile.asp?fileid=1537853>

Dentsply.com [homepage on the internet] Tulsa: WaveOne Gold Brochure; c2015. [acessado 9 jul. 2016]. Disponível em: https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Endodontics/Obturation/Gutta_Percha_Points/WaveOne_Gold_Gutta_Percha_Points/W1G_Brochure_EN.pdf

Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *Int Endod J.* 2016 Dec 5. doi: 10.1111/iej.12728.

Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001 Jul;34(5):386-9.

Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Sur, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol and Endod* 2008 Jun;105(6):798-800. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.02.017.

Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011 Apr;44(4):337-41. doi: 10.1111/j.1365-2591.2010.01835.x.

Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of profile vortex rotary instruments. *J Endod* 2010 Jul;36(7):1205-9. doi: 10.1016/j.joen.2010.02.015.

Gavini G. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi submetidos à implantação de íons nitrogênio [tese de livre docência]. São Paulo: Universidade de São Paulo; Faculdade de Odontologia; 2006.

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. doi: 10.1016/j.joen.2011.12.033.

Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-ti hand, Ni-ti engine-driven, and K-flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995 Mar;21(3):146-51.

Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006 Oct;39(10):755-63.

Gunst V, Mavridou A, Huybrechts B, Van Gorp G, Bergmans L, Lambrechts P. External cervical resorption: an analysis using cone beam and microfocus computed tomography and scanning electron microscopy. *Int Endod J.* 2013 Sep;46(9):877-87. doi: 10.1111/iej.12073.

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.

Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013 Mar;39(3):389-93.

Haikel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TT, Allemann C. Effects of cleaning, chemical disinfection, and sterilization procedures on the mechanical properties of endodontic instruments. *J Endod.* 1997 Jan;23(1):15-8.

Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven Rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999 Jun;25(6):434-40.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LSW. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design, torsional and bending. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 2000 Oct;90(4):500-6.

Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium Rotary files. *J Endod J Endod.* 2010 Jan;36(1):147-52. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.037.

Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod.* 2012 Apr;38(4):541-4. doi: 10.1016/j.joen.2011.11.014.

Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001 Aug;27(8):516-20.

Larsen MC, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instrument. *J Endod* 2009 Mar;35(3):401-3. doi: 10.1016/j.joen.2008.12.010.

Leonardo MR. Endodontia: tratamento de canais radiculares: princípios técnicos e biológicos. São Paulo: Artes Médicas; 2005. 1491p.

Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue os endodontic nickeltitanium Rotary instruments: static and dynamics tests. *J Endod*. 2002 Jun; 28(6):448-51.

Lim YJ, Park SJ, Kim HC, Min KS. Comparison of the centering ability of Wave-One and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod*. 2013 Feb;38(1):21-5. doi: 10.5395/rde.2013.38.1.21.

Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod*. 2007 Jan;33(1):55-7.

Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2010 Oct;36(10):1653-7. doi: 10.1016/j.joen.2010.06.026.

Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF Jr, Inojosa IF, Lopes WS, Vieira VT. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *J Endod*. 2013 Apr;39(4):516-20.

Machado MEL. Endodontia: da biologia à técnica. São Paulo: Livraria Santos; 2007. 484p.

Mamede-Neto I, Borges AH, Guedes OA, de Oliveira D, Pedro FL, Estrela C. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. *Open Dent J*. 2017 Feb 14;11:71-78. doi: 10.2174/1874210601711010071.

Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003 Apr;36(4):262-6.

Marzouk AM, Ghoneim AG. Computed tomography evaluation of canal shape instrumented by Messer different kinematics rotary nickel-titanium systems. *J Endod* 2013 Jul;39(7):906-9. doi: 10.1016/j.joen.2013.04.023.

Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Buono VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J.* 2008 Apr;41(4):329-38. doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01368.x.

Melton KN. Ni-Ti based shape memory alloys. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann; 1990. 419p.

Mize SB, 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.

Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006 Feb;39(2):119-26.

Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod.* 2014 Aug;40(8):1190-3. doi: 10.1016/j.joen.2013.12.033.

Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013 Jan;39(1):101-4. doi: 10.1016/j.joen.2012.08.010.

Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *J Endod.* 2017 May;43(5):805-809. doi: 10.1016/j.joen.2016.12.010.

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

Pedullà E, Genovesi F, Rapisarda S, La Rosa GR, Grande NM, Plotino G, Adorno CG. Effects of 6 Single-File Systems on Dentinal Crack Formation. *J Endod*. 2017 Mar;43(3):456-461. doi: 10.1016/j.joen.2016.10.038.

Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod*. 2013 Dec;39(12):1585-8. doi: 10.1016/j.joen.2013.07.020.

Pessoa OF, da Silva JM, Gavini G. Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments after simulated clinical use in curved root canals. *Braz Dent J*. 2013;24(2):117-20. doi: 10.1590/0103-6440201302164.

Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PM, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J*. 2014 Jun;47(6):505-13. doi: 10.1111/iej.12177.

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):1469-76. doi: 10.1016/j.joen.2009.06.015.

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.

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

Quintão CC. Fios ortodônticos utilizados em fase inicial de tratamento: propriedades mecânicas e desempenho clínico. [tese de doutorado]. Rio de Janeiro; Universidade Federal do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia; 2000.

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

Reis, WP. Caracterização de Ligas de Ni-Ti para Ortodontia. [dissertação]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2001.

Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*. 1985 May;11(5):203-11.

Rodriguez C, Brown L.C. The mechanical properties of SME alloys. In: Perkins J. Shape memory effects in alloys. Toronto; 1975. P 29-581. (Plenum Press; 1).

