

PAULA TEREZA VARDASCA DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DE LIMAS
ROTATÓRIAS E RECÍPROCANTES**

CAMPO GRANDE
2015

PAULA TEREZA VARDASCA DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DE LIMAS
ROTATÓRIAS E RECÍPROCANTES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-
Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do
Sul, para a obtenção do grau de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

CAMPO GRANDE
2015

FOLHA DE APROVAÇÃO

PAULA TEREZA VARDASCA DE OLIVEIRA GALVÃO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DE LIMAS
ROTATÓRIAS E RECIPROCANTES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-
Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do
Sul, para a obtenção do grau de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

Aprovada em 13 de março de 2015, pela Comissão Examinadora.

Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

Prof. Pós Dr. André Afif Elossais

Prof. Dr. José Luiz Guimarães de Figueiredo

Prof. Dr. Anísio Lima da Silva

Prof. Dr. Wanderson Miguel Maia Chiesa

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha filha **Maria Luísa Vardasca de Oliveira Galvão**, a qual preenche as melhores horas do meu dia, quem colore minhas segundas-feiras como se fossem sextas, o melhor sorriso estampado no rosto todas as manhãs, a gargalhada mais gostosa, o pezinho mais cheiroso, a gordinha mais esbelta, minha grande paixão, enfim, quem me ensinou o verdadeiro sentido da palavra amor! Te amo filha!

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a **DEUS** pelas bênçãos concedidas, pois sem Sua permissão nada disto seria possível.

Aos **meus pais PAULO DE OLIVEIRA E MARIA DO CARMO VARDASCA DE OLIVEIRA** por sempre estarem ao meu lado, me estimulando a crescer profissionalmente, sem medir esforços para que o mestrado e o doutorado fossem concluídos.

Ao meu marido **GABRIEL GALVÃO**, pelo companheirismo, compreensão e ajuda na produção do trabalho. Pelas horas de sono perdidas me auxiliando e me dando forças para terminar, além das inúmeras vezes em que cuidou com todo carinho da nossa filha durante as minhas ausências. Sem você eu não teria conseguido! Amo você!

Ao meu orientador e padrinho **Professor Doutor PEDRO GREGOL DA SILVA**, por me aceitar mais uma vez como orientada, me ajudando a crescer profissionalmente nestes últimos sete anos, por todo tempo gasto para me auxiliar e pelo incentivo para realizar este trabalho. Muito obrigada professor por ter me dado a oportunidade de me tornar mestre e agora doutora!

À **CAPES/CNPQ** pelo apoio financeiro concedido durante os quatro anos de pós-graduação.

Ao **programa de PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE E DESENVOLVIMENTO NA REGIÃO CENTRO-OESTE**, pela oportunidade de realizar os cursos de mestrado e doutorado dentro desta instituição, me auxiliando em minha carreira profissional e realizando um grande sonho.

Ao **Professor Doutor RICARDO DUTRA AYDOS**, Coordenador do curso da Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento da Região Centro-Oeste da FAMED/UFMS, pela realização deste nobre empreendimento.

A Todos os Professores do CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO DA FAMED/UFMS

e aos meus queridos professores de GRADUAÇÃO DA UNIDERP, minha eterna gratidão por todo o conhecimento lecionado durante estes anos, pela paciência, carinho e disponibilidade concedidos.

Ao querido **Professor Doutor WANDERSON MIGUEL MAIA CHIESA**, pela imensa ajuda durante todas as etapas do trabalho, sempre disponível esclarecendo dúvidas e nos guiando com muita dedicação e carinho! Obrigada padrinho pelo carinho sempre prestado e pelos excelentes dias em Manaus!

À **ABCD SEÇÃO MANAUS**, por conceder o espaço para a realização do experimento o meu muito obrigada!

Ao **INSTITUTO DE FÍSICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL (INFU)**, em especial ao técnico **LUIZ FELIPE PLAÇA**, por disponibilizar o Microscópio Eletrônico de Varredura e auxiliar na execução do experimento com as lindas imagens obtidas dos instrumentos testados, muito obrigada!

Ao colega **NAÍLDO AGUIAR CORDEIRO**, muito obrigada pela parceria na pesquisa, pelos dias divertidos dentro do laboratório, auxiliando para a execução da tese e também pelos excelentes passeios gastronômicos em Manaus!

Ao querido casal, **NORBÍ CORREA E DONA CÉLIA**, pelo grande carinho em que fomos recebidos em Manaus, nos hospedando com tanto conforto, sem mesmo nos conhecer direito. Nunca vou me esquecer dos dias passados na capital amazonense, além da deliciosa torta sorvete da Dona Célia!

Ao **Professor Doutor DANILO MATHIAS GUERISOLI**, pela amizade e auxílio durante o trabalho! Por estar sempre à disposição para ajudar, com toda paciência e sabedoria! Obrigada professor por ser este grande amigo e profissional com uma humildade sem igual!

Aos professores e amigos **HÉLIO ONODA E FELIPE FASSINA**, pela força e disposição para ajudar no trabalho, sempre com espírito de equipe, sem preguiça para lutar ao lado! Valeu amigos, contem sempre comigo para o que precisar!!!

Às queridas alunas **DAYANE WEBER E TAINARA BIELECKI** pela ajuda no trabalho, por estarem sempre dispostas, com sorriso no rosto, auxiliando com tanto carinho. Muito obrigada meninas!!!

Ao amigo **Professor Pós Doutor ANDRÉ AFIF ELOSSAIS**, pelas orientações e pelo companheirismo durante o ano de 2011, onde passávamos todas as sextas-feiras juntos. Obrigada amigo pelas excelentes sextas, de muitas risadas durante as viagens e de todo conhecimento estendido durante todos estes anos.

Às queridas **secretárias do Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste e da Coordenação de Odontologia, VERA, ÁUREA, OSVALDA E NORAH**, pela disposição nestes últimos sete anos, pela atenção e paciência, sempre me atendendo com muita dedicação e paciência.

Aos **PROFESSORES DOUTORES, JOSÉ LUIZ GUIMARÃES DE FIGUEIREDO E ANÍSIO LIMA DA SILVA**, pelas correções na primeira fase do trabalho e pela dedicação e atenção concedidas durante a Qualificação da Tese. Muito obrigada professores!!!

Ao **CENTRO UNIVERSITÁRIO DA GRANDE DOURADOS - UNIGRAN**, pelo incentivo sempre prestado à todo corpo docente, sempre estimulando o crescimento profissional de toda equipe. Sabemos que são poucas as instituições particulares que se preocupam com isso, e a Unigran sempre buscando e valorizando a qualidade no ensino!

À toda **EQUIPE DE PROFESSORES DO CENTRO UNIVERSITÁRIO DA GRANDE DOURADOS – UNIGRAN**, pela amizade e companheirismo nestes sete anos de caminhada dentro da instituição. Obrigada queridos amigos pela união e pela saudável amizade construída.

Aos amigos **ALINE CERVEIRA E DIOGO FREIRE** pela hospedagem sempre disponível às viagens para Campo Grande. Muito obrigada queridos amigos! A Malú adorou o apartamento da tia Aline!!!

Em memória à minha sogra **MARIA EKELINE GALVÃO**, por sempre acreditar e

incentivar minha participação neste programa de pós-graduação, muitas vezes me acompanhando durante as viagens para que eu não fosse sozinha, sonhando comigo por esta conquista!

“Bem aventurado o homem que acha
sabedoria, e o homem que adquire
conhecimento.”

Provérbios 3:13

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	America Dental Association
CRT	Comprimento Real de Trabalho
EDTA	Ácido Etileno Diamino Tetra-Acético
EMF	Efeito Memória de Forma
ES	EndoSequence
FC	Fadiga Cíclica
GTX	GT Serie X
HF	Hyflex
KHz	Quilo-Hertz
REF	Referência
LOT	Lote
MAC	Movimento Axial Cíclico
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
ML	Mésio-Lingual
MV	Mésio-Vestibular
NaOCl	Hipoclorito de Sódio
NCF	Número de ciclos para fratura
NiTi	Níquel-Titânio
PF	Profile
PT	Protaper
PTN	Protaper Next
PUI	Irrigação Ultrassônica Passiva
rpm	Rotações por minuto
Rx	Raios X
SE	Superelasticidade
TF	Twisted File
WO	Wave One
Mm	Milímetro
µm	Micrometro

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Grau
G	Gramma
=	Igual
<	Menor
≤	Igual ou Menor
>	Maior
≥	Maior ou Igual
n°	Número
®	Marca Registrada
#	Número

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Lima de Níquel-Titânio Wave-One® Primary.	52
FIGURA 2 – Lima de Níquel-Titânio Reciproc® R-25.	53
FIGURA 3 – Lima de Níquel-Titânio Protaper® F2.	53
FIGURA 4 – Motor VDW Silver® (VDW, Munique, Alemanha).	54
FIGURA 5 – Canal Simulado Raio 6mm, Arco 12,56mm.	54
FIGURA 6 – Canal Simulado Raio 9mm, Arco 9,42mm.	55
FIGURA 7 – Equipamento ROMI D 600 TGR. Em destaque, o torno que foi utilizado para a confecção dos canais simulados.	55
FIGURA 8 – Dispositivo utilizado para realização do experimento. A– Suporte para a fixação da caneta; B– Contra-ângulo do motor VDW-Silver, utilizado para o experimento nos movimentos rotatório (Protaper® F2) e recíprocante (Reciproc® R-25 e Wave One® Primary); C– Canal simulado de aço inoxidável; D- Morsa para fixação do canal simulado.	56
FIGURA 9 - Número de ciclos até a falha dos instrumentos testados, em dois tipos de canais simulados. Letras iguais indicam semelhança estatística entre grupos	60
FIGURA 10 – Comprimento dos fragmentos após a fratura, em dois tipos de canais simulados. Letras iguais indicam semelhança estatística entre grupos.	62
FIGURA 11 – Secção reta transversal do instrumento Reciproc® avaliado após fratura. Ausência de deformação plástica e presença de fratura do tipo dúctil na superfície da lima. Aumento de 130X.	63
FIGURA 12 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Reciproc® R25, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (130X).	63
FIGURA 13 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Reciproc® R25, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (1500X).	64
FIGURA 14 – Secção reta transversal do instrumento Wave One® Primary avaliado após fratura. Ausência de deformação plástica e presença de fratura do tipo dúctil na superfície da lima. Aumento de 110X.	64
FIGURA 15 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Wave One® Primary, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (110X).	65

FIGURA 16 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Wave One [®] Primary, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (1500X).....	65
FIGURA 17 – Secção reta transversal do instrumento Protaper [®] F2 avaliado após fratura. Ausência de deformação plástica e presença de fratura do tipo dúctil na superfície da lima. Aumento de 110X.....	66
FIGURA 18 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Protaper F2 [®] , com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (130X).	66
FIGURA 19 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Protaper [®] , com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (1500X).....	67
FIGURA 20 – Superfície fraturada de um instrumento Reciproc [®] , com presença de dimples. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (3000X).	67

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Instrumentos utilizados, divididos conforme no experimento, nos canais 1 (Raio 6mm e arco 12,56mm) e 2 (Raio 9mm e arco 9,42mm).....	57
TABELA 2 – Números de ciclos até a fratura de diferentes instrumentos, em arcos de 9,42mm e 12,56mm.	60
TABELA 3 – Tamanho dos fragmentos dos diferentes instrumentos (expressos em milímetros após a falha, em arcos de 9,42mm e 12,56mm).....	61

RESUMO

GALVÃO, P.T.V.O. **Avaliação da resistência à fadiga cíclica de limas rotatórias e reciprocantes.** Campo Grande; 2015. [Tese de Doutorado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

Resumo: O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro*, a resistência à fadiga cíclica de 3 limas endodônticas de Níquel-Titânio (NiTi): Protaper[®], Wave One[®] e Reciproc[®]. **Método:** O teste de fadiga cíclica foi realizado com os instrumentos Protaper[®] F2, Wave-One[®] Primary e Reciproc[®] R25. Um total de 60 instrumentos foram testados em 2 canais simulados com raios e comprimentos de arcos diferentes. O canal 1 apresentava raio de 6 mm e comprimento de arco de 12,56 mm, e o canal 2, raio de 9 mm e comprimento de arco de 9,42 mm. As limas foram testadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, sendo que a Protaper[®] F2 foi utilizada no movimento rotatório à 300 rpm, a Reciproc[®], no movimento alternado, à 300 rpm e a lima Wave-One[®] no movimento reciprocante, à 350 rpm. Após a fratura dos instrumentos, o tempo e o número de ciclos para fratura foram calculados (NCF) e os fragmentos foram medidos. Imagens dos instrumentos foram observadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV), a fim de avaliar o tipo de defeito apresentado na superfície fraturada. **Resultados:** No canal de arco 9,42 mm, a lima Reciproc[®] R25 apresentou-se mais resistente à fadiga, com diferença significativa com os outros instrumentos ($p < 0,001$). Já no canal de arco de 12,56 mm, não foi observada diferença no índice NCF das três limas ($p > 0,05$). O instrumento Protaper[®] F2 apresentou NCF semelhante em ambos os arcos ($p > 0,05$), fato que não ocorreu com os outros instrumentos testados ($p < 0,001$). Em relação ao tamanho dos fragmentos, no canal de arco 9,42 mm foi observada diferença entre os três instrumentos testados ($p < 0,001$), porém no canal de arco 12,56 mm os fragmentos das limas testadas apresentaram tamanhos semelhantes ($p > 0,05$). A análise do MEV demonstrou ausência de deformação plástica na área fraturada, com características morfológicas de fratura do tipo dúctil. **Conclusão:** A geometria da curvatura, incluindo o raio e o comprimento de arco, influenciou no número de ciclos para a fratura dos instrumentos de NiTi, quando submetidos ao teste de resistência à fadiga cíclica.

Palavras-chave: Endodontia; Canal Radicular; Flexibilidade.

ABSTRACT

GALVÃO, P.T.V.O. **Evaluation of the resistance to cyclic fatigue of rotating and reciprocating files.** Campo Grande; 2015. [Doctorate thesis submitted to the Graduate Program in Health and Development in the Midwest Region of the Federal University of Mato Grosso do Sul].

Summary: The aim of this study was to evaluate in vitro, the cyclic fatigue resistance of three types of nickel-titanium rotary endodontic files (NiTi): Protaper[®], Wave One[®] and Reciproc[®]. **Method:** The cyclic fatigue test was performed with Protaper[®] F2, Wave One[®] Primary and Reciproc[®] R25. Sixty instruments were used in two artificial canals with different radius and arc lengths. The first canal was made with a radius of curvature of 6mm and arc length with 12,56 mm, the second measured radius of 9 mm and arc length with 9,42 mm. The files were tested according to manufacturers recommendations. Protaper[®] F2 was used at a rate of 300 rpm continuous rotate, while Reciproc[®] R25 300 rpm and Wave One[®] Primary files 350 rpm reciprocation motions. The number of cycles to fracture was determined by measuring the time to fracture and the length of the broken fragments were recorded. A scanning electron microscope was used to characterize the topographic features of the fracture surfaces of broken files. **Results:** Reciproc[®] R25 was more resistant when tested in the canal measured 9,42 mm ($p < 0,001$). No significant difference was found in NCF when compared the three files in canal 12,56 mm ($P > 0,05$). Protaper[®] F2 presented the same result when rotated in the simulated canals 1 and 2 ($p > 0,05$). Statistical differences were observed in instrument separation files in the arc 9,42 mm ($p < 0,001$), however the arc 12,56 mm demonstrated broken files with similar sizes ($p > 0,05$). SEM analysis revealed no plastic deformation in the helical shaft of fractured instruments. Fracture surfaces exhibited characteristics of the ductile mode. **Conclusion:** Curvature geometry including the radius and arc lengths influence the number of cycles to fracture of rotary nickel-titanium instruments subjected to cyclic fatigue.

Keywords: Endodontic; Root Canal; Flexibility.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Limas de Aço Inoxidável x Limas de Níquel-Titânio	21
2.2 Protaper®	26
2.3 Wave One® e Reciproc®	29
2.4 Rotatório x Reciprocante	32
2.5 Ensaio da Resistência a Fratura por Flexão	39
3 OBJETIVOS	51
3.1 Objetivo Geral	51
3.2 Objetivos Específicos	51
4 MATERIAIS E MÉTODO	52
4.1 Tipo de Estudo	52
4.2 Materiais	52
4.2.1 Canal Simulado 1	54
4.2.2 Canal Simulado 2	54
4.3 Critérios de Inclusão	56
4.4 Metodologia	56
4.5 Tamanho da Amostra	57
4.6 Planilha de Coleta de Dados	59
4.7 Análise Estatística	59
5 RESULTADO	60
5.1 Número de Ciclos para Fratura (NCF)	60
5.2 Tamanho do Fragmento	61
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÃO	76
REFERÊNCIAS*	77
APÊNDICE A - DADOS DO EXPERIMENTO – TEMPO EM MINUTOS E SEGUNDOS E TAMANHO DOS FRAGMENTOS	83

1 INTRODUÇÃO

A endodontia é a área da odontologia que tem por objetivo a limpeza, ampliação e modelagem do canal radicular, por intermédio do emprego de instrumentos e de substâncias químicas auxiliares, removendo os microrganismos, restos pulpare e necróticos de toda a extensão do canal, finalizando com uma obturação compacta e completa de todo o sistema de canais radiculares.

Dentre as etapas do tratamento endodôntico, a ampliação e a modelagem visam, por meio da instrumentação, a confecção de um canal de formato cônico (com menor diâmetro apical e ampliando á nível coronário). Schilder, em 1974, citou pela primeira vez esta técnica, onde utilizando as limas de aço inoxidável, em uma sequência de instrumentos dos mais finos para os mais calibrosos, na direção apical para coronal.

Após a instrumentação, a conformação cônica radicular, recebe o nome de canal cirúrgico. A forma final da instrumentação não deve alterar o trajeto inicial do canal, devendo respeitar a anatomia do mesmo. Em dentes com segmento apical reto esta regra é simples de seguir, porém em canais curvos a instrumentação pode ser tornar o principal fator de insucessos pela maior incidência de acidentes como desvios, perfurações e formação de degraus (SCHILDER 1974; PLOTINO et al., 2010b).

Diversos materiais são utilizados para realizar o tratamento do sistema de canais radiculares (SCR). Inicialmente a instrumentação era realizada através de alargadores, porém com o tempo estes instrumentos foram sendo substituídos por limas de aço que alargam e instrumentam simultaneamente o canal radicular, sendo essas do tipo Kerr (K-file) ou Hedstroem. As limas do tipo Kerr manual são confeccionadas à partir de uma haste metálica de secção quadrangular e tem o objetivo de atribuir maior resistência à fratura, porém sem muita capacidade de elasticidade. Com o intuito de obter maior flexibilidade, foram criadas as limas tipo K-flexofile, contribuindo para um melhor preparo dos canais radiculares curvos e atresiadados (CYMERMAN et al., 1983; DEDERICH; ZAKARIASEN, 1986).

Técnicas vêm sendo desenvolvidas na intenção de aumentar o potencial de limpeza e modelagem, diminuindo os riscos de acidentes no SCR (COFFAE; BRILLIANT, 1975; ALLISON et al., 1979). Dispositivos mecânicos foram propostos a fim de acionar mecanicamente instrumentos endodônticos (CYMERMAN et al., 1983). Entretanto, o acionamento mecânico de limas de aço não conseguiu melhorar significativamente a qualidade dos tratamentos pelo fato destes instrumentos não possuírem flexibilidade adequada para trabalhar em canais com curvaturas acentuadas, apresentando grandes taxas de desvios

ao longo do canal (ESPOSITO; CUNNINGHAM, 1995; GLOSSON et al. 1995).

Desta forma, Walia et al., em 1988, observaram que a liga de NiTi apresentava alta flexibilidade realizando a manutenção da conformação original do canal, após a instrumentação apical, sendo mais eficaz que as limas de aço devido a essas características, aumentando a qualidade do tratamento endodôntico.

Com o advento das limas de NiTi, em 1995, surgiram os sistemas rotatórios, que vieram no intuito de realizar preparos mecânicos com adequada modelagem do sistema de canais radiculares. Atualmente, estes sistemas utilizam instrumentos que se ajustam à anatomia do canal, promovendo o desgaste seletivo e conferindo alto grau de segurança, contribuindo para diminuir, de maneira eficiente, o tempo de trabalho do profissional (ESPOSITO; CUNNINGHAM, 1995; GLOSSON et al., 1995; ÇELIK et al., 2013). Estes sistemas rotatórios podem ser utilizados separadamente ou associados às técnicas híbridas juntamente com as limas de aço inoxidável realizando o preparo prévio dos terços cervical e médio (ALVES et al., 2012).

A partir do advento dos sistemas rotatórios utilizados durante os tratamentos endodônticos, várias marcas e nomes comerciais foram introduzidos no mercado, tais como: Protaper Universal[®] (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), Mtwo[®] (Sweden & Martina, Padova, Itália), Twisted File[®] (SybronEndo, Orange, Califórnia), entre outros. O conceito de maximizar a eficiência de corte, minimizando a área de superfície de contato entre o instrumento e as paredes do canal radicular levaram ao desenvolvimento de variações no taper (aumento do diâmetro), mantendo o tamanho das pontas das limas (LOPES et al., 2007; LOPES et al., 2009).

A fratura dos instrumentos é uma das principais preocupações dentro dos procedimentos endodônticos (KIM et al., 2010). Vários fatores são responsáveis pelas fraturas durante a instrumentação, sendo os mais comuns as fraturas por torção e flexão (PARASHOS et al., 2004). A fadiga torsional ocorre quando a ponta do instrumento trava no interior do canal radicular, enquanto a lima continua a girar (KRAMKOWSKI; BAHCALL, 2009). As limas de NiTi possuem grande resistência à fratura torsional, porém tem como desvantagem a fratura por flexão rotativa, também conhecida como fadiga cíclica. A fratura por fadiga cíclica se desenvolve como resultado da alternância nos ciclos de tensão e compressão sofridos pelo instrumento, quando o mesmo trabalha de forma contínua, na região de máxima curvatura do canal (SATTAPAN et al., 2000a).

Lee et al., em 2012, por intermédio de uma pesquisa feita a 348 cirurgiões-dentistas na Coréia do Sul, observaram que 54,3% dos entrevistados afirmaram reutilizar as limas de NiTi

mais de 10 vezes. A reutilização dos instrumentos rotatórios e reciprocantes é uma realidade mundial, porém, o desgaste excessivo dos instrumentos acarreta em um maior risco de fraturas.

Várias estratégias têm sido utilizadas pelos fabricantes de limas na tentativa de melhorar características como flexibilidade e resistência à fratura por fadiga, incluindo diferentes designs nos cortes transversais, ligas com diferentes propriedades mecânicas ou processos de fabricação (LARSEN et al., 2009; GAO et al., 2010; LOPES et al., 2010a; ELNAGHY, 2014), sendo que, as limas compostas pelas ligas M-wire e R-phase têm demonstrado maior resistência à fratura por fadiga cíclica, quando comparadas às tradicionais (GAO et al., 2010; BHAGABATI et al., 2012).

Em 2008, Yared, descreveu pela primeira vez a instrumentação do SCR utilizando uma lima Protaper® F2 para realizar toda a instrumentação. Atestou que mudando a cinemática de instrumentação (antes realizada no movimento rotatório, para um movimento de rotação alternada à direita, seguido de movimento à esquerda), era possível realizar o tratamento com um único dispositivo, o que simplificava o tratamento, diminuía os riscos de contaminação cruzada, custos e tempo de trabalho. Deste modo, pela primeira vez na literatura foi citado o movimento reciprocante.

O movimento reciprocante pode ser descrito como um movimento de oscilação quando o instrumento gira em uma direção e reverte a direção antes de completar uma rotação completa. Em trabalho realizado por Varela-Patiño et al., em 2010, foi observado que as limas de NiTi quando utilizadas com movimento reciprocante apresentaram um tempo de vida e resistência a fratura por fadiga cíclica maior, do que quando utilizadas no movimento rotatório.

As limas Protaper® são comumente utilizadas no movimento rotatório e apresentam conicidade variada, design de secção transversal triangular com bons resultados quanto a capacidade de instrumentação e resistência à fratura por flexão e torção (LOPES et al., 2007; NECCHI et al., 2010; ELNAGHY, 2014; PÉREZ-HIGUERAS et al., 2014).

Vários sistemas têm sido lançados no mercado (WAN et al., 2011; PEDULLÀ et al., 2013a; LOPES et al., 2013b), entre eles o Reciproc® (VDW, Munich, Alemanha) e Wave One® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Para realizar o movimento reciprocante, é necessário um motor que opere em uma sequência específica de acordo com cada técnica de instrumentação, sendo estas Reciproc All (para as limas Reciproc®) e Wave One All (para os dispositivos Wave One®). Esses dois tipos de instrumentos são confeccionados com ligas semelhantes (M-Wire), porém possuem secção transversal de cortes diferentes (s-shaped no

Reciproc[®] e triangular no Wave One[®]), têm ângulos e velocidades de rotação diferentes, características que provavelmente tornam estes sistemas mais resistentes a fratura por flexão rotativa (BURKLEIN et al., 2012; CASTELLÓ-ESCRIVÁ et al., 2012; GAVINI et al., 2012; PEDULLÀ et al., 2013b; LOPES et al., 2013b; VADHANA et al., 2014). O sistema Reciproc[®] trabalha em movimento alternado em sentido de 150° anti-horário e 30° horário em velocidade recomendada pelo fabricante de 300 rpm. Já as limas Wave One[®] apresentam movimento 170° anti-horário e 50° horário, com velocidade um pouco acima do outro sistema, com 350 rpm (KIM et al., 2012).

Segundo Lopes et al. (2013c), o resultado final da instrumentação de um canal curvo pode ser influenciado por vários fatores, tais como: valor do raio de curvatura do canal, localização na curvatura, comprimento do arco, desenho da haste de corte, flexibilidade e diâmetro do instrumento endodôntico, tipo do movimento empregado, técnica de instrumentação, localização da abertura foraminal e dureza da dentina.

Desta forma, parece importante realizar um estudo comparativo de flexão rotativa, utilizando marcas comerciais de instrumentos reciprocantes e rotatórios, em diferentes canais artificiais, o que será o objetivo do presente estudo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Limas de Aço Inoxidável x Limas de Níquel-Titânio

Em 1974, Schilder introduziu o conceito de instrumentação do sistema de canais radiculares preconizando os termos *Cleaning and Shaping* (limpando e modelando o canal radicular). Este termo ditou que o canal devia apresentar após instrumentado, o formato cônico, mantendo a posição e tamanho original do forame apical. A partir deste momento, os instrumentos movidos a motor, neste caso, as brocas de Gates Glidden, assumiram importância fundamental durante o preparo biomecânico dos canais radiculares, pois foi por meio da associação dessas brocas com as limas manuais que passou-se a realizar a instrumentação, que, complementada por meios químicos, permitia atingir o objetivo proposto.

Coffae e Brilliant, em 1975 investigaram a qualidade de limpeza dos canais radiculares em diferentes técnicas de instrumentação, comparando a remoção de tecido pulpar em dentes com e sem instrumentação seriada (escalonamento). Cinquenta e seis dentes foram divididos em três grupos, sendo eles: dentes instrumentados até lima #30 no comprimento real de trabalho (técnica não seriada), dentes instrumentados e escalonados até 4mm aquém do CRT, chegando até lima #60 e preparados com brocas de gattes-glidden (técnica seriada) e grupo três, dentes sem instrumentação. Os dentes, após preparados foram seccionados 1, 3 e 5mm aquém do ápice a fim de observar a qualidade de remoção de tecido pulpar. Nos resultados, foi observado que os dentes instrumentados com a técnica seriada apresentaram melhor remoção de tecido pulpar do que aqueles com a técnica não seriada, nos três terços avaliados. Além disso, o uso das brocas de gattes-glidden aumentou a limpeza das paredes nos terços cervicais, possibilitando uma redução nas ocorrências de infecções ocasionadas via canal lateral decorrentes de patógenos endodônticos.

Alisson et al., em 1979 compararam a instrumentação utilizando somente o preparo apical (preparo standardizado), com a técnica step-back (ápice-coroa). Utilizaram 46 dentes e dividiram em 4 grupos, sendo eles: controle positivo (dentes instrumentados e realizada a patência a fim de verificar se o isótopo de ⁴⁵Ca infiltraria via forame), controle negativo (dentes instrumentados e os forames vedados com óxido de zinco e eugenol), dentes instrumentados no terço apical, sem escalonamento (técnica standardizada), e dentes com instrumentação apical e técnica step-back (escalonamento). Após instrumentação os espécimes foram obturados com técnica de condensação lateral e posteriormente o segmento

coronal e o forame foram expostos em solução de isótopo de ^{45}Ca a fim de observar se haveria ou não microinfiltrações nas obturações. Nos resultados, os controles negativos não apresentaram infiltração, enquanto os controles positivos apresentaram completa microinfiltração. Os dentes instrumentados somente com limas standardizadas apresentaram grande infiltração, enquanto que os espécimes com técnica step-back apresentaram pouca ou nenhuma infiltração, demonstrando que a conicidade auxilia na melhoria da obturação no tratamento endodôntico.

Dentre os trabalhos que objetivaram a melhoria da etapa de instrumentação, um estudo comparou a instrumentação manual com limas de aço K-file[®] (Anteos K-files Schwed Manufacturing CO., Kew Garden, NY) com a instrumentação ultrassônica com limas K-file[®] #30 (25mm) através do aparelho Cavitron[®] PR-30 (Cavitron, Long Island City, NY). Doze dentes foram divididos em dois grupos (n=6), irrigados com solução salina, instrumentados com as duas técnicas de instrumentação (manual e ultrassônica) e depois observados em MEV (Cambridge Stereoscan[®], Mark IIA, Londres, Inglaterra). Após análise não foi observada diferença na qualidade final entre as duas técnicas de instrumentação, sendo que ambas deixaram restos necróticos e detritos dentinários nos canais radiculares. Os canais instrumentados com ativação ultrassônica apresentaram ranhuras nas paredes dentinárias (CYMERMAN et al., 1983).

Um problema comum no uso das limas durante a instrumentação dos canais radiculares é a fadiga do metal e sua quebra. Este estudo analisou os efeitos dos movimentos axial cíclico na falha do instrumento através de teste de fadiga das limas endodônticas com e sem movimento axial cíclico. Dezoito novos instrumentos K-file[®] (126 limas no total) de tamanhos de #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. Observaram também que quanto maior o diâmetro da lima, menor a vida útil da mesma (DEDERICH; ZAKARIASEN, 1986).

Walia et al. (1988) utilizaram pela primeira vez uma liga de NiTi na endodontia. Os autores confeccionaram uma lima a partir de um fio ortodôntico de níquel-titânio. O instrumento foi confeccionado com secção transversal triangular compatível com o tamanho de uma lima #15 e comparavam o mesmo com uma lima convencional de aço-inoxidável do mesmo tamanho e com processo de fabricação semelhante, avaliando a resistência a flexão e torção no sentido horário e anti-horário. As limas foram examinadas através de um MEV antes e após as fraturas. Concluíram que as limas de NiTi apresentavam uma elasticidade duas

a três vezes maior quando dobradas e torcidas em comparação com as limas de aço do mesmo tamanho. As limas de NiTi também apresentaram maior resistência a fratura em torção.

Manter o caminho original do canal radicular durante a instrumentação é um desafio principalmente em canais curvos atrésicos. Esposito e Cunningham, em 1995, avaliaram a manutenção da trajetória original do canal radicular durante a instrumentação comparando limas manuais de NiTi (NT Co[®], Chattanooga, TN), limas de NiTi rotatória e limas manuais de aço-inoxidável K-flex[®]. Para isto 45 dentes humanos, com raízes com severas curvaturas, foram selecionados. Cada grupo foi composto de 15 raízes e as mesmas foram instrumentadas até uma lima de calibre #45. Foram realizadas radiografias pré e pós-instrumentação e posteriormente as mesmas foram sobrepostas e examinadas avaliando a discrepância entre a inicial e final. Dentre os resultados, os instrumentos de NiTi, tanto manuais como rotatórios mantiveram a trajetória do canal em 100% dos casos. A incidência de desvios durante a trajetória original na instrumentação com as limas de aço inoxidável aumentou conforme aumentava o diâmetro das limas. Observaram que as limas de NiTi foram mais eficazes em manter o trajeto original dos canais radiculares curvos em dentes onde a instrumentação apical foi superior a uma lima de tamanho #30.

Glosson et al., em 1995 compararam canais radiculares preparados com lima de aço-inoxidável, com limas de NiTi manuais e rotatórias através da técnica de subtração digital. Para isto 60 molares inferiores foram divididos em 5 grupos com 12 dentes em cada grupo (6 canais MV e 6 canais ML), sendo os grupos divididos em A – canais instrumentados com limas pré curvadas K-flex (Kerr[®]), B – limas NiTi manuais (Mity files[®]) utilizando a mesma técnica que o grupo A, C – dentes instrumentados com limas rotatórias NT Sensor[®] (NT Co), D – instrumentação realizada com as limas de NiTi manuais Canal Master[®] “U” (Brasseler, USA) e instrumentação com limas rotatórias NiTi Lightspeed[®] (Lightspeed Technology Inc.). Foram realizados cortes nos terços apicais e médios das raízes selecionadas e foram realizadas imagens digitais antes e após instrumentação comparando as mesmas através da subtração digital (tomadas radiográficas antes e depois do procedimento a fim de avaliar a ocorrência de desvios no canal radicular). Ao avaliar o transporte apical, os canais instrumentados com as limas de NiTi apresentaram menor transporte quando comparados com as limas K-flex[®] e as Mity files[®] ($p<0,05$). Em relação ao tempo para o preparo, as limas rotatórias foram significativamente mais rápidas que as manuais ($p<0,05$).

Plotino et al. (2010b) investigaram a influência do formato interno de três diferentes canais artificiais, na trajetória seguida pelos diferentes instrumentos de NiTi. Utilizaram 120 instrumentos (n=10), sendo eles: Profile[®] 20/06, Profile[®] 25/06, Mtwo[®] 20/06, Mtwo[®] 25/06.

Os mesmos foram testados em canais de aço inoxidável, com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. O canal A foi confeccionado com 0,1mm de largura a mais (no diâmetro interno), do que o tamanho do instrumento testado, o canal B possuía um aumento de 0,3mm de diâmetro interno e o canal C possuía forma cilíndrica e diâmetro interno de 2mm. A análise geométrica da trajetória que cada instrumento seguiu foi realizada através de imagens digitais, avaliando três parâmetros: ângulo e raio de curvatura e posição da lima em relação ao centro do canal. Nos resultados foi observado que diferentes instrumentos seguiram diferentes trajetórias nos canais artificiais. O modelo das limas (tamanho e conicidade) depende das suas diferentes propriedades de flexão para manter o mesmo grau de curvatura dentro do canal. O instrumento testado respeitou os parâmetros estabelecidos pela curvatura somente quando o canal artificial foi projetado sobre sua dimensão específica.

Um estudo realizado por Alves et al. (2012), avaliaram a ocorrência de transportes e desvios apicais em canais curvos, produzidos por diferentes instrumentos. Para isto foram utilizadas 45 raízes mesiais de molares inferiores com ângulos de curvatura de aproximadamente 25° e 35°, divididas em 3 grupos, sendo A - canais instrumentados com limas de aço K-file® de #15 a #20, grupo B - canais instrumentados com limas Mtwo® #10/04, #15/05, #20/06 e grupo C – limas Pathfile® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) #1, #2 e #3. Em todos os grupos os canais foram instrumentados no CRT. Imagens radiográficas pré e pós-instrumentação foram realizadas, digitalizadas e observadas por três avaliadores através do teste de concordância de Kendall. Observaram que nenhum canal apresentou desvios ou degrau, o que sugere a confecção de um preparo prévio, antes da instrumentação com limas rotatórias, a fim de reduzir o stress por torção.

Ajuz et al., (2013) compararam a incidência de desvios durante o preparo inicial de canais com dupla curvatura (em forma de S), utilizando limas manuais e dois sistemas rotatórios de NiTi. Sessenta canais simulados foram previamente preenchidos com tinta e imagens foram gravadas antes e após instrumentação dos mesmos. Foram separados três grupos onde o grupo 1 foi instrumentado com limas de aço inoxidável do tipo K-file® #08, #10, #15 e #20 (Dentsply Maillefer), o grupo 2 foi instrumentado com limas de NiTi Pathfile® #13, #16 e #19 (Dentsply Maillefer), com velocidade de 300 rpm e o grupo 3 utilizou limas Race® #10, #15 e #20 (FKG Dentaire), também a 300 rpm. Os canais simulados foram observados nos comprimentos de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 mm aquém do comprimento de trabalho, tanto por mesial, como por distal, a fim de observar onde ocorreriam as zonas de maior desgaste pós-instrumentação. A análise entre grupos mostrou que todos os instrumentos promoveram desvios em todos os níveis estudados. Entretanto, foi observado que os maiores

desgastes aconteceram nas paredes mais próximas as curvaturas, tanto por mesial, quanto por distal. Quando comparados os três grupos, a fim de analisar qual apresentou maior porcentagem de desvios, os instrumentos Race[®] foram significativamente melhores do que as limas manuais do tipo K[®] e as limas Pathfile[®]. Os autores concluíram que as limas que apresentaram maior porcentagem de desvios foram as limas manuais, comprovando que os instrumentos de NiTi são mais adequados para a realização do preparo inicial do sistema de canais radiculares, pois promovem menos desvios da anatomia original do canal radicular.

Estudando as limas de aço com as de NiTi, Çelik et al., em 2013, compararam os preparos endodônticos utilizando vários sistemas rotatórios com um sistema manual. Canais méso-linguais de 140 primeiros molares com raiz com ângulo de curvatura de 30° e 40° e raio de 4 a 9mm foram selecionadas. Os terços apicais foram preparados utilizando os sistemas Twisted File[®] (grupo 1) GT Série X[®] (Grupo 2) Revo-S[®] (Grupo 3); Race[®] (grupo 4); Mtwo[®] (Grupo 5), Protaper[®] (Grupo 6) e o Grupo 7 foi realizado com a técnica coroa-ápice (crown-down) com as limas de aço K-flex[®] até a lima de tamanho 30/02. Foram realizadas imagens pré e pós preparo apical, e as mesmas foram sobrepostas e avaliadas a fim de observar se houve transposição do canal pós-instrumentação e qual o comprimento de trabalho obtido ao final da instrumentação. Concluíram que a lima que apresentou maior transporte de canais ao longo dos preparos foi a lima de aço K-flex[®], sendo que as limas torcidas GT Série X[®] e Twisted File[®] apresentaram os melhores resultados sem diferença estatística das outras limas de NiTi avaliadas. Os instrumentos de NiTi apresentaram melhor qualidade de preparo quando comparados com as limas de aço.