Rubini AG, Sannino G, Pongione G, Testarelli L, Al Sudani D, Jantarat J, De Luca M, Gambarini G. Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments. *Ann Stomatol (Roma)*. 2013 Mar;4(1):149-51.

Ruddle CJ. The ProTaper technique: Endodontics made easier. *Dent Today*. 2001 Nov;20(11):58-64, 66-8

Salum G. Avaliação da capacidade de corte e resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Profile Vortex e ProTaper [dissertação]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Faculdade de odontologia; 2012.

Santos M. Avaliação comparativa diante do ensaio de torção de limas endodônticas de diferentes tipos, marcas e números submetidos ou não a um tratamento térmico recristalizador [tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1994.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in Rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000 Mar;26(3):161-5.

Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974 Apr;18(2):269-96.

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

Sehitoglu IH, Karaman XY, Zhang K, Gall HJ, Chumlyakov YI. Single crystal deformation mechanisms in NiTi, NiTiCu And Fe-Based shape memory alloys. *Proceedings of IUTAM Symposium on Mechanics of Martensitic Phase Transformation in Solids*. 2001 June;11(15).

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.

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. doi: 10.1016/j.joen.2011.08.005

Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-Titanium instruments - Applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995. 113 p.

Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L, Putortì E, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of instruments with different movements: a comparative study. *J Oral Maxillofac Res.* 2015 Mar 30;6(1):e6. doi: 10.5037/jomr.2014.6106.

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

Topçuoğlu HS, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J.* 2016 Jun 25. doi: 10.1111/iej.12674.

Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Oct;102(4):e106-14.

Vdw-dental.com [homepage on the internet] Munich: VDW Reciproc brochure; c2010. [acessado jul. 2016]. Disponível em: <https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Reziproke-Aufbereitung/RECIPROC/VDW-Dental-RECIPROC-product-brochure-EN.pdf>

Vdw-dental.com [homepage on the internet] Munich: VDW Reciproc Blue Brochure; c2017. [acessado mar. 2017]. Disponível em <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/reciprocr-blue-instruments/>.

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

Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J.* 2011 Dec;37(3):122-7. doi: 10.1111/j.1747-4477.2010.00222.x.

Weber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle CJ, West JD. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots.* 2011; 1: 28-33.

Yared G. Canal preparation using only one NiTi rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008 Apr;41(4):339-44

Yared G, Ramli GA. Single file reciprocation: A literature review. *Endo*. 2013; 7(3): 171-8.

Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*. 2012 Jan;38(1):105-7. doi: 10.1016/j.joen.2011.09.028

Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007 Jun;103(6):843-7

APÊNDICE A – Valores originais da média e desvio padrão para a fratura dos instrumentos testados

	WaveOne Gold		Reciproc Blue	
	ciclos	tempo	ciclos	tempo
1	201	94	550	260
2	126	57	475	228
3	174	79	616	298
4	190	86	564	273
5	212	97	486	232
6	224	102	463	212
7	237	110	595	289
8	258	121	494	239
9	209	98	556	262
10	192	90	519	248
11	259	122	567	266
12	187	85	514	249
13	208	98	573	277
14	244	104	575	279
15	252	109	561	261
MÉDIA	211,533333	96,8	540,533333	258,2
DESVIO PADRÃO	36,0651527	16,5538084	45,9158651	23,7763388

APÊNDICE B: Teste estatístico realizado pelo programa BioEstat 5.0

	WaveOne Gold		Reciproc Blue	
	ciclos	tempo	ciclos	Tempo
Tamanho da amostra =	15	15	15	15
Mínimo	126.0	57.0	463.0	212.0
Máximo	259.0	122.0	616.0	298.0
Amplitude Total	133.0	65.0	153.0	86.0
Mediana	209.0	98.0	556.0	261.0
Primeiro Quartil (25%)	191.0000	88.0000	504.0000	243.5000
Terceiro Quartil (75%)	240.5000	106.5000	570.0000	275.0000
Desvio Interquartilico	49.5000	18.5000	66.0000	31.5000
Média Aritmética	211.5	96.8	540.5	258.2
Variância	1300.7	274.0	2108.3	565.3
Desvio Padrão	36.1	16.6	45.9	23.8
Erro Padrão	9.3	4.3	11.9	6.1
Coeficiente de Variação	17.05%	17.10%	8.49%	9.21%
Assimetria (g1)	-0.7	-0.7	-0.3	-0.3
Curtose (g2)	0.8	1.3	-1.0	-0.4
Média Harmônica =	204.7097	93.6287	536.7941	256.0919
N (média harmônica) =	15	15	15	15
Média Geométrica =	208.3296	95.3178	538.6790	257.1566
N (média geométrica) =	15	15	15	15
Variância (geom.) =	1.0153	1.0155	1.0032	1.0038
Desvio Padrão (geom.) =	1.2057	1.2074	1.0901	1.0983

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	1	19.5 e+04	19.5 e+04
Erro	28	11.8 e+03	419.671
F =	465.5421		
(p) =	< 0.0001		
Média (Coluna 3) =	96.8000		
Média (Coluna 5) =	258.2000		
Tukey:	Diferença	Q	(p)
Médias (3 a 5) =	161.4000	30.5137	< 0.01

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	1	81.2 e+04	81.2 e+04
Erro	28	47.7 e+03	17.0 e+02
F =	476.2784		
(p) =	< 0.0001		
Média (Coluna 2) =	211.5333		
Média (Coluna 4) =	540.5333		
Tukey:	Diferença	Q	(p)
Médias (2 a 4) =	329.0000	30.8635	< 0.01