O preparo inicial do leito do sistema de canais radiculares pode ser realizado através de limas de aço inoxidável ou de NiTi. O uso de limas manuais de aço inoxidável inseridas em peça de mão no movimento recíprocante foi testado por Gambarini et al., em 2015. Os autores compararam a resistência à fadiga cíclica entre as limas de aço K-files[®] #15 (Dentsply Maillefer), utilizadas no movimento recíprocante, com as limas Pathfile[®] de NiTi #16/02 (Dentsply Maillefer). Para isto, foi confeccionado um canal simulado com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. O centro da curvatura ficou localizado à 5mm da ponta do instrumento e o comprimento de arco apresentou 5mm. No grupo das limas Pathfile[®], os instrumentos foram rotacionados à 300 rpm. Já as limas de aço foram testadas à 1250 rpm. Após fratura, o tempo foi registrado para posterior análise. A média de tempo para fratura das limas Pathfile[®] foi de 464 segundos, enquanto que as limas de aço apresentaram um tempo médio de 1049 segundos, concluindo que dentro das condições deste trabalho, as limas de aço utilizadas em movimento recíprocante, representaram uma opção na criação do preparo

biomecânico inicial do sistema de canais radiculares.

2.2 Protaper®

Lopes et al. (2007) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de limas rotatórias testando 25 limas Protaper® F3 de 25mm (Maillefer AS, Ballaigues, Switzerland), em dois canais artificiais. Os modelos foram confeccionados com aço inoxidável com comprimento interno de 1,04mm, com comprimento total de 20mm e um arco com raio de curvatura de 6mm . O comprimento do arco do primeiro modelo media 9,4mm e a parte reta 10,6mm. O segundo aparato tinha comprimento de curvatura de 14,1mm e parte reta de 5,9mm. O número de ciclos necessários para ocorrer a fratura e os fragmentos foram avaliados. Os resultados demonstraram que os instrumentos Protaper® F3 testados nos canais com comprimento de arco de 14,1mm foram menos resistentes à fratura, quando comparados com o índice NCF das limas no comprimento de arco de 9,4mm ($p=0.00$). Em relação a média de tamanho do segmento fraturado, não houve diferença significativa nos fragmentos dos dois canais. As análises de microscopia eletrônica de varredura demonstraram os fragmentos apresentaram fratura do tipo dúctil (objetos que são submetidos à forças e não absorvem a mesma, dificultando sua ruptura). O comprimento de arco afetou a resistência à fadiga cíclica das limas Protaper® F3 dentro da metodologia testada.

Lopes et al. (2009) avaliaram os efeitos da velocidade de rotação sobre o número de ciclos para fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi. As limas Protaper® F3 e F4 foram utilizadas em um canal artificial curvo com velocidades de rotação de 300 rpm e de 600 rpm. Para isto foi confeccionado um canal de aço inoxidável, com diâmetro interno de 1,5mm, comprimento total de 20mm e raio de curvatura apical de 6mm. O comprimento de arco era de 9,4mm e a parte reta 10,58mm. As limas foram acionadas até a fratura e o NCF foi registrado. Após, as superfícies foram observadas ao MEV (JSM 5800®, JEOL, Tokio, Japão) a fim de determinar o tipo de fratura. Nos resultados observaram que o NCF de ambas as limas F3 e F4 foi reduzido quando as mesmas utilizaram velocidade de 600 rpm ($p<0,05$). As imagens do MEV apresentaram superfície de fratura do tipo dúctil, sem deformação plástica nos remanescentes. Concluíram que o aumento da velocidade de rotação, reduziu de forma significativa o NCF.

As limas Protaper® F2 foram testadas em diferentes velocidades e movimentos a fim de avaliar a resistência à fadiga cíclica das mesmas utilizando um canal simulado de aço, com raio de curvatura de 6mm (aproximadamente 90°), com comprimento de arco de 9,4mm. Para

isto De-Deus et al. (2010) utilizaram 30 amostras divididas em três grupos: G1 – movimento rotatório a 250 rpm, G2 – movimento rotatório a 400 rpm e G3 – movimento recíprocante. O tempo de fratura de cada instrumento foi avaliado e os grupos comparados. Nos resultados os autores observaram que o movimento recíprocante aumentou o tempo para fratura das limas ($p < 0,05$). Entretanto a velocidade de rotação também influenciou na fadiga cíclica, sendo que as limas utilizadas com 400 rpm foram menos resistentes à fratura por fadiga cíclica, do que as rotacionadas em 250 rpm ($p < 0,05$). O trabalho demonstrou que a cinemática e a velocidade de rotação são fatores que interferem diretamente na resistência à fratura por fadiga das limas de NiTi.

Kim et al., em 2010 compararam a resistência a fadiga de instrumentos tradicionais com a lima Twisted-File[®] e examinaram as características de fratura nos fragmentos. As limas TF[®] 25/06, Race[®] 25/06, Helix[®] 25/06 (Diadent Changju, Korea) e Protaper[®] F1 foram avaliadas no MEV antes e depois do experimento e submetidas ao teste de fadiga cíclica em um canal simulado de aço inoxidável de raio de 6 mm e ângulo de curvatura de 40°. Os instrumentos foram rotacionados a 300 rpm e após fratura foi calculado o NCF. Os resultados demonstraram que a lima TF[®] apresentou significativamente maior resistência à fadiga cíclica ($p < 0,05$) quando comparada com as limas fabricadas por usinagem. As imagens dos instrumentos fraturados apresentaram características semelhantes entre as marcas, apresentando início de trincas com propagação das mesmas e zona de sobrecarga. Nos instrumentos Protaper[®] e Helix[®] foram observados algumas fraturas na borda convexa das secções das limas. Nenhuma deformação plástica foi observada.

Lopes et al. (2010b) avaliaram o número de ciclos para fratura das limas Protaper[®] quando submetidas aos testes de fadiga cíclica estático e dinâmico. Para isto, vinte e quatro limas S2 foram utilizadas em um canal simulado de aço com diâmetro interno de 1,4mm, comprimento de 19mm e raio de curvatura de 6 mm. As limas foram testadas até fraturarem, o NCF avaliado e os segmentos fraturados foram observados em MEV. Os resultados demonstraram que o número de ciclos para fratura no ensaio dinâmico foi bem maior quando comparados ao ensaio estático ($p < 0,001$). As separações de instrumentos ocorreram no ponto de máxima flexão dentro do canal artificial, no centro de segmento curvo do canal. Ao MEV foi observado que as superfícies fraturadas exibiram fraturas do tipo dúctil, sendo que não foram observadas deformações plásticas nas amostras. O estudo comprovou a necessidade do movimento dinâmico (vai e vem), durante a instrumentação dos canais radiculares, no intuito de diminuir os riscos de fratura por fadiga das limas.

A análise de elemento finito foi utilizada por Necchi et al. (2010), para testar dois

sistemas rotatórios de NiTi (Protaper[®] F1 e System GT[®] 0.6). Foi investigado o comportamento mecânico destes instrumentos, identificando os benefícios ou limitações de diferentes tipos de canais radiculares. Para isto, a geometria de diferentes canais curvos, foram mapeados e importados em um programa comercial computadorizado SIMULIA[®] (Dassault Systèmes, Providence, RI), onde foram avaliados sob duas condições diferentes: 1 – ciclo de introdução/remoção do instrumento, simulando a condição de trabalho normal; 2 – instrumento submetido a um torque no sentido anti-horário, que copia o movimento de auto-reverso que acontece quando o instrumento trava na parede do canal radicular. Simulando as condições no movimento padrão e no auto reverso, foram observadas forças de flexão e torção, sobre as limas testadas, respectivamente. Quando as limas foram testadas no movimento padrão em diferentes tipos de canais radiculares, os instrumentos do System GT[®] sofreram menos tensão de flexão. Em contrapartida, no movimento reverso, as limas Protaper[®] apresentaram menos tensão de torção, quando comparadas com as System GT[®]. Ainda observaram que as tensões foram maiores nos canais com curvatura no terço médio, sendo que, quanto menor o raio de curvatura de um canal, maior era a tensão sofrida pela lima. A criticidade da instrumentação, quando em condições normais, foi influenciada primeiramente pelo raio de curvatura, seguida pela posição em que este ocupava e por último, pelo ângulo de curvatura presente.

Plotino et al. (2010a) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de instrumentos de níquel-titânio e o comprimento dos instrumentos fraturados, em um canal simulado confeccionado com bloco de aço inoxidável, com ângulo de curvatura de 90° e com raio de 2mm. Utilizaram 10 limas de cada tipo, sendo elas: Protaper Universal[®] F2, FlexMaster[®] 25/06, Mtwo[®] 25/06, Profile[®] 25/06 (Dentsply Maillefer) e Profile[®] 25/06 (Dentsply Tulsa). Todas as limas foram acionadas com 300 rpm até sua fratura, e seu NCF calculado, bem como o comprimento da fratura. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA e pós teste de Tukey. Nos resultados, as limas Mtwo[®] apresentaram maior resistência à fadiga cíclica, quando comparadas com os demais instrumentos ($p < 0,001$), não havendo diferença estatística entre o comprimento dos instrumentos fraturados de todos os grupos.

Elnaghy (2014) comparou a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos Protaper Next[®] X2 (25/06) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) com Twisted Files[®] (25.06) (Sybron-Endo, Orange, CA, USA) Hyflex[®] (25.06) (ColtèneEndo/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH, USA) e Protaper[®] F1 (20.07) (Dentsply Maillefer). Vinte limas de cada sistema foram testadas em um canal artificial de 5mm de raio com 45° de ângulo de curvatura sendo o comprimento da curvatura do canal de 5mm no terço apical. Todas as limas foram

rotacionadas até fraturar e o número de ciclos para fratura foi calculado, multiplicando o tempo (segundos), pela velocidade de rotação. Dentro dos resultados a lima Twisted File[®] teve uma resistência à fadiga cíclica significativamente maior quando comparada aos outros instrumentais ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as limas Hyflex[®] e Protaper Next[®] ($p > 0,05$). Entretanto foi encontrada diferença significativa entre as mesmas quando comparadas com a Protaper[®] F1 ($p < 0,05$). O instrumento que obteve maior resistência à fadiga cíclica foi a TF[®], seguida da PTN[®], HF[®] E PT[®] respectivamente, concluindo que o design geométrico, características estruturais e textura superficial têm influência na susceptibilidade à fratura mecânica destes instrumentos de NiTi.

Ainda comparando a resistência à fadiga cíclica das limas Protaper Universal e Protaper Next, Pérez-Higueras et al. (2014), avaliaram esses instrumentos em diferentes pontos de curvatura. Para isto 420 limas (240 Protaper e 180 Protaper Next), foram divididas em 14 grupos ($n=30$). Os instrumentos dos grupos S1-5, F1-5, X1-5, F2-5, X2-5, F3-5, X3-5, foram testados com ângulo de curvatura 5mm aquém da ponta. Os grupos S1-12, X1-12 e F1-12, foram testados à 12mm da ponta, pois possuem o mesmo diâmetro de massa, nesta região. Os grupos F2-8, X2-8, F3-8 e X3-8, foram testados à 8mm da ponta, pois os mesmos possuem o mesmo diâmetro nesta posição. Para o ensaio de resistência à fadiga, foram utilizados canais simulados de aço inoxidável, com ângulo de curvatura de 60° e raio de 3mm. Todas as limas foram testadas à 300rpm até a fratura. Nos resultados foi observado que as limas Protaper Next apresentaram maior resistência em todos os grupos, exceto no grupo S1-5, onde a lima S1 obteve maior resistência à fadiga cíclica quando comparada com a X1, no comprimento de 5mm aquém da ponta. Os autores concluíram que uma maior resistência à fadiga cíclica é esperada das limas PTN, quando comparadas às PTU, exceto pela lima S1 da PTU, no comprimento de 5mm do ápice.

2.3 Wave One[®] e Reciproc[®]

Alterações na liga, cinemática e conceitos têm sido investigados a fim de aumentar a resistência à fadiga cíclica das limas de NiTi. Autores compararam a diferença da resistência à fadiga cíclica das limas Wave One[®] e Reciproc[®] (ligas M-Ware), em canais simulados com curvaturas na porção coronal e apical. Arias et al. (2012), utilizaram 60 limas de cada marca citada, utilizando as mesmas segundo as recomendações dos fabricantes. Foram confeccionados dois canais simulados, com raio de 3mm e 60° de curvatura, sendo em um canal na porção coronal (13mm da ponta da lima) e outro na região apical (5mm aquém). Os

instrumentos foram divididos em 4 grupos ($n=15$), e as duas limas foram testadas nos dois canais de posição de arcos diferentes. Dentro dos resultados foi observado que a lima Reciproc® apresentou maior resistência à fadiga cíclica nos dois canais testados ($p<0,05$). O tempo para fratura das duas limas foi maior no terço apical do que no terço coronal, demonstrando que quanto mais cervical for a curvatura, maior o risco de acontecer um acidente de fratura por fadiga durante o tratamento endodôntico.

Kim et al., em 2012, compararam a resistência a fadiga cíclica e a resistência a torção das limas Reciproc® e Wave One®, ambas com tamanho 25/08. Para este experimento foram utilizadas 10 limas de cada marca, testando em canal simulado de aço inoxidável de 6 mm de raio e 45° de ângulo de curvatura utilizando teste dinâmico (simulando a atuação clínica). As limas foram utilizadas nos movimentos preconizados pelos fabricantes (Reciproc® All e Wave One® All) até que fraturassem e posteriormente avaliado o NCF. Após o teste, os fragmentos foram observados no MEV a fim de observar o tipo de fratura. Nos resultados as limas Reciproc® obtiveram melhores resultados quanto a resistência a fadiga cíclica ($p<0,05$) e os tamanhos dos fragmentos nos grupos estudados não demonstraram diferenças significativas ($p>0,05$). As imagens do MEV demonstraram defeitos provenientes de quebra ou fadiga com áreas apresentando fendas e zonas de fratura de rápida sobrecarga.

A resistência à fadiga cíclica também foi avaliada após imersão das limas em concentrações diferentes de hipoclorito de sódio com o objetivo de avaliar se o tempo de vida dos instrumentos diminuiria em contato com a solução irrigadora. Para isto 90 limas Wave One® ($n=45$) e Reciproc® ($n=45$) foram divididas em 3 grupos ($n=15$), sendo o grupo 1, o grupo controle onde não houve imersão; grupo 2: imersão das limas em 5% de NaOCl (Nicol® , OGNA laboratory Muggiò, Milan), durante 1 minuto e grupo 3: imersão em 5% NaCl durante 5 minutos. Após o tempo, as limas foram retiradas da solução, lavadas e submetidas ao teste de fadiga cíclica em um canal simulado de 60° de curvatura e 5mm de raio. O tempo para fratura de cada amostra foi registrado e o NCF calculado, observando nos resultados que a imersão em NaOCl durante 1 ou 5 minutos não afetou a resistência a fadiga cíclica das limas de NiTi. No entanto a lima Reciproc® R-25 apresentou maior resistência a fadiga quando comparada com o Wave One® Primary. ($p<0,0001$) (PEDULLÀ et al., 2013a).

Saber e Sadat et al. (2013) avaliaram o efeito da alteração da oscilação do movimento de reciprocância do instrumento de NiTi Wave One® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) observando o tempo de fadiga até a fratura, a habilidade de modelagem do canal na tendência para transporte em relação ao centro do conduto e o tempo de preparo do mesmo. Trinta Wave Ones® foram divididas em 3 grupos de acordo com a oscilação de

reciprocância utilizada: G1 - 150 sentido anti-horário (CCW) e trinta sentido horário (CW); G2 - 120 (CCW) e 30 (CW) e G3 - 90 (CCW) e 45 (CW). As limas foram testadas em um dispositivo experimental até a fratura. O tempo para fratura e o comprimento da parte da fratura foram registrados. Para avaliar a habilidade de modelagem, 30 canais Mésio-Linguais de molares inferiores foram preparados utilizando os mesmos intervalos de reciprocância do primeiro teste. Os canais foram escaneados usando tomografia cone-beam Plameca Promax Proface Scanner[®] (Plammeca, Helsinki, Finlândia) antes e após o preparo avaliando o transporte do canal após instrumentação nos comprimentos de 1,4 e 7mm aquém do ápice. O tempo utilizado para o preparo total dos espécimes também foi avaliado. Nos resultados, o tempo de fratura por fadiga e o tempo de preparo do canal radicular aumentou, conforme o intervalo da oscilação de reciprocância diminuía, sendo o grupo que apresentou maior tempo o G3 (90CCW - 45CW). Em relação ao transporte no canal radicular, não houve diferenças significativas entre os grupos estudados. Portanto, diminuindo o intervalo de reciprocância das limas Wave One[®] a resistência a fadiga cíclica aumenta, diminuindo os riscos de transporte do canal com preparos mais centrais, porém utilizando maior tempo de trabalho.

Em estudo recente, Fidler (2014) avaliou a cinemática de 2 motores reciprocantes e comparou com os valores declarados pelos fabricantes. Foram avaliados os equipamentos VDW[®] Silver (VDW[®], Munique, Alemanha) e ATR Tecnika[®] (Tecnika, Pistoia, Itália) em 5 modos de trabalhos, sendo eles: movimento de rotação VDW[®] Silver 400 rpm, movimento de rotação ATR Tecnika[®] 400 rpm, movimento reciprocante ATR Tecnika[®] 400 rpm, Reciproc[®] All VDW[®] Silver e Wave One[®] All (Dentsply Maillefer). A direção e a quantidade de rotações, e os parâmetros cinemáticos como: velocidade de rotação nos ciclos, velocidade de rotação na reciprocância, ângulo útil do ciclo, ângulo total do ciclo e número de ciclos para realizar a plena rotação, foram observados. Nos resultados, houve diferenças entre os valores reais e o conjunto de todos os três modos reciprocantes em todos os parâmetros cinemáticos testados, demonstrado que a cinemática de instrumentação reciprocante é mais complexa do que parece como descrita, apenas com ângulos e velocidade de rotação. Ainda concluiu que os valores de cinemática reais diferem dos valores declarados pelos fabricantes.

As limas Wave One[®] e Reciproc[®] foram testadas por Fruchi et al. (2014), a fim de verificar a capacidade das mesmas na remoção de material endodôntico obturador em canais curvos. Foram selecionados para a amostra vinte molares mésio-vestibulares com curvatura entre 20° e 40°. Os dentes foram divididos em 2 grupos (n=10), sendo o grupo 1 desobturado com sistema Reciproc[®] R25 e o grupo 2 com o Wave One[®] Primary. Após desobturados, os canais foram analisados em dois momentos: após a desobturação mecânica com as respectivas

limas testadas e após o uso da irrigação passiva ultrassônica (PUI) com solvente de xilol. O tempo efetivo de retratamento foi avaliado. Nos resultados foi observado que o material obturador foi eficientemente removido com ambos os sistemas, sendo que a porcentagem de remoção do material foi de 93% com o uso de limas Reciproc® e 92% para o grupo Wave One® sem diferença estatística ($p>0,05$). O tempo efetivo para remoção do material obturador foi 78,7 segundos e 89,5 segundos para os grupos Reciproc® e Wave One® ($p>0,05$). A utilização de Xilol e da PUI aumentou a remoção de material obturador, porém sem relevância estatística significativa ($p>0,05$).

Plotino et al., (2015) investigaram a incidência de fraturas e deformações após o uso clínico de limas de NiTi Reciproc®. Para isto um total de 1696 instrumentos foram coletados em um período de 30 meses. Destes, 1580 eram Reciproc® R25 (93%), 76 R40 (5%) e 40 R50 (2%). Os tratamentos incluíram 3780 preparos radiculares, sendo 3023 tratamentos e 757 retratamentos. Os canais foram instrumentados seguindo as recomendações do fabricante, com o uso direto das limas, sem preparo cervical e médio, e com uso único das limas nos casos de retratamento efetuando a desobturação total e modelagem do SCR. Cada instrumento foi utilizado somente uma vez e após o uso, os mesmos foram avaliados com microscópio a fim de detectar sinais de deformação ou fraturas. Após análise, um total de 8 Reciproc® R25 fraturaram durante o tratamento, o que representou 0,47% do número de instrumentos utilizados e 0,21% dos canais radiculares tratados. Cinco instrumentos fraturaram durante o tratamento endodôntico, e três durante retratamentos. Seis Reciproc® R25 deformaram durante o uso clínico (0,35% do número de instrumentos utilizados e 0,15% do número de canais tratados), quatro durante o retratamento e duas no retratamento. A deformação observada foi a distorção (desdobramento) das lâminas, sendo essas 1mm aquém da ponta em uma das limas testadas e dois a três milímetros aquém da ponta em outros dois instrumentos. Nenhuma deformação ou fratura foi observada nos instrumentos Reciproc® R40 e R50. Os autores concluíram que, quando bem utilizadas, as limas Reciproc® apresentam baixo risco de fraturas e deformações.

2.4 Rotatório x Reciprocante

No ano de 2008, Yared descreveu pela primeira vez a realização da instrumentação utilizando lima única. A lima Protaper® F2 foi escolhida pelo autor para realizar o experimento. Na técnica, Yared recomendava a exploração do leito do canal com uma lima tipo K#10 ou #15, dependendo da curvatura do canal, e após, a instrumentação com a lima F2

Protaper[®] no movimento reciprocante em motor adequado, trabalhando com movimentos e pressão leve, em sentido apical até que apresentasse resistência, retirando, limpando e reinserindo a mesma até atingir o comprimento real de trabalho. Durante todo o processo utilizou hipoclorito de sódio à 2,5% e limpeza final com EDTA 17%. Concluíram que esta nova filosofia de trabalho possibilita uma diminuição no risco de contaminação cruzada, devido ao uso do instrumento ser único, com baixo custo de material, por se tratar de um único instrumento para limpar toda a extensão do canal radicular.

Os instrumentos de níquel-titânio tem diversas vantagens quando comparados com os de aço inoxidável, porém possuem um risco de fratura aumentada devido a flexão de torção. O movimento de rotação alternada aparece como uma alternativa no intuito de reduzir tais riscos. O objetivo deste estudo foi determinar a influência do tipo de instrumento rotatório na frequência de fraturas e deformações. Para isto, 120 canais de molares com ângulo de curvatura maior do que 30° foram utilizados, instrumentados com limas Protaper[®] e divididos em 2 grupos: A – movimento alternado e B – movimentos de rotação contínua. Os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3, foram utilizados no comprimento de trabalho pré-estabelecido e no momento de fratura ou deformação, o instrumento foi examinado através de microscopia a fim de avaliar os defeitos. Na análise dos resultados foi observado que no movimento de rotação alternada, os instrumentos apresentaram maior tempo de trabalho, quando comparados com os usados em rotação contínua ($p < 0,05$), sendo a lima Protaper[®] S2 a que apresentou maior resistência a fratura ou deformação nos dois movimentos utilizados (VARELA-PATÍÑO et al., 2010).

Wan et al. (2011) testaram a resistência a fadiga cíclica de quatro instrumentos endodônticos de NiTi através de 3 sistemas rotatórios: K3[®] (SybronEndo, Orange, Ca, USA), Profile[®] e GT Série X[®] (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) e um sistema reciprocante SafeSiders[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack, NJ, USA), todos com comprimento de 25mm e tamanho de 30/04. Para isto um modelo experimental estático e quatro canais artificiais foram confeccionados: canal com ângulo de curvatura de 30° e raio de 7,5mm; canal com ângulo de curvatura de 30° e raio de 5mm, canal com ângulo de 45° e raio de 7,5mm e canal com ângulo de curvatura de 45° e raio de 5mm. Um total de 192 instrumentos foram testados, 12 amostras por grupo. As limas foram trabalhadas até ocorrer a fratura ou até completados 5 minutos. Após, a fadiga cíclica foi avaliada pelo tempo de fratura e pelo NCF. Posteriormente foi observado que todas as 48 amostras das limas SafeSiders[®] não fraturaram dentro do tempo de 5 minutos. As limas Profile[®] e GT Série X[®] foram significativamente mais resistentes do que as K3[®] ($p < 0,001$) em todos os grupos testados. O

ângulo de curvatura foi estatisticamente significativo para todos os grupos ($p < 0,001$), sendo que, excluindo a lima SafeSiders[®], todas as outras marcas fraturaram mais rapidamente quando o ângulo de curvatura aumentou de 30° para 45° ($p < 0,008$). O raio de curvatura foi considerado significativo no ângulo de curvatura de 30° ($p < 0,005$), porém não houve diferença entre as marcas no ensaio nos canais com ângulo de 45°.

Berutti et al., em 2012 compararam a anatomia na curvatura do canal antes e depois do mesmo ser instrumentado e a modificação do trajeto após o uso das limas recíprocante Wave One[®] e rotatória Protaper[®]. Para esta análise, trinta canais simulados (Dentsply Maillefer) foram utilizados, realizando a exploração dos mesmos até a patência com as limas Pathfile[®] 1,2 e 3 (Dentsply Maillefer) no comprimento de trabalho (CRT) e posteriormente efetuando a modelagem do canal em um grupo com Protaper[®] S1, S2, F1 e F2 e no outro com Wave One[®] Primary. Após, foram realizadas imagens digitais pré e pós-instrumentação, sobrepondo as mesmas e analisando através de um software a fim de observar a relação de curvatura de raio e do erro do eixo relativo que representou a modificação do canal na curvatura. Após avaliação, foi observado que os canais instrumentados com as limas Wave One[®] não apresentaram modificações significativas após instrumentação, comprovando que este instrumento mantém com mais facilidade a anatomia original do canal radicular, provavelmente devido ao tipo de movimento realizado (recíprocante), a variação do design da secção, a liga utilizada na sua composição (M-Wire), a forma inversa da posição das lâminas cortantes ou da combinação destes fatores.

Segundo Burklein et al. (2012), existem várias características que influenciam no uso ou não de um instrumento endodôntico. Os autores compararam a efetividade na limpeza e modelagem de 4 sistemas de instrumentação, sendo dois rotatórios e dois recíprocos, avaliando a capacidade de trabalhar em canais com curvaturas acentuadas, tempo e fratura dos instrumentos no preparo e quantidade de debris (smear layer), após término da instrumentação. Para isto foram selecionadas 80 raízes com curvaturas entre 25° e 39° com raio de curvatura entre 3,1mm a 10,6mm, dividindo as mesmas em 4 grupos ($n=20$), sendo eles: G1 – Sistema rotatório Mtwo[®] completo de (10/04, 15/05, 20/06, 25/06, 30/05); G2 – Sistema rotatório Protaper[®] completo (SX, S1, S2, F1, F2 e F3), G3 – Reciproc[®] R25, G4 – Wave One[®] Primary (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Todos os preparos foram realizados por um único operador, seguindo as recomendações de cada fabricante durante a instrumentação. Nos resultados foi observado que durante o preparo das raízes, nenhum sistema apresentou fratura das limas. Todos os instrumentos mantiveram a curvatura original do canal radicular, sem diferença significativa entre eles ($p=0,382$). A instrumentação com o

sistema Reciproc[®] R25 foi mais rápida, quando comparada com todos os outros sistemas ($p<0,05$), enquanto que a Wave One[®] foi mais rápida que as limas Mtwo[®] e Protaper[®] ($p<0,05$). Em relação à quantidade de debris, os sistemas Mtwo[®] e Reciproc[®] foram significativamente melhores que os outros instrumentos no terço apical da raiz ($p<0,005$). Ainda avaliando a quantidade de sujidades, nos terços médio e cervical não foram encontradas diferenças entre Mtwo[®], Reciproc[®] e Wave One[®] ($p<0,05$), enquanto a Protaper[®] produziu a maior quantidade de resíduos pós-instrumentação ($p<0,05$). Concluíram que, dentro das condições do estudo, todos os instrumentos respeitaram a anatomia radicular durante o preparo. As limas Mtwo[®] e Reciproc[®] apresentam melhor capacidade de limpeza do terço apical, quando comparadas com os sistemas Protaper[®] e Wave One[®].

O teste de fadiga cíclica foi realizado por Castelló-Escrivá et al. (2012), utilizando 10 limas Protaper[®] F2 (25/08); WO[®] 25/08 e TF[®] 25/08, em 4 canais artificiais de aço inoxidável, sendo o canal 1 com ângulo de 60° e raio de 8mm, o segundo com ângulo de 45° e raio de 8mm, o terceiro ângulo de 60° e 5mm de raio e o quarto canal com 45° de ângulo e raio de 5mm. As limas PT[®] e TF[®] foram utilizadas no modo rotatório enquanto o WO[®] foi utilizada no movimento recíprocante. O número de ciclos até a fratura foi calculado e os dados foram comparados. Nos resultados a lima WO[®] obteve maior resistência a fadiga nos canais 2 e 4 ($p<0,05$), maior resistência no canal 3 sem diferença com a TF[®] e no canal 1 a lima TF[®] obteve os melhores resultados, sem diferença estatística com a WO[®] concluindo que quanto maior a curvatura do canal, menor resistência a fadiga cíclica foi encontrada nas 3 limas testadas.

A resistência à fadiga cíclica da lima TF[®] 25/08 foi avaliada, comparando a mesma no movimento rotatório e no recíprocante. Para isto, Gambarini et al. (2012) utilizaram um canal simulado com ângulo de curvatura de 60° e raio de 3mm. Trinta limas TF[®] foram utilizadas, divididas em três grupos: G1 – movimento rotatório com 300 rpm; G2 – movimento recíprocante realizando oscilação de 150° sentido horário e 30° anti-horário; G3 – movimento com reciprocidade de 150° sentido anti-horário e 30° horário. As limas foram movimentadas até a fratura e o tempo registrado para análise. Nos resultados foi observado que o movimento recíprocante aumentou a resistência à fratura das limas ($p<0,0001$), concluindo que a cinemática do movimento é um fator que altera a resistência dos instrumentos de NiTi.

Gavini et al. (2012) avaliaram a resistência a fadiga por flexão das limas de NiTi Reciproc[®] R25, utilizando movimentos de rotação contínua ou de reciprocidade em um modelo experimental dinâmico. Trinta e seis limas Reciproc[®] R25 foram divididas em 2 grupos ($n=18$) de acordo com a cinemática (rotação contínua e movimento recíprocante). As

limas foram submetidas a um ensaio de flexão dinâmica, movidas por um motor elétrico (VDW[®] GmbH, Munique, Alemanha) com velocidade de 300 rpm. Os instrumentos foram testados em canal simulado com curvatura de 40° e 5mm de raio de curvatura. Após a fratura de cada lima foi determinado o NCF e os tipos de movimentos comparados. Nos resultados os instrumentos movidos pelo movimento reciprocante apresentaram NCF significativamente maior (1787,78 ciclos) quando comparados com os instrumentos movidos pela rotação contínua (816,39 ciclos), demonstrando que o movimento reciprocante melhora a fadiga por flexão nos instrumentos R25.

Lee et al. (2013) avaliaram a resistência à fadiga cíclica comparando os movimentos reciprocante e de rotação contínua, utilizando limas Protaper[®] F2 e Profile[®] 25/06. Um canal simulado de metal com 1,5mm de diâmetro interno, 5mm de raio e 60° de ângulo de curvatura foi utilizado no ensaio e os instrumentos foram trabalhados com movimentos dinâmicos dentro do canal até que ocorresse a fratura, a fim de simular uma situação clínica. O número de ciclos para a fratura, assim como o comprimento do fragmento pós-fratura foram avaliados. Nos resultados, quando comparando as duas marcas trabalhando as mesmas no movimento rotatório, não foram encontradas diferenças significativas dentro do NCF ($p>0,05$). Na comparação do movimento rotatório com o reciprocante também não foi observada diferença dentro do índice NCF ($p>0,05$). Na análise do MEV, foi observada região com início de trinca, zona de propagação de trinca e zona de fratura rápida (sobrecarga). Estrias ocasionadas por fadiga foram encontradas nas áreas de trincas nos dois tipos de limas de NiTi utilizadas no trabalho.

Avaliando a influência da flexibilidade e do movimento reciprocante no tempo de fadiga de instrumentos endodônticos Lopes et al. (2013b), testaram em modelos estático e dinâmico as limas Reciproc[®] e Mtwo[®]. Durante o teste a lima Reciproc[®] 25/08 foi avaliada no movimento reciprocante, enquanto que a Mtwo[®] (25/06) utilizou o movimento rotatório. Os materiais foram avaliados nos dois modelos (estático e dinâmico) até que cada lima fraturasse contando o número de ciclos para fratura (NCF). Nos resultados a lima Reciproc[®] apresentou maior resistência à fadiga comparada à Mtwo[®] nos dois testes ($p<0,05$). Quando comparados os testes estático e dinâmico o tempo para fratura apresentou-se prolongado no modelo dinâmico ($p<0,05$). Em relação do tipo de movimento, o reciprocante apresentou-se mais resistente à fadiga quando comparado com o rotatório. Ao observar as limas fraturadas em MEV (microscópio eletrônico de varredura), as superfícies fraturadas revelaram que todos os instrumentos testados apresentavam características morfológicas de fratura de tipo dúctil. Nenhuma deformação plástica ocorreu nas hastes helicoidais dos instrumentos avaliados.

Pedullà et al. (2013b) testaram a resistência a fadiga flexural das limas Reciproc[®] R25 (VDW[®], Munique, Alemanha), Wave One[®] Primary (Dentsply Maillefer), Mtwo[®] e Twisted File[®] (SybronEndo, Orange, Califórnia), utilizando as mesmas no movimento de rotação contínua ou em 2 diferentes movimentos reciprocantes. Um total de 180 limas (duas usadas no movimento reciprocante) (Reciproc[®] R25 e Wave One[®] Primary) e 2 usadas no movimento contínuo (Mtwo[®] e TF[®] 06/0,25) foram testadas. Quarenta e cinco instrumentos de cada marca foram divididos em 3 grupos (n=15) baseados no movimento testado: rotação contínua à 300 rpm (grupo 1), movimento reciprocante Reciproc All (grupo 2) e grupo 3 Wave One All. A resistência á fadiga cíclica foi determinada contando o número de ciclos para fratura em um canal com curvatura de 60° com raio de 5mm. Concluíram que os movimentos reciprocantes apresentaram maior resistência a fadiga cíclica quando comparados com o movimento de rotação contínua ($p<0,01$), sendo que as duas marcas de limas reciprocantes não apresentaram diferença significativa em relação à resistência à fratura.

Novos designs, ligas e diferentes movimentos de trabalho foram introduzidos a fim de aumentar a resistência à fadiga cíclica (FC) de limas de níquel-titânio. Pérez-Higueras et al., em 2013, compararam a resistência a fadiga cíclica dos instrumentos K3[®] (SybronEndo, Orange, Ca) K3XF[®] e TF[®], na rotação contínua com o movimento alternado. Um total de 210 limas com diâmetro de #30 e conicidade fixa de 0,06, sendo 60 k3[®], 60 K3XF[®] e 90 TF[®] foram divididas em 7 grupos (30 limas cada) K3[®] C, K3XF[®] C, TF[®] 1C, rotacionadas em 300 rpm, TF[®] 2C rotacionada em 500 rpm e K3[®] R, K3XF[®] R e TF[®]1-R utilizadas em movimento reciprocante. A resistência à fadiga cíclica foi testada em canais simulados curvos de aço inoxidável com ângulo de curvatura de 60° e raio de 3mm, onde as limas eram trabalhadas até fraturar e o tempo de fratura registrado e avaliado. A comparação entre os conjuntos demonstrou que a vida média das limas foi significativamente maior para todas as limas no movimento alternado quando comparadas com a rotação contínua. Quando utilizado o movimento de rotação contínua com velocidade de 300 rpm, a K3XF[®] apresentou os melhores resultados de resistência a FC, seguidos de TF[®] e K3[®]. Quando comparada a lima TF[®] nas diferentes velocidades, foi observado que o aumento da velocidade para 500 rpm diminuiu a resistência da mesma.

A fim de avaliar a resistência a fadiga cíclica da lima Hyflex[®] (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suíça), Rubini et al. (2013) utilizaram a mesma no movimento rotatório e reciprocante. Foram selecionadas 24 limas e divididas em dois grupos (N=12), sendo que no grupo 1 as limas foram trabalhadas com rotação contínua enquanto no grupo B elas foram trabalhadas no movimento reciprocante (150° sentido anti-horário 30° sentido horário). O

teste de fadiga cíclica foi realizado utilizando um canal artificial, com ângulo de curvatura de 135°. As limas foram trabalhadas até fraturar e o tempo foi registrado. Nos resultados foi observado que o movimento reciprocante aumentou significativamente a resistência à fadiga cíclica quando comparado com o movimento rotatório contínuo, sendo que a média de tempo para fratura do rotatório foi de 8,75 segundos enquanto o movimento reciprocante obteve uma média de 14,55 segundos.

No intuito de testar a resistência à fadiga cíclica, Dagna et al. (2014), utilizaram 40 limas de cada marca, sendo elas: One Shape®, Reciproc® R25, Wave One® Primary e Protaper® F2 (utilizada como grupo controle), testando as mesmas em 4 canais simulados com diferentes raios e ângulos de curvatura: canal 1 – raio de 8 mm e 60° de ângulo de curvatura; canal 2: 8 mm de raio e 45° de ângulo de curvatura; canal 3: 5 mm de raio e 60° de ângulo de curvatura; e canal 4: raio de 5 mm e 45° de ângulo de curvatura. O número de ciclos para fratura foi determinado e os dados avaliados. Nos resultados, foi observado que nos quatro canais testados, a lima Reciproc R25 foi a que apresentou maior resistência à fadiga cíclica ($p < 0,05$), e a lima rotatória One Shape apresentou resultados semelhantes à resistência quando comparada com a lima Wave One em todos os canais ($p > 0,05$), sendo que a One Shape foi melhor que a Wave One nos canais 1 e 3. A lima Protaper apresentou menor resistência, quando comparada com as limas testadas em todos os canais ($p < 0,05$). Os autores concluíram que a lima Reciproc R25 apresentou melhor desempenho quanto à resistência à fadiga cíclica, seguida da lima One Shape, Wave One e Protaper, respectivamente.

Vadhana et al. (2014) avaliaram e compararam a resistência a fadiga cíclica das limas Race® (FKG, Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) e Mtwo® nos movimentos de rotação contínua e reciprocante. Para isto um total de 60 limas Mtwo® e Race® de tamanhos 25/06 com 25 mm de comprimento foram selecionadas e divididas em 4 grupos de 15 limas cada, sendo: G1 Mtwo® em movimento rotatório, G2 Mtwo® em movimento reciprocante, G3 Race® em movimento rotatório e G4 Race® em movimento reciprocante. O teste de fadiga cíclica foi realizado em um canal simulado de aço com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm. Todos os instrumentos foram rotacionados ou reciprocados até a fratura, e o tempo de fratura e o tamanho do fragmento foram avaliados. Após análise, foi observado que as limas de NiTi quando utilizadas em movimento reciprocante foram significativamente mais resistentes à fratura quando comparadas com o movimento rotatório. O comprimento das partes fraturadas variou de 5 a 6mm não tendo diferença significativa entre os grupos. Ao MEV foi observado que todos os fragmentos apresentaram formação de crateras, numerosas microbolhas e depressões passíveis de fratura do tipo dúctil.

2.5 Ensaio da Resistência a Fratura por Flexão

Pruett et al., em 1997 estudaram a fadiga cíclica de limas rotatórias de NiTi determinando o efeito da curvatura do canal e da velocidade de rotação na fratura dos instrumentos. A curvatura do canal foi simulada através da confecção de seis tubos de aço inoxidável com ângulos de curvatura de 30°, 45° e 60° e raios de curvatura de 2 e 5mm. Dez limas com diâmetro inicial #30 e dez de tamanho #40 foram testadas em todos os grupos citados com as velocidades de 750 rpm, 1300 rpm e 2000 rpm. Cada instrumento foi operado até ocorrer a fratura. Após os testes foi observado que os instrumentos fraturavam no ponto de flexão máxima do canal, o que correspondeu ao ponto médio da curvatura dentro do tubo. As limas #40 obtiveram o NCF significativamente menor do que as limas #30 quando comparadas em condições de testes idênticas. Foi observado também que o NCF diminuiu significativamente a partir do momento que o raio de curvatura diminuiu e o ângulo de curvatura aumentou ($p < 0,05$). O MEV identificou fratura do tipo dúctil como o modo de fatura por fadiga. Este estudo indicou que para instrumentos rotatórios de NiTi, o tamanho dos mesmos, o raio e o ângulo de curvatura são mais importantes que a velocidade de rotação na influência da ocorrência de fratura por fadiga cíclica.

Sattapan et al. (2000a) avaliaram o torque e a força apical aplicada durante a instrumentação rotatória com o sistema de limas de NiTi Quantec Series 2000® (Tycom cor. Irvyne, Ca) correlacionando o torque gerado durante o uso clínico com a falha por torção dos instrumentos. Para isto dez dentes humanos foram utilizados e durante a instrumentação o torque e a força apical gerada foram medidos. A força apical gerada foi baixa, não excedendo 150 rpm nem nos canais de pequeno, nem de médio calibre. O torque dependeu do diâmetro da ponta e da conicidade de cada instrumento, sendo que os instrumentos com 0,05 e 0,06mm de conicidade geraram um alto torque sendo maior nos canais menos calibrosos. A média de torque gerado durante a instrumentação foi significativamente inferior a média de falha de torque em todos os instrumentos que seguem o tamanho e conicidade padrão.

Analizando o tipo e a frequência dos defeitos nas limas de NiTi após o uso rotineiro e quais as causas para o fracasso, Sattapan et al. (2000b) utilizaram 378 limas avaliando após o descarte das mesmas, realizado por uma dentista em um período de 6 meses. Quase 50% das limas apresentaram algum defeito visível, 21% haviam fraturado, e 28% apresentaram algum defeito sem, contudo ocorrer à fratura. As limas fraturadas foram divididas em dois grupos, de acordo com as características do defeito: fraturadas por torção (55,7%) e por flexão (44,3%). As limas que foram fraturadas experimentalmente sob torção mostraram defeitos como

desenrolamento e enrolamento inverso perto das espirais. Já as limas fraturadas por fadiga por flexão apresentaram uma ruptura brusca, sem outros defeitos acompanhados, sendo que o fragmento de fratura fraturado correspondeu ao ponto máximo de curvatura.

Os instrumentos rotatórios são submetidos a stress por tensão e compressão em canais curvos. Este stress é localizado no ponto de curvatura. O propósito deste estudo foi avaliar a fadiga cíclica das limas Profile® #25/04 operando em diferentes velocidades de rotação e distâncias variadas durante os “packing motions”, em blocos de metal inclinados, simulando canais curvos. Um total de 150 instrumentos foram acionados para trabalhar livremente em blocos de metal inclinados com curvatura e em velocidades de 200, 300 e 400 rpm até que os mesmos fraturassem tanto em teste estático, como dinâmico. Após a fratura do instrumento, os fragmentos foram analisados através do MEV. Os resultados demonstraram que o tempo de fratura diminuía significativamente conforme aumentava o ângulo de curvatura e a velocidade de rotação. Entretanto quanto maior a distância nos movimentos de bicada, maior o tempo para a fratura. Isto aconteceu porque um movimento longo gera ao instrumento, longo tempo de intervalo antes de passar novamente pela área de tensão. A avaliação microscópica indicou fratura do tipo dúctil. Concluíram que, para prevenir a fratura do instrumento rotatório de NiTi, uma velocidade de rotação apropriada e um movimento contínuo de vai-e-vem são recomendados (LI et al., 2002).

Um estudo examinou instrumentos rotatórios de NiTi usados e descartados por 14 endodontistas de 04 países, observando quais foram os fatores que influenciaram nos defeitos produzidos durante o uso clínico. Foram examinados 7159 instrumentos, sendo que a presença de distorção ocorreu em 12% e fraturas em 5% (1,5% por torção e 3,5% por flexão). A média de defeitos variou significativamente entre os endodontistas. Fatores como a forma do instrumento também influenciou a taxa de defeitos, porém com menor relevância. Sessenta e nove instrumentos (7%) fraturaram durante o uso, sendo 10% durante o primeiro uso, 23% durante o segundo uso, 14% durante o terceiro uso, 26% durante o quarto uso, 7% durante o quinto uso e 20% no sexto uso ou mais. Dentro do contexto do trabalho, o que mais influenciou foi o operador, o que pode estar relacionado à habilidade clínica ou uma decisão consciente de utilizar instrumentos até um determinado número de vezes ou até que os defeitos fossem evidentes (PARASHOS et al., 2004).

Um estudo comparativo de resistência a fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi foi realizado com o objetivo de avaliar a influência do design de cada instrumento e o tratamento de superfície na fratura flexural. Para avaliar a resistência à fadiga dos diferentes instrumentos, Tripi et al., 2006 testaram um total de 120 instrumentos, entre eles: Profile®,

Race[®], K3, Hero e Mtwo[®]. Para comparar o efeito dos procedimentos de eletropolimento na resistência a fadiga um grupo de instrumentos Race[®] (que é normalmente eletropolido), sem tratamento de superfície foi usado. Uma avaliação, através do microscópio eletrônico de varredura (MEV), foi realizada antes e depois do estudo de fadiga, para determinar o tempo de fratura e o aspecto das limas. Dentro dos resultados, os instrumentos Profile[®], obtiveram os melhores valores de resistência a fratura. Foi observado que as limas Race[®] com superfície tratada reduzem a presença de micro-fraturas, debris superficiais e danos de usinagem. Este estudo demonstrou que o design do instrumento geralmente demonstra ser um fator importante na resistência a fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi. As limas com a superfície polida tem maior resistência à fratura por fadiga.

A resistência à fadiga cíclica de três limas rotatórias de NiTi foi comparada utilizando um modelo experimental com movimentos axiais oscilatórios. A influência do tamanho da lima e conicidade também foi investigada e as características da fratura analisadas. O estudo consistiu em dez grupos experimentais com 15 limas cada, sendo eles Profile[®] 25/04, K3[®] 25/04, Race[®] 25/04, Profile[®] 40/04, K3[®] 40/04, Profile[®] 25/06, K3[®] 25/06, Race[®] 25/06, Profile[®] 40/06 e K3[®] 40/06. Cada lima foi rotacionada livremente no interior de um canal simulado com diâmetro interno de 2mm, ângulo de 60° e o raio de curvatura de 5mm, com movimento contínuo oscilatório “pecking motion” de 3mm aplicados em intervalos de 1 ciclo por segundo, com velocidade de 300 rpm. Nos resultados, o grupo de limas K3[®] 25/04 apresentou maior resistência a fratura comparado com todos os outros grupos do experimento. As limas Race[®] foram as mais vulneráveis dentro de todos os grupos. As limas K3[®] 40/04 apresentaram maior resistência a FC comparadas com todos os outros grupos 40/04 e 06. Ao observar as imagens no MEV foi confirmada a presença de fratura do tipo dúctil (YAO et al., 2006).

Comparando ligas diferentes, Kramkowski e Bahcall (2009), avaliaram o stress torsional e a fadiga cíclica das limas Profile GT[®] (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) e Profile GT Série X[®] (Dentsply Tulsa Dental). Tamanhos de 20/04, 20/06, 30/04, 30/06, de ambas as limas foram testadas em dois canais simulados com 5mm de raio de curvatura com ângulos de 45° e 60° (n=25). O stress torsional foi avaliado com torsiômetro, mensurando a resistência a fratura por torção e o ângulo de torção. Já a fadiga cíclica foi testada trabalhando a lima a 300 rpm, com movimento dinâmico axial de 10 rpm a fim de simular a pressão manual média durante a instrumentação. Após os testes foi observado que as limas de NiTi tradicionais e as M-Wire apresentaram resistências semelhantes tanto na fratura por torção como por fadiga cíclica no canal com ângulo de curvatura de 45°. Já no canal simulado de

60°, a lima Profile GT[®] foi mais resistente a fratura por fadiga cíclica ($p=0,0005$) quando comparada com a Profile GT Série X[®] nos tamanhos 30/06, 20/06 e 30/04. A liga M-Wire, presente nas limas Profile GT Série X[®], não melhorou a resistência por fadiga cíclica, nem torsional, quando comparada com a liga de NiTi tradicional da lima Profile GT[®].

Ainda comparando resistência por fadiga cíclica de diferentes ligas, Larsen et al. (2009), avaliaram 4 limas diferentes, sendo elas: TF[®] (R-phase), Profile GT Série X[®] (M-wire), Endosequence[®] (NiTi convencional) e Profile[®] (NiTi convencional). Para este estudo foram utilizados 15 instrumentos de cada tipo selecionado: Endosequence[®] 25.04, Endosequence[®] 25.06, TF[®] 25.04, TF[®] 25.06, GTX[®] 20.04, GTX[®] 20.06, PF[®] 25.04 e PF[®] 25.06, testados em um canal simulado com raio de 3mm e ângulo de curvatura de 60°. O tempo até a fratura foi observado e o NCF de cada grupo de limas foi registrado. Entre todos os grupos de .04 e .06, as limas Profile GTX[®] #20 apresentaram os melhores resultados quanto a resistência à fratura, quando comparados com os outros grupos de tip #25 ($p<0,001$), provavelmente pelo aumento da flexibilidade das limas de tip #20, quando comparadas com as de tip #25. A lima TF[®] foi significativamente mais resistente do que a Endosequence[®] ($p<0,05$), porém não foi melhor do que a Profile[®] ($p>0,05$), quando comparadas em tamanhos semelhantes. Os autores observaram que o novo processo de fabricação das ligas, parece oferecer melhora na resistência à fadiga cíclica das mesmas, dentro dos parâmetros utilizados dentro desta pesquisa.

Gao et al., em 2010 compararam a resistência à fadiga cíclica da lima Profile Vortex[®] confeccionada com duas ligas diferentes: M-Wire e Superelástica Wire (SE-wire), testando as mesmas em duas velocidades diferentes. Foram utilizadas limas Vortex[®] de conicidades 0,04 e 0,06, com 25mm de comprimento e ponta de tamanho #30. Os instrumentos foram rotacionados em um canal artificial de 5mm de raio e 90° de ângulo de curvatura, nas velocidades de 300 rpm e 500 rpm. O tempo até a fratura foi registrado e calculado o NCF, avaliando um total de 160 limas ($n=20$). Após fratura os fragmentos foram observados com MEV. Nos resultados foi observada diferença na resistência à fadiga cíclica entre as duas ligas ($p<0,001$). Entretanto quando comparadas as mesmas ligas nas diferentes velocidades, não foi observada diferenças ($p>0,05$). A lima Profile Vortex[®] confeccionada com a liga M-Wire apresentou maior resistência à fadiga cíclica, comparada com a SE-Wire nas duas velocidades testadas. As duas ligas de conicidade 04 apresentaram maior resistência à fadiga cíclica, quando comparadas com os instrumentos 06, pois limas de maior diâmetro sofrem maior stress no ponto máximo de flexão durante o ensaio de fadiga cíclica.

Lopes et al. (2010a) avaliaram a influência do tratamento de superfície com

eletropolimento sobre o NCF das limas rotatórias de NITI BioRace[®] SC 40/02. Foram utilizadas 10 limas tratadas e 10 limas sem tratamento em um canal simulado com 19mm de comprimento, com comprimento de arco de 9mm e raio de 6mm. Os instrumentos foram rotacionados em sentido horário com uma velocidade de 300 rpm e após as fraturas foi observado o NCF e o tamanho e qualidade dos fragmentos. Após os testes, os instrumentos polidos exibiram um NCF significativamente maior quando comparados com os sem polimento ($p < 0,001$), sendo o NCF dos polidos 124% vezes maior. Ao MEV foi observada que a superfície fraturada de ambos os grupos de instrumentos demonstrou características morfológicas do tipo dúctil, sendo que os instrumentos polidos apresentaram micro-fraturas com padrão irregular, enquanto que os instrumentos sem polimento apresentaram fissuras que corriam ao longo das ranhuras de usinagem. Concluíram que as limas tratadas com eletropolimento são significativamente mais resistentes a fratura por fadiga cíclica.

Os efeitos da localização da curvatura ao longo de um canal artificial para a fadiga cíclica do instrumento rotatório Mtwo[®], avaliando o NCF e as características morfológicas dos instrumentos fraturados foram estudados por Lopes et al. (2011). As limas Mtwo[®] de NiTi (VDW[®], Monique, Alemanha) de tamanho #40/0,04 e comprimento de 25mm foram submetidas ao teste de fadiga cíclica em velocidade de rotação de 280 rpm. Para isto as limas foram divididas em dois grupos com 10 instrumentos cada, sendo o grupo A, com ângulo de curvatura posicionado no terço médio e grupo B com curvatura posicionada no terço apical. As limas foram acionadas no sentido horário até que houvesse a fratura e deste modo registrado o tempo de fratura. O número de ciclos para fratura foi obtido multiplicando a velocidade de rotação pelo tempo de fratura de cada instrumento. A superfície da fratura e o eixo helicoidal dos instrumentos fraturados foram analisados por meio do MEV (JSM 58000: JEOL Tóquio Japão) a fim de determinar o tipo de fratura. Após análise estatística foi observado que o NCF foi significativamente menor quando os instrumentos foram submetidos a rotação na curvatura localizada no terço médio do canal. A análise do MEV demonstrou características de fratura do tipo dúctil, sendo que não foi observada presença de deformação plástica.

Rodrigues et al., em 2011 avaliaram através de testes de fadiga cíclica estático e dinâmico, o número de ciclos até a fratura (NCF) de dois tipos de instrumentos de NiTi rotatórios: Twisted File[®] (SybronEndo, Orange, Co) fabricada por torção e limas Race[®] (FKG Dentaire, La Chaux-de-fonds, Suíça) fabricadas por usinagem. Quarenta limas de NiTi foram utilizadas, sendo 22 TF[®] e 22 Race[®], com diâmetro de 0,25mm e conicidade de 0,06. Para os testes foi desenvolvido um canal artificial medindo 1,4 mm de diâmetro interno, 19 mm de

comprimento total, 9 mm de comprimento de curvatura com raio de 6mm. Foi realizado o teste estático onde 10 instrumentos de cada marca foram utilizados no sentido horário a 310 rpm até a fratura e o teste dinâmico com mais 10 instrumentos de cada grupo. Após a fratura, tanto em uma como na outra metodologia foi avaliado o tempo para fratura e os remanescentes das mesmas. As medições nos fragmentos demonstraram que ocorreu fratura no ponto de flexão máxima (ponto médio) do segmento de curva. O NCF foi significativamente menor para os instrumentos Race[®] comparados com os TF[®]. O NCF também foi menor para os instrumentos submetidos ao teste estático em comparação com o modelo dinâmico em ambos os grupos. A análise do MEV demonstrou fratura de tipo dúctil sem aspecto de deformação plástica nos eixos helicoidais. Concluíram que os instrumentos de NiTi fabricados por torção apresentaram maior resistência a fadiga cíclica em comparação com os fabricados por usinagem.

Al-Sudani et al. (2012) testaram a resistência a fadiga de limas de NiTi Profile[®] e Vortex[®] em curvaturas duplas de canais artificiais comparando os resultados com canais simulados de curvaturas simples. As limas testadas apresentavam conicidade de 0,06 e diâmetro da ponta de 0,25 (#25/06). Dez instrumentos para cada grupo foram testados avaliando a fratura em rotação contínua com velocidade de 300 rpm. O número de ciclos para fratura (NCF) e o tamanho do fragmento foram avaliados. Nos resultados, o NCF foi significativamente menor nos canais artificiais de curvatura dupla, quando comparados com o de curvatura única ($p < 0,05$). O NCF foi menor no canal simulado com curvatura dupla apical. Diferenças estatísticas significativas foram notadas entre os instrumentos do mesmo tamanho de diferentes marcas somente nos canais de curvatura simples, sendo o Vortex[®] o instrumento que apresentou menor NCF.

Analizando a resistência à fadiga cíclica, Bhagabati et al. (2012), compararam as limas TF[®] com três tradicionais marcas do mercado. Utilizaram 4 sistemas, sendo eles: Profile[®], Mtwo[®], K3[®] e TF[®]. Os instrumentos foram testados em dois canais simulados sendo um com raio de 5mm e ângulo de curvatura de 45°, e o segundo com raio de 5mm e arco de 90°. Todos os instrumentos possuíam comprimento de 25mm, com conicidade 25/06 e foram trabalhados dentro das recomendações de cada fabricante (500 rpm para TF[®] e 300 para os demais sistemas). Nos resultados observaram que a lima TF[®] 25/06 foi significativamente mais resistente do que as outras testadas, sugerindo que o processo de fabricação destes instrumentos pode influenciar na resistência à fratura dos mesmos.

Ainda estudando a lima Profile Vortex[®] (PF[®]; Dentsply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), Bouska et al. (2012) compararam a resistência à fadiga cíclica da lima Profile

Vortex® 30/06, com outras marcas de limas 30/06 entre as quais estão Twisted Files® (TF®, Sybron Dental Specialties, Orange), Profile® (PF®, Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), GTX® (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), e Endosequence® (ES; Brasseler, Savannah, GA). Para isto foi utilizado um canal simulado de metal contendo 60° de curvatura e 3 mm de raio. Com limas foram utilizadas no movimento rotatório com torque e velocidade recomendados por cada fabricante, até que ocorresse a fratura. Após a fratura foram contados os números de ciclos por segundo. Nos resultados foram encontradas diferenças significativas entre as várias marcas de limas, decorrentes de diferentes processos de fabricação no designer de cada uma delas, sendo que as limas GTX® apresentaram maior resistência á fadiga cíclica, seguido das marcas Profile Vortex® e Twisted Files®. A lima que apresentou menor resistência á fadiga dentro da pesquisa foi a Endosequence® com diferença significativa ($p<0,001$), quando comparada com todas as outras marcas.

Vários sistemas de NiTi vem sendo desenvolvidos no intuito de melhorar a qualidade, rapidez e facilitar a instrumentação do sistema de canais radiculares. Inan e Aydin (2012) testaram a fadiga cíclica de três limas de retratamento, R-Endo® R3, Protaper® D3 e Mtwo® R (n=20), utilizando as mesmas em um sulco em forma de “V” confeccionado em um bloco de aço com raio de curvatura de 5mm e ângulo de curvatura de 60°. Todos os instrumentos foram acionados com rotação entre 300 a 500 rpm, conforme orientações dos fabricantes. As limas foram trabalhadas até a fratura, e assim, determinado o NCF de cada grupo. Nos resultados, as limas que apresentaram maior resistência à fratura por fadiga cíclica foram as R-Endo R3®, com diferença significativa das limas Protaper® D3 e Mtwo® R 25.05 ($p<0,05$).

Lee et al. (2012) questionaram 673 dentistas clínicos-gerias sobre o uso dos instrumentos rotatórios de NiTi. A pesquisa foi divulgada via e-mail para profissionais da Córrea do Sul. O levantamento consistiu em sete perguntas sobre o tipo de lima utilizada, as técnicas de uso, frequência de reutilização e a ocorrência de fratura de limas de NiTi durante o preparo do canal. Alguns participantes forneceram mais de uma resposta para cada pergunta, e alguns não responderam todas as perguntas. Os percentuais foram calculados com base no número de entrevistados ou respostas para cada pergunta. Um total de 348 dentistas (51,7%) responderam, sendo que os instrumentos de NiTi utilizados com mais frequência foram Profile® (39,8%) seguido pela Protaper®. A técnica de preparo preferida foi a Crown-Down (44,6%) e 54,3% dos entrevistados afirmaram que reutilizaram as limas de NiTi mais de 10 vezes sendo que em relação a fratura das mesmas foi observado que 54,6% responderam ocorrer o incidente menos de 5 vezes as ao ano. A frequência de fraturas foi significativamente correlacionada com a técnica de instrumentação, sendo que os

profissionais que adotaram a técnica híbrida apresentaram menor risco mesmo quando o número de reutilizações foi maior.

A mudança no taper das limas foi avaliado por Ha et al. (2013), através dos testes de resistência a torção e fadiga cíclica dos instrumentos de NiTi K3XF[®] (liga R-phase), e K3[®] (NiTi convencional). Compararam estas duas limas, dividindo as mesmas em 4 grupos (n=10): G1 – K3[®] 30.04, G2 – K3XF[®] 30.04, G3 – K3[®] 30.06, G4 – K3XF[®] 30.06. Um canal simulado de aço com raio de 6mm e ângulo de curvatura de 45° foi utilizado. As limas rotacionaram com velocidade de 300 rpm até que ocorresse a fratura. Os resultados demonstraram que a K3XF[®] apresentou maior resistência à fadiga cíclica nos dois tamanhos comparados (p<.000), sendo que nos testes de torção não foi observada diferença entre as duas limas de ligas diferentes. Através deste trabalho concluiu-se que o tratamento das ligas R-phase aumentou a resistência das limas de NiTi, em relação à fadiga cíclica, sem diminuir a resistência a torção, sendo uma provável liga substituta para as NiTi convencionais.

Lopes et al. (2013a) compararam as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos confeccionados por níquel-titânio convencional (NITI), Wire (K3[®] e Revo SSU[®]), M-Wire (Profile Vortex[®]) e liga de NITI em R-Phase (K3FX[®]). Os instrumentos foram submetidos a testes mecânicos para avaliar a resistência a flexão (flexibilidade) através de um ensaio de flexão-cantilever. Os espécimes foram examinados através de microscopia (Pantec[®], Paramva, Cambuci, SP, Brasil) a fim de determinar os seus diâmetros em D0 (diâmetro inicial) e D13, bem como o número de espirais na parte ativa. Dois instrumentos de cada marca foram preparados para análise de suas secções transversais através do MEV JJM 5800[®] (JEOL, Tóquio, Japão). Também foi realizado o teste de fadiga cíclica onde os instrumentos giravam no sentido horário em velocidade de 310 rpm até a fratura e assim calculado o NCF de cada lima. Um teste de torção em rotação no sentido horário foi realizado através de uma máquina universal de ensaios Emic[®] (Emic, DL 10.000) avaliando a deformação na folha e a carga máxima suportada por cada instrumento. A análise do MEV foi realizada nos instrumentos fraturados a fim de observar a presença de deformação plástica no metal. Dentro dos resultados o teste de flexibilidade apresentou a seguinte ordem decrescente: K3XF[®]> Revo SSU[®]> Profile Vortex[®]> K3[®]. A classificação no teste de resistência à fadiga foi o seguinte: K3XF[®]> K3[®]>Profile Vortex[®]> Revo SSU[®]. No ensaio de torção, a deflexão angular na folha decresceu na seguinte ordem: K3XF[®]> Revo SSU[®]> K3[®]> Profile Vortex[®]. Para os valores de torque máximo o ranking foi: K3[®]> K3XF[®]> Profile Vortex[®]> Revo SSU[®]. Os resultados mostraram que o instrumento K3FX[®], composto pela liga R-Phase, obteve o melhor desempenho total em termos de flexibilidade, deflexão angular e resistência à

fadiga cíclica. Além da liga em que o instrumento é fabricado, o design e as dimensões são importantes determinantes de desempenho mecânico dos instrumentos endodônticos.

A influência de diferentes características da geometria da curvatura do canal radicular no número de ciclos para a fratura de um instrumento endodôntico de NiTi foi avaliada por Lopes et al. (2013c). Para isto, quarenta limas BioRace[®] BR4C (FKG Dentine, La Chaux-de-Fonds Suíça) foram testadas em 4 tipos de canais simulados medindo 1,5mm de largura, 20mm de comprimento total e 3,5mm de profundidade. Os canais foram confeccionados de acordo com os seguintes parâmetros: Canal A: segmento cervical reto de 10,58mm, comprimento de arco de 9,42 e raio de 6mm com arco localizado no terço apical do canal, Canal B: segmento cervical de 5,29mm, comprimento de arco de 9,42mm, raio de curvatura de 6mm e segmento reto apical medindo 5,29mm, com arco na porção média do canal, Canal C: com segmento de reta de 10,58mm, comprimento de arco de 9,42mm, raio de curvatura de 9mm e arco na parte apical e Canal D: segmento de reta de 7,44mm, arco de 12,56mm, raio de 6mm e arco na parte apical. Os canais A e B, foram comparados (terço apical ou médio) avaliando o NCF dos instrumentos BioRace[®], os canais A e C, foram comparados avaliando a influência de comprimento de arco (9,42 ou 12,56) no índice NCF. Em todos os grupos as limas foram observadas após a fratura através de um MEV JSM 5800[®] (JEOL Tóquio-Japão) a fim de avaliar a morfologia da superfície fraturada e a presença ou ausência de deformação plástica. Os resultados demonstraram que houve um menor NCF em canais com menor raio, arco mais longo, posicionados no terço médio do canal. As avaliações no MEV apresentaram fratura do tipo dúctil sem deformação plástica, concluindo que o comprimento de arco, raio e posição da curvatura influenciaram no NCF dos instrumentos de NiTi.

Setzer e Bohme (2013) determinaram possíveis diferenças no ponto de fratura de instrumentos dependendo da aplicação somente da fadiga cíclica ou combinando com o stress de torção. Para isto três marcas de limas sendo elas Rero S[®] (MicroMega Besancon, França), Vortex[®] (Dentsply) e Profile[®] (Dentsply), com tamanho de 25mm e diâmetro de #25 e #35 com conicidade de 0,04 mm foram divididas em 12 grupos sendo eles 6 de ensaio de fadiga cíclica e 6 de fadiga com torção totalizando 120 limas. Os testes foram realizados em um canal simulado de curvatura de 30° e após fratura o comprimento dos fragmentos foi medido em um aumento de 10X utilizando um micrômetro digital (Esslinger and Company[®], Saint Paul, MN). Todas as fraturas independente se foi por fadiga ou fadiga e torção ocorreram dentro do ângulo de curvatura. A adição de uma carga de torção resultou em uma diferença significativa entre a fratura por fadiga e a associada, mudando o ponto de fratura em direção a área onde a carga torçiona foi aplicada. Isto sugere que o stress foi distribuído a partir da área

em que a carga de torção foi aplicada para a área onde a fadiga cíclica estava sendo aplicada.

Capar et al., em 2014, compararam a resistência a fadiga cíclica de três limas utilizadas para preparo cervical e médio, sendo estas Protaper® SX (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça), Hyflex® 25/08 (Coltene-Whaledente, Allstetten, Suíça) e Revo-S® SC1 (Micro-Mega, Bresançon, França). Trinta e seis instrumentos de cada marca foram testados em dois canais simulados de aço inoxidável (18 limas cada grupo), sendo um com 45° de ângulo de curvatura e raio de 3mm e outro com 60° de ângulo de curvatura e raio de 3mm. A lima Protaper® foi utilizada com velocidade de 250 rpm, Revo-S® com 250 rpm e a Hyflex® com 500 rpm. Após fratura dos instrumentos, os fragmentos foram mensurados e o NCF calculado. Quando observado o canal com 60° de curvatura a lima Revo-S® foi a que apresentou maior RCF, seguida da Hyflex® e posteriormente da Protaper® ($p<0,001$). No canal simulado de 45° as limas Revo-S® e Hyflex® foram estatisticamente superiores a Protaper® ($p<0,001$). Tanto no canal de 60° como no de 45° as limas Hyflex® apresentaram o tamanho de fragmento menor quando comparados com as outras duas marcas ($p<0,001$). Quando analisados ao MEV ambos os grupos apresentaram fraturas compatíveis com a natureza mecânica de fratura por fadiga cíclica. Concluíram que o tempo de vida por fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios diminuiu conforme aumentou o diâmetro do instrumento. A massa de metal do instrumento na parte onde ocorre o ponto de tensão máxima é um fator que influencia na vida cíclica da lima. O novo processo de fabricação de limas (CM Wire) parece desempenhar um papel importante no aumento da resistência à fadiga cíclica da lima.

Nos últimos anos, com o avanço dos meios de falsificação, produtos piratas chegaram ao mercado odontológico. Ertas et al., em 2014, compararam a resistência a fadiga cíclica de instrumentos originais e falsificados. Para este teste foram utilizados Vinte Protaper® F2 e vinte limas falsas testadas em um canal simulado de aço inoxidável com diâmetro interno de 1,5mm, ângulo de curvatura de 60° e raio de curvatura de 3mm. Os instrumentos foram acionados até a fratura e então calculado o NCF de cada um. Após o teste, os fragmentos foram visualizados no MEV EVOL510® (Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha). Os resultados demonstraram que os instrumentos originais obtiveram melhor resistência a fadiga cíclica quando comparados com os falsificados ($p<0,001$), concluindo que a média de NCF das limas falsas foi bem menor, indicando que clinicamente deve-se ter muito cuidado para não utilizar produtos falsificados. A análise do MEV observou que os instrumentos falsos possuíam muito mais trincas e defeitos, quando comparados com os verdadeiros e que os defeitos de ambos os instrumentais, após fratura, foi do tipo dúctil.

No estudo de Pedullà et al., em 2014, foi avaliado o efeito da velocidade de rotação na

fadiga cíclica das limas de NiTi Mtwo[®]. Para isto, um total de 120 limas Mtwo[®] de tamanhos 10/04; 15/05; 20/05 e 25/06 foram divididas em três grupos baseados na velocidade de rotação utilizada para modelar 9 canais simulados padronizados: grupo A= 350 rpm, grupo B= 250 rpm; Grupo C= 150 rpm. Cada grupo era formado por 40 instrumentos sendo 10 de cada tamanho. A média do tempo de preparo (em segundos) e a média do número de ciclos para fratura nos nove canais foram avaliadas em cada lima testada. A resistência à fadiga cíclica foi determinada contando o número de ciclos para fratura em um canal simulado com curvatura de 60° com raio de 5mm. Os resultados demonstraram que o tempo de preparo foi significativamente maior na velocidade de 150 rpm, seguido do tempo de 250 rpm e 350 rpm. Não houve diferença significativa no índice NCF ($p < 0,05$) entre os grupos A, B ou C para instrumentos do mesmo tamanho, concluindo que a velocidade não afetou a resistência por fadiga cíclica nos instrumentos Mtwo[®] de mesmo tamanho e conicidade.

Limas com ligas tratadas vêm sendo lançadas no mercado no intuito de aumentar a resistência dos sistemas, diminuindo as chances de acidentes durante o tratamento endodôntico. Plotino et al. (2014a) avaliaram a diferença da resistência a fadiga cíclica entre as limas Vortex Blue[®] (Dentsply Tulsa Dental, OK) e Profile Vortex[®] (Dentsply). Foram utilizados instrumentos idênticos em tamanho e diâmetro de ponta e conicidade (15/04; 20/06; 25/04; 25/06; 30/06; 35/06 e 40/04), totalizando 140 limas (10 cada grupo). As limas foram usadas em um canal simulado com ângulo de curvatura de 60° e raio de 5mm até ocorrer a fratura, e assim o NCF foi registrado e os grupos comparados. Observaram que quando comparadas as limas de mesmo tamanho e conicidade, a lima Vortex Blue[®] apresentou um aumento significativo na resistência a fadiga cíclica. A liga da lima Vortex Blue[®] é obtida através de um processo termomecânico próprio cujo objetivo é melhorar a resistência a fadiga, flexibilidade e centralização no canal radicular.

No intuito de avaliar se a resistência a fadiga cíclica aumenta o controle de memória (CM) dos instrumentos de NiTi, Plotino et al. (2014b), compararam instrumentos produzidos usando uma liga tradicional de NiTi com a liga M-Wire. Dois grupos de limas de NiTi com comprimentos semelhantes (taper constante de 0,06 com tip de 0,25 de diâmetro e taper constante de 0,04 com tip de 0,40 de diâmetro) foram testadas: no grupo A foram comparados Hyflex[®] TMCM, Vortex[®] TM e Profile[®] TM tamanho 25 e taper 0,06 e no grupo B foram comparados Hyflex[®] TMCM, Vortex[®] TM e Profile[®] TM tamanho 40 e taper 0,04. Dez limas para cada diferente subgrupo foram testadas avaliando a resistência à fadiga cíclica. A média e o desvio padrão do número de ciclos para a fratura (NCF) foram calculados para cada grupo e avaliadas estatisticamente. Os instrumentos Hyflex[®] TMCM de tamanho 25/06 e 40/04,

obtiveram maior NCF quando comparados com os 25/06 do Vortex[®] TM e Profile[®] TM. Nenhuma diferença foi observada quando comparados o Vortex[®] TM e o Profile[®] TM nos comprimentos testados. O novo processo de fabricação envolvendo memória de forma e tratamento térmico produziu novas limas de NiTi (Hyflex[®] TMCM), significativamente mais resistentes à fadiga que os instrumentos produzidos com outros métodos de tratamento (Vortex[®] TM) ou com o processo tradicional de NiTi (Profile[®] TM).

A resistência à fadiga cíclica de 5 limas utilizadas para preparo prévio foram avaliadas, sendo as mesmas: Pathfile[®] #16/02 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), G-file[®] #12/03 (Micro-Mega, Besançon, Cedex, França), Scout Race[®] #15/02 (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, suíça), Hyflex[®] GPT #15/02 (Coltene-Whaledent, Allstetten, Suíça) e ProGlider[®] #16/04 e #16/02 (Dentsply Maillefer). Capar et al., em 2015 utilizaram dois canais simulados com diâmetro interno de 1,5mm, ângulo de curvatura de 90° e raios de curvatura de 3mm (n=10) e 6mm (n=10). Todos os instrumentos foram rotacionados em motor VDW[®] Silver, seguindo as recomendações dos fabricantes e testados até que ocorressem as fraturas, sendo o tempo das mesmas registrados em segundos. O comprimento dos fragmentos fraturados também foi mensurado. O número de ciclos para fratura foi obtido através da multiplicação do tempo (em segundos), pela velocidade de rotação utilizada e após divididos por 60. Nos resultados foi observado que a lima que apresentou maior resistência para fratura foi a Hyflex[®] GPT, seguida da G-file[®], ProGlider[®], Pathfile[®] e por último a ScoutRace[®]. A resistência à fadiga cíclica dos instrumentos no canal de raio de 5mm, foi significativamente maior do que quando testados no raio de 3mm. Os autores concluíram que quanto maior o raio de curvatura, maior a resistência à fadiga das limas utilizadas.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

- Estudar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos de Níquel-Titânio (NiTi), em canais de curvatura severa, com raio e comprimento de arcos diferentes.

3.2 Objetivos Específicos

- Verificar o desempenho quanto a resistência à fadiga cíclica das limas de níquel-titânio, quando submetidas a diferentes canais simulados;
- Avaliar o tamanho dos fragmentos encontrados em cada grupo de limas após o ensaio de flexão à fadiga;
- Analisar o tipo de fratura ocorrida.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Tipo de Estudo

O presente estudo foi de caráter experimental, *in vitro* realizado somente com instrumentos, sem o envolvimento de pacientes. Portanto não houve submissão para o comitê de Ética e Pesquisa em seres humanos.

4.2 Materiais

Para a realização do experimento, foram utilizadas 60 limas de níquel-titânio, sendo estas:

- Wave One[®] (Dentsply Maillefer) – n= 10

Este instrumento também apresenta valores nominais de diâmetro D₀ ISO 0,25mm, conicidade inicial de 0,08 nos 3mm apicais com uma sequência crescente com *taper* variado da ponta até o final da parte cortante, e comprimento útil de 25mm (Figura 3). A amostra foi dividida em dois grupos, cada qual com 10 elementos, escolhidos aleatoriamente.



FIGURA 1 – Lima de Níquel-Titânio Wave-One[®] Primary.

Fonte imagem: www.suryadental.com.br

- Reciproc[®] (VDW, Munich, Alemanha) – R25 – n= 10

Este instrumento apresenta valores nominais de diâmetro D₀ (diâmetro inicial), ISO 0,25mm, conicidade inicial de 0,08 nos 3mm apicais com uma sequência crescente com *taper* variado, e comprimento útil de 25mm (Figura 1). A amostra foi dividida em dois grupos, cada qual com 10 elementos, escolhidos aleatoriamente.



FIGURA 2 – Lima de Níquel-Titânio Reciproc® R-25.
Fonte imagem: www.suryadental.com.br

- Protaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) - F2 - n=10

Este instrumento apresenta valores nominais de diâmetro D_0 ISO 0,25mm, conicidade inicial de 0,08 nos 3mm apicais com uma sequência crescente com *taper* variado, e comprimento útil de 25mm (Figura 2). A amostra foi dividida em dois grupos, cada qual com 10 elementos, escolhidos aleatoriamente.



FIGURA 3 – Lima de Níquel-Titânio Protaper® F2.
Fonte imagem: www.suryadental.com.br

Os instrumentos foram acionados no motor eletrônico VDW Silver® (VDW, Munique, Alemanha), número de série SR17941, referência V041163000000, ano de fabricação 2013 (Figura 4).

Os instrumentos foram testados utilizando um aparato mecânico de suporte, com 2 canais artificiais diferentes (Figuras 5 e 6), para testar as limas, de acordo com a metodologia descrita por Lopes et al. (2013a).



FIGURA 4 – Motor VDW Silver® (VDW, Munique, Alemanha).

4.2.1 Canal Simulado 1

Uma canaleta artificial em forma de U foi usinada em prisma metálico de aço inoxidável, possuindo 20mm de comprimento (porção reta com 7,44mm), 2mm de profundidade, 1,5 mm de largura, com curvatura apical de raio 6mm, comprimento de arco de 12,56mm e ângulo de arco de 120°.

Após a usinagem da canaleta, uma placa translúcida de resina acrílica foi parafusada sobre o bloco de aço, possibilitando sua visualização (Figura 5).

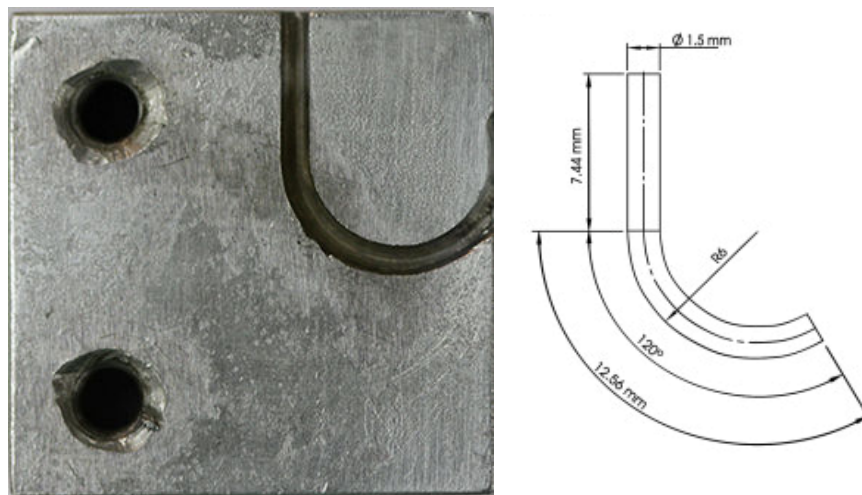


FIGURA 5 – Canal Simulado Raio 6mm, Arco 12,56mm.

4.2.2 Canal Simulado 2

Uma canaleta artificial em forma de U foi usinada em prisma metálico de aço inoxidável, possuindo 20mm de comprimento (porção reta com 10,58mm), 2mm de profundidade, 1,5 mm de largura, com curvatura apical de raio 9 mm, comprimento de arco de

9,42 mm e ângulo de arco de 60°.

Após a usinagem da canaleta, uma placa translúcida de resina acrílica foi parafusada sobre o bloco de aço, possibilitando sua visualização (Figura 6).

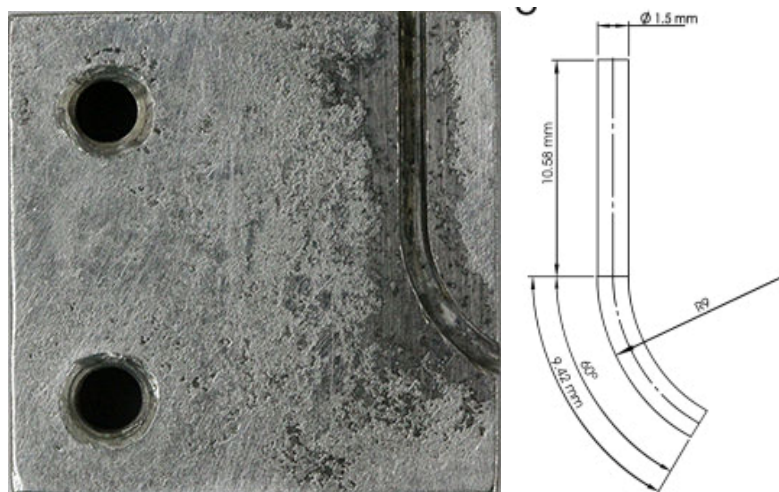


FIGURA 6 – Canal Simulado Raio 9mm, Arco 9,42mm

A usinagem dos blocos metálicos foi realizada em ferramentaria especializada, utilizando-se a técnica de usinagem assistida por computador, com auxílio do equipamento ROMI D 600 TGR® (Romi S.A, São Paulo, Brasil) (Figura 7).



FIGURA 7 – Equipamento ROMI D 600 TGR. Em destaque, o torno que foi utilizado para a confecção dos canais simulados.

O conjunto obtido foi preso a um dispositivo acoplado a uma morsa número 2 em uma base de alumínio, possibilitando a fixação do contra-ângulo do motor VDW[®] Silver empregado neste estudo (Figura 8).

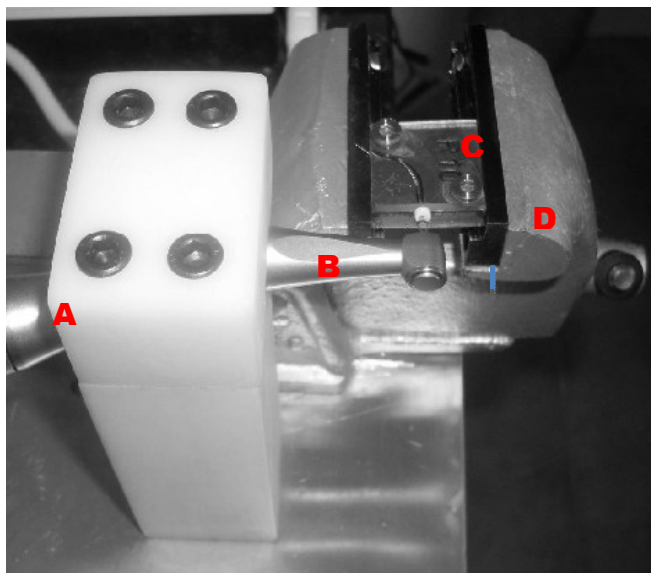


FIGURA 8 – Dispositivo utilizado para realização do experimento. A– Suporte para a fixação da caneta; B– Contra-ângulo do motor VDW-Silver, utilizado para o experimento nos movimentos rotatório (Protaper[®] F2) e recíprocante (Reciproc[®] R-25 e Wave One[®] Primary); C– Canal simulado de aço inoxidável; D- Morsa para fixação do canal simulado.

4.3 Critérios de Inclusão

Todos os instrumentos foram previamente medidos com o objetivo de comparar os comprimentos dos segmentos fraturados a partir da extremidade da ponta destes instrumentos. As limas testadas foram medidas com o auxílio de um paquímetro digital com resolução de 0,01mm Mitutoyo[®] (Sul-Americana Ltda, Suzano, SP), a fim de observar se apresentavam comprimento total de 25 mm. A tolerância padrão ISO para variação no comprimento de um instrumento é de 0,5mm (LOPES et al., 2013a).

4.4 Metodologia

Os instrumentos foram acionados até que ocorresse sua fratura seguindo o tipo do movimento, torque e velocidade recomendadas pelo fabricante e disponível na programação do motor VDW Silver[®] (VDW[®], Munique, Alemanha), sendo modo “RECIPROC ALL” para as limas Reciproc[®], com velocidade de 300 rpm segundo fabricante, “WAVE ONE ALL” para as limas Wave One[®], utilizando velocidade de 350 rpm, segundo fabricante e Protaper

F2[®] com velocidade de 300 rpm.

Durante o acionamento dos instrumentos nas canaletas artificiais, o trabalho dos mesmos foi gravado em vídeo sob magnificação, empregando-se uma câmera de vídeo Sony acoplada ao divisor de luz de um microscópio clínico CEMAPO[®] (CEMAPO, São Paulo, Brasil), utilizando-se aumentos de 6 a 10x no equipamento.

Durante a análise da fratura por fadiga, a canaleta de aço inoxidável foi lubrificada com glicerina líquida por intermédio de uma agulha acoplada a uma seringa de 10cc com o objetivo de reduzir o atrito do instrumento com a parede do canal e a liberação de calor. Cada instrumento foi posicionado em um contra-ângulo Sirona[®] com redução 6:1 (Sirona, Chicago, EUA) e introduzido no canal a partir do segmento reto maior até a ponta tocar em um anteparo posicionado na extremidade do canal. Este anteparo posteriormente foi removido e teve como objetivo apenas padronizar a distância de penetração do instrumento no interior do canal.

4.5 Tamanho da Amostra

Foram utilizados 60 instrumentos, sendo eles:

- 20 instrumentos Protaper[®] F2 (25.08), REF A041122510212, LOT 1181220;
- 20 instrumentos Reciproc[®] R25 (25/08), REF V040012025025, LOT 033671;
- 20 instrumentos Wave One[®] Primary (25.08), REF A070022500P01, LOT 0019670.

Todos os instrumentos de 25 mm de comprimento, sendo divididos em seis grupos (n=10). Os grupos foram divididos conforme tabela abaixo:

TABELA 1 - Instrumentos utilizados, divididos conforme no experimento, nos canais 1 (Raio 6mm e arco 12,56mm) e 2 (Raio 9mm e arco 9,42mm).

GRUPO	LIMA	MOVIMENTO	CANAL SIMULADO
G1	Protaper [®] F2	Rotatória	Raio 9, Arco 9,42mm
G2	Reciproc [®] R25	Reciprocante	Raio 9, Arco 9,42mm
G3	Wave One [®] Primary	Reciprocante	Raio 9, Arco 9,42mm
G4	Protaper [®] F2	Rotatória	Raio 6, Arco 12,56mm
G5	Reciproc [®] R25	Reciprocante	Raio 6, Arco 12,56mm
G6	Wave One [®] Primary	Reciprocante	Raio 6, Arco 12,56mm

O número de ciclos suportado pelo instrumento até que ocorresse sua fratura, foi

avaliado por meio do ensaio em flexão rotativa estático. O ensaio de flexão rotativa de instrumentos endodônticos consiste em um instrumento girar no interior de um canal artificial curvo, acompanhando a sua trajetória dentro do limite elástico do material (LOPES et al., 2007; LOPES et al., 2009; LOPES et al., 2011; LOPES et al., 2013c).

A fim de se obter o tempo de trabalho do instrumento, todas as limas foram gravadas através da câmara digital acoplada ao microscópio clínico, desde o início de sua rotação até o momento da fratura. A seguir, os segmentos fraturados foram medidos com um paquímetro para determinar a distância do topo da haste de fixação até o traço de fratura. As distâncias da extremidade apical do instrumento ao ponto onde ocorreu a fratura foram obtidas por subtração. O comprimento útil (L), em milímetros dos instrumentos foi obtido por meio da equação: $L = \text{Comprimento Inicial} - \text{Comprimento da haste de fixação e corpo fraturado}$.

O número de ciclos até a fratura foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação pelo tempo decorrido (em segundos) até a fratura em flexão rotativa de cada instrumento, conforme trabalho de Pedullà et al., 2013, demonstrado no cálculo abaixo:

$$\text{NCF} = \left[\frac{\text{velocidade de rotação (rpm)}}{60 \text{ (tempo em segundos)}} \right] \times \text{Tempo de fratura (em segundos)}$$

Após a fratura, os segmentos maiores dos instrumentos foram acondicionados em frascos tipo Eppendorf (Alfa, São Paulo, Brasil), contendo acetona, aguardando o momento oportuno para análise por meio de Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (LOPES et al., 2011).

Dois segmentos fraturados de cada grupo foram selecionados aleatoriamente e submetidos à limpeza em unidade de Cuba de Ultrassom Cristófoli® (Cristófoli, Campo Mourão, Paraná, Brasil), operando em 40Khz a um tempo de ação de 12 minutos.

A seguir os instrumentos de cada grupo foram fixados em um stub (Alfa, São Paulo, Brasil) e observados no MEV JEOL®, modelo ISM 5800 IV (JEOL, Tóquio, Japão) por meio da análise da superfície de fratura e a configuração das hastes de corte helicoidais adjacentes ao ponto de imobilização (fratura).

Os instrumentos foram fotomicrografados e as imagens gravadas para análise. Durante a obtenção das fotomicrografias foram adotados aumentos diferenciados para a observação da superfície de fratura e da configuração as hastes de corte helicoidais junto ao ponto de fratura.

4.6 Planilha de Coleta de Dados

O tempo (em segundos) decorrido desde o acionamento até a fratura do instrumento, bem como o tamanho do instrumento fraturado foram tabulados em uma tabela para posterior análise.

4.7 Análise Estatística

Inicialmente foi utilizado o teste D'agostino-Pearson com nível de significância de 5% ($P < 0,05$), a fim de avaliar a distribuição dos dados da variável dentro de cada grupo experimental.

A avaliação do efeito do instrumento, do efeito do canal simulado e a interação entre estes fatores, em relação ao tamanho do fragmento e ao índice NCF, foi realizada por meio do teste ANOVA de duas vias, seguido pelo pós-teste de Tukey. Os demais resultados das variáveis avaliadas neste estudo estão apresentados na forma de estatística descritiva ou na forma de tabelas e gráficos. A análise estatística foi realizada utilizando-se o programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5%.

5 RESULTADO

5.1 Número de Ciclos para Fratura (NCF)

O número de ciclos até a falha dos instrumentos em cada tipo de arco foi registrado, e a análise descritiva dos resultados, expressos em ciclos, encontra-se na Tabela 2.

TABELA 2 – Números de ciclos até a fratura de diferentes instrumentos, em arcos de 9,42mm e 12,56mm.

Tamanho do arco	ProTaper® F2	Reciproc® R25	Wave One® Primary
9,42 mm	463,5 ± 82	3513 ± 353,6	2176,5 ± 213,5
2,56 mm	265,5 ± 54,5	291 ± 74	106,5 ± 22

Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade de D'Agostino e Pearson, que indicou uma distribuição normal da amostra ($p > 0,05$). Com base neste achado, estes dados foram submetidos à análise de variância de duas vias (two-way ANOVA), com teste complementar de Tukey para comparações múltiplas. Os resultados destes testes estão expostos sob forma gráfica na Figura 9.

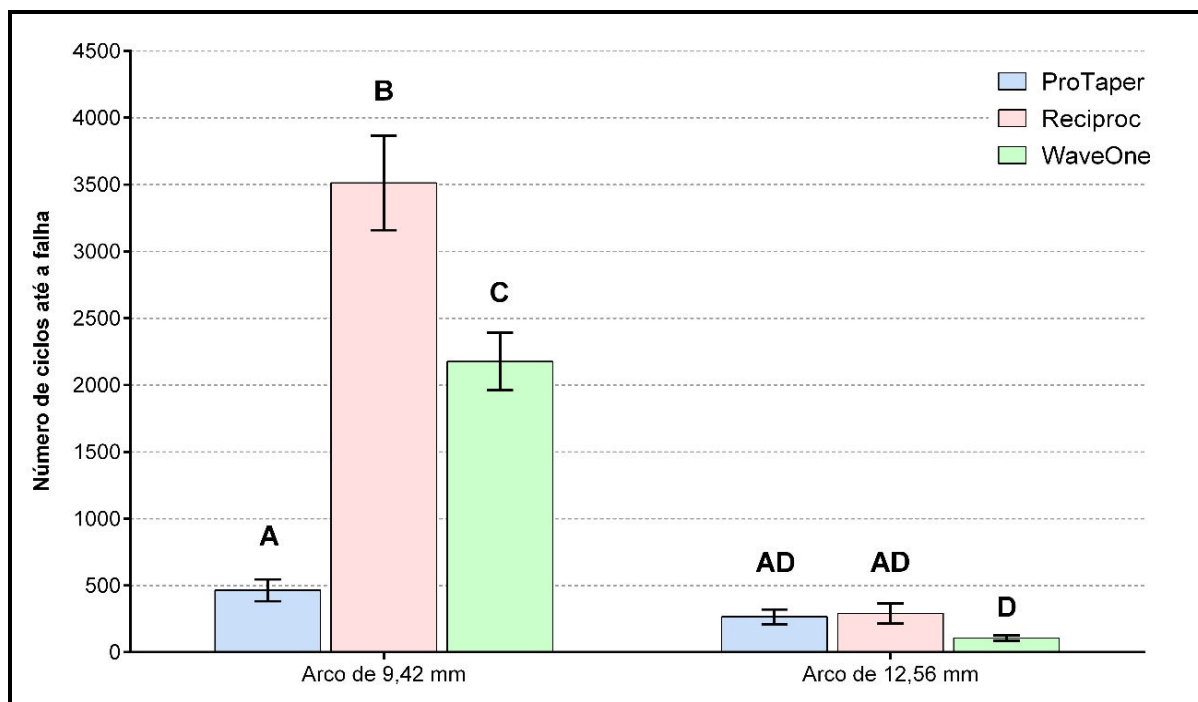


FIGURA 9 - Número de ciclos até a falha dos instrumentos testados, em dois tipos de canais simulados. Letras iguais indicam semelhança estatística entre grupos

A análise de variância de duas vias (two-way ANOVA) revela haver diferenças significantes entre os grupos testados ($p < 0,001$), com comportamentos distintos entre os instrumentos submetidos ao canal simulado com raio de 9 mm e comprimento de arco de 9,42 mm. Quando estes instrumentos foram submetidos ao teste de fadiga cíclica no canal de raio de 6 mm e comprimento de arco de 12,56 mm, não foi percebida diferença entre o NCF dos grupos ($p > 0,05$).

Ao comparar o desempenho dos instrumentos, quando testados em canais diferentes, (Protaper® F2 x Protaper® F2; Wave One® Primary x Wave One® Primary e Reciproc® R25 x Reciproc® R25), foi observado que o instrumento ProTaper® F2 apresentou NCF semelhante em ambos os arcos ($p > 0,05$), fato que não ocorreu com os outros instrumentos testados ($p < 0,001$).

5.2 Tamanho do Fragmento

O tamanho dos fragmentos após a falha dos instrumentos em cada tipo de arco foi registrado, e a análise descritiva dos resultados, expressos em milímetros, encontra-se na Tabela 3.

TABELA 3 – Tamanho dos fragmentos dos diferentes instrumentos (expressos em milímetros após a falha, em arcos de 9,42mm e 12,56mm).

Tamanho do arco	ProTaper® F2	Reciproc® R25	Wave One® Primary
9,42 mm	4,47 ± 0,46	1,65 ± 0,18	3,26 ± 0,55
12,56 mm	9,13 ± 1,07	8,42 ± 0,35	8.90 ± 0,31

Estes resultados foram submetidos à análise de variância de duas vias (two-way ANOVA), com teste complementar de Tukey para comparações múltiplas. Os resultados destes testes estão expostos sob forma gráfica na Figura 10.

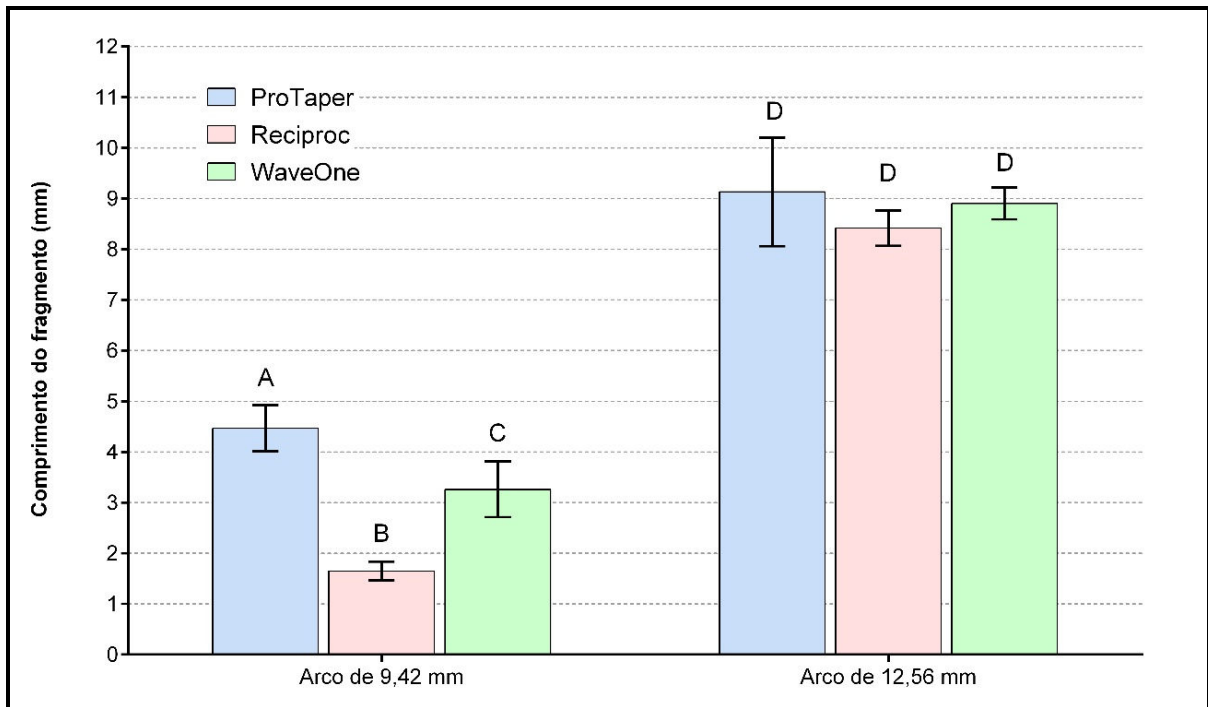


FIGURA 10 – Comprimento dos fragmentos após a fratura, em dois tipos de canais simulados. Letras iguais indicam semelhança estatística entre grupos.

A análise de variância de duas vias (two-way ANOVA) revela haver diferenças significantes entre os grupos testados ($p < 0,001$), com tamanhos de fragmentos distintos entre as amostras submetidas ao canal simulado com arco de 9,42 mm. Quando estes instrumentos foram submetidos ao teste de fadiga cíclica no canal de 12,56 mm, não foi percebida diferença entre os tamanhos dos fragmentos ($p > 0,05$).

5.3 Análise no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)

Na análise no MEV, após ensaio de flexão rotativa estática, observa-se ausência de deformação plástica na haste de corte helicoidal cônica dos instrumentos. A morfologia da superfície da fratura apresentou características morfológicas do tipo dúctil. A presença de trincas de fadiga sempre ocorre na superfície do material. Além disso, observa-se a presença de inúmeras depressões nas áreas periféricas dos segmentos fraturados.

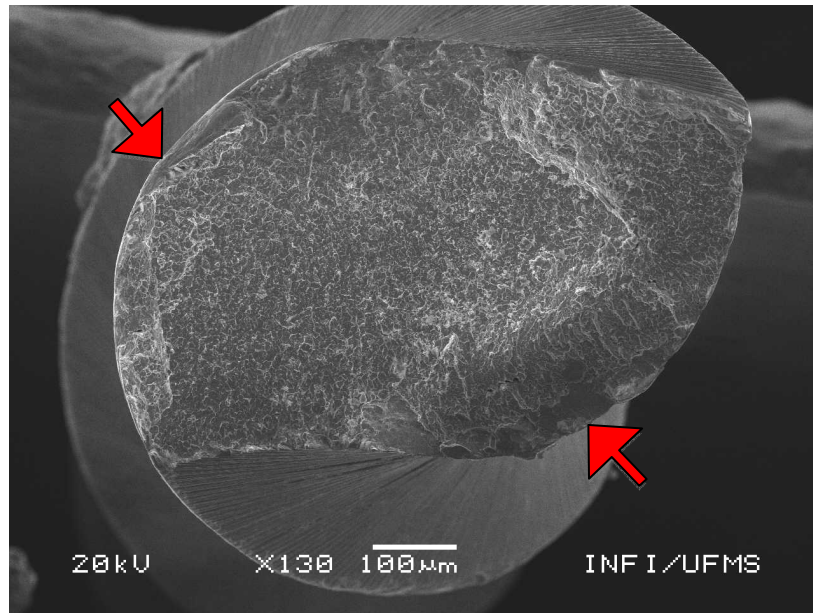


FIGURA 11 – Secção reta transversal do instrumento Reciproc® avaliado após fratura. Ausência de deformação plástica e presença de fratura do tipo dúctil na superfície da lima. Aumento de 130X.

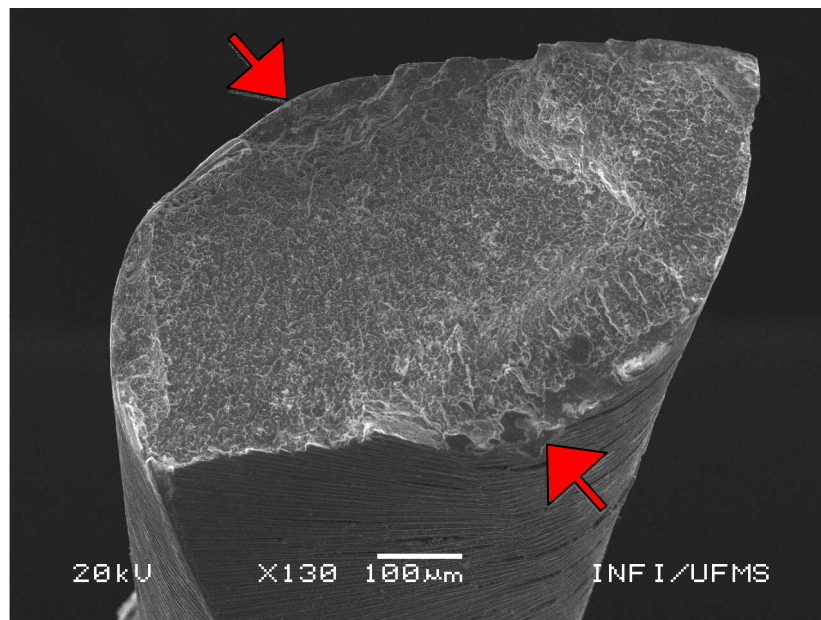


FIGURA 12 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Reciproc® R25, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (130X).

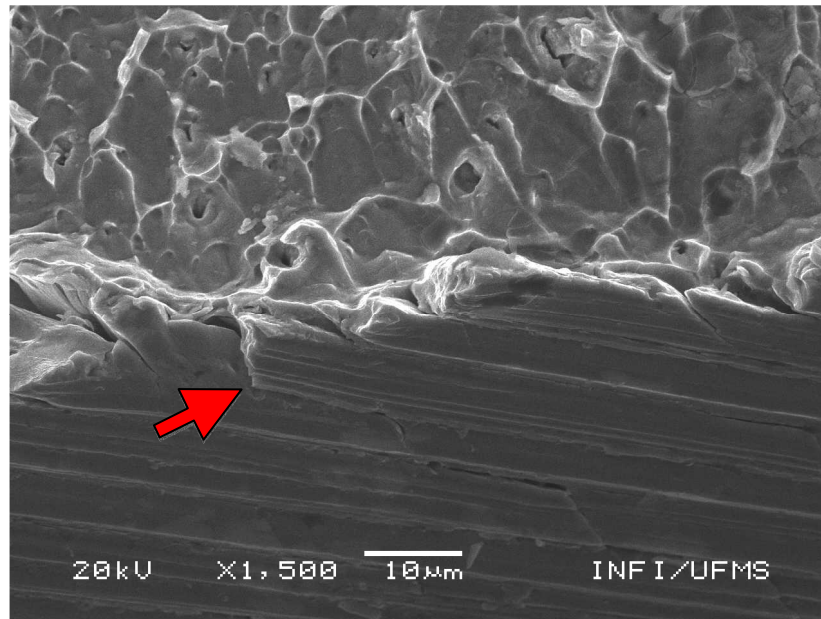


FIGURA 13 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Reciproc® R25, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (1500X).

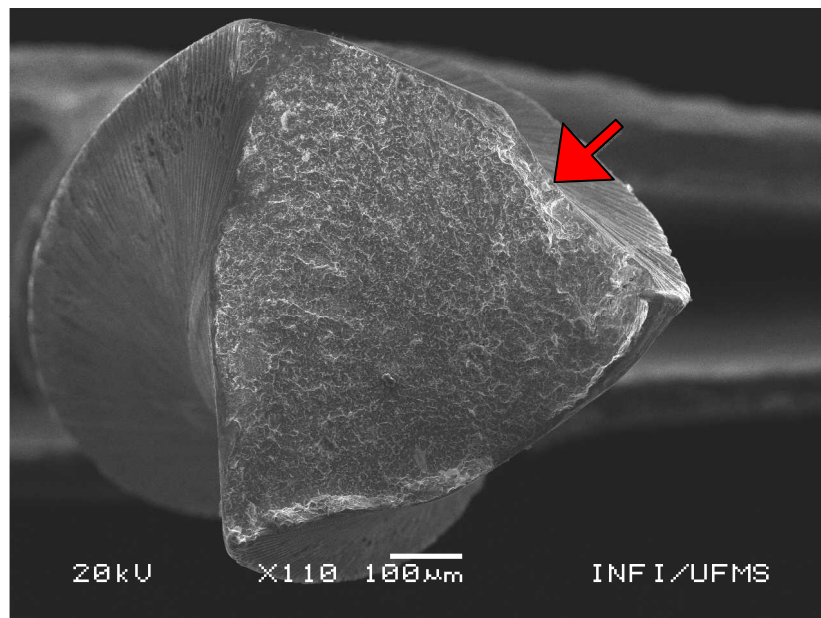


FIGURA 14 – Secção reta transversal do instrumento Wave One® Primary avaliado após fratura. Ausência de deformação plástica e presença de fratura do tipo dúctil na superfície da lima. Aumento de 110X.

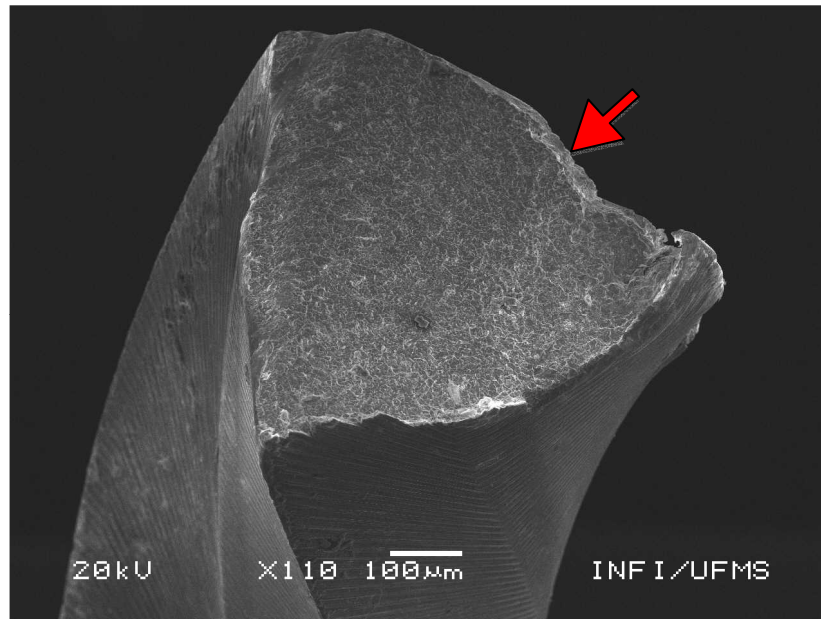


FIGURA 15 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Wave One[®] Primary, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (110X).

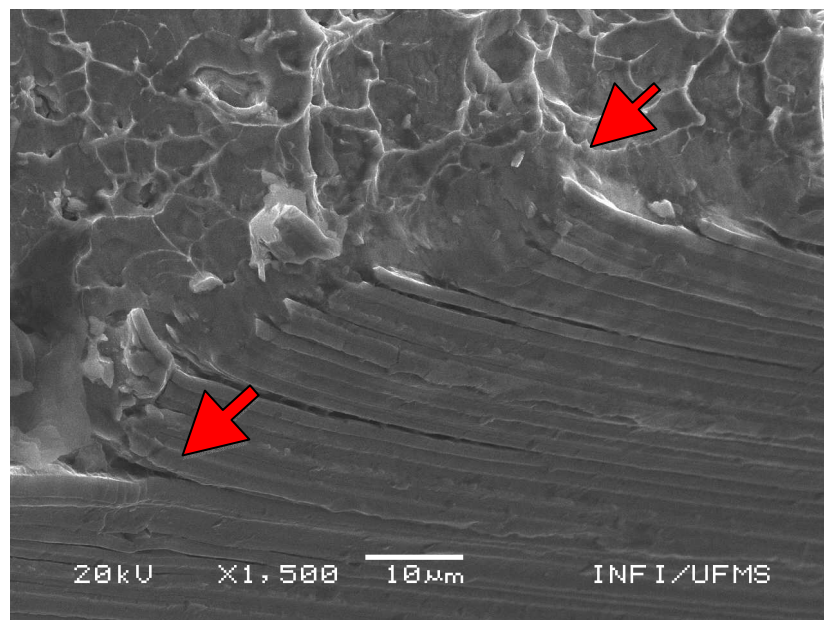


FIGURA 16 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Wave One[®] Primary, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (1500X).

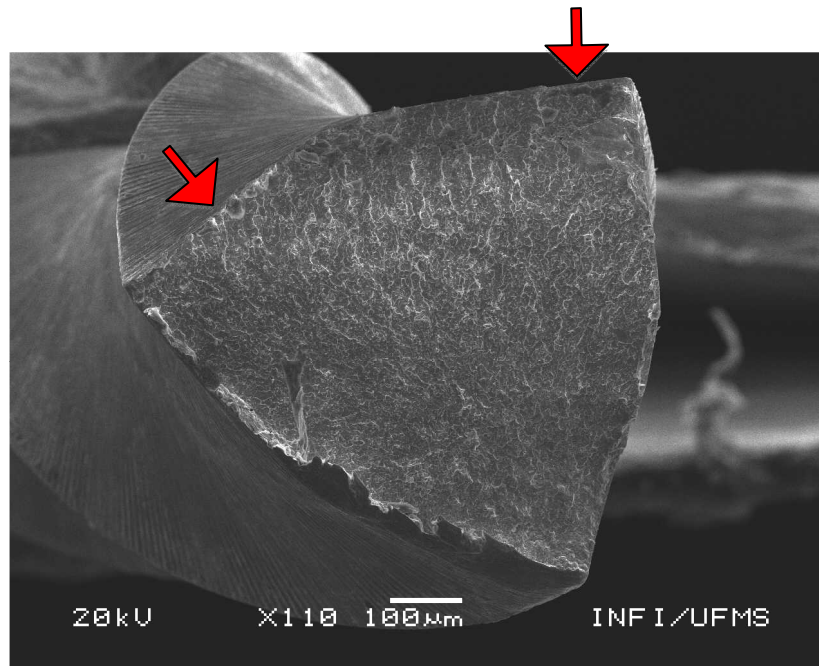


FIGURA 17 – Secção reta transversal do instrumento Protaper® F2 avaliado após fratura. Ausência de deformação plástica e presença de fratura do tipo dúctil na superfície da lima. Aumento de 110X.

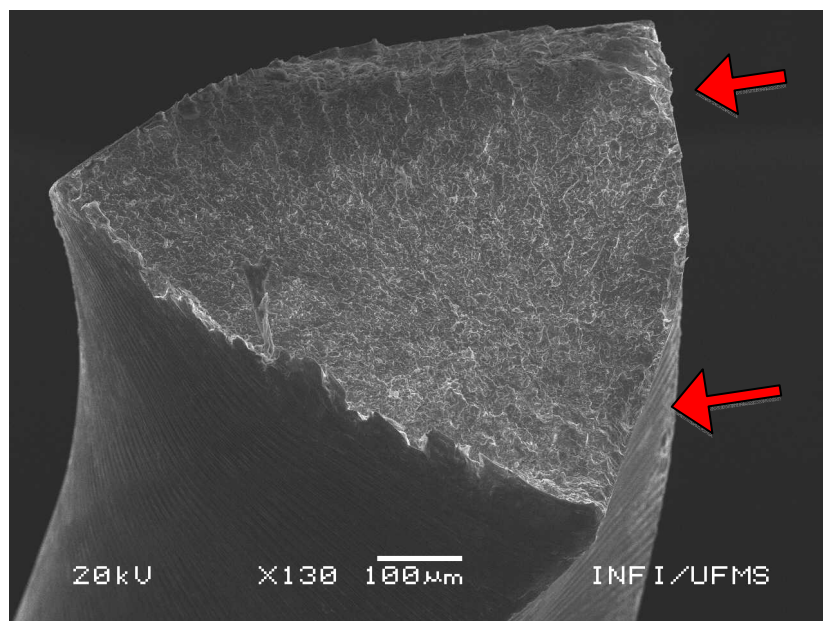


FIGURA 18 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Protaper F2®, com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (130X).

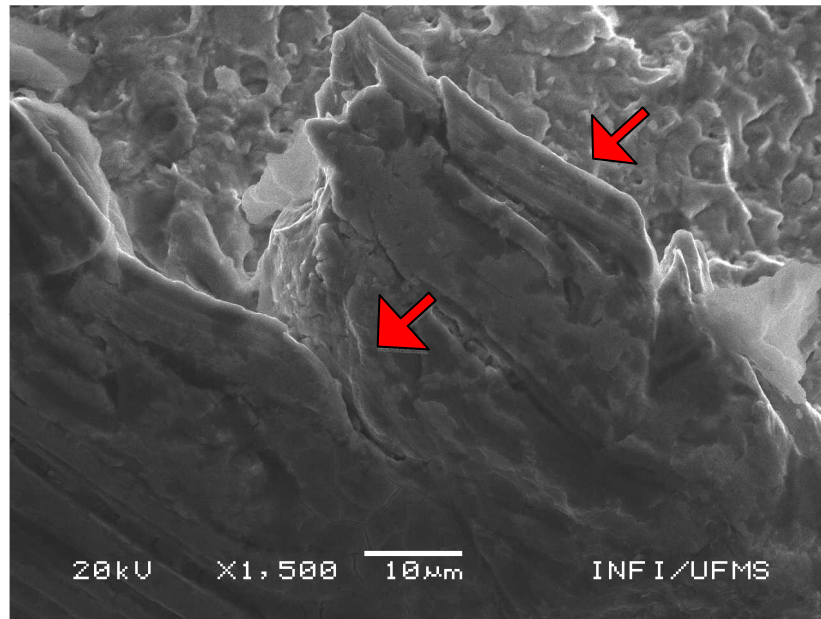


FIGURA 19 – Superfície fraturada da hélice de um instrumento Protaper[®], com ausência de deformação plástica. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (1500X).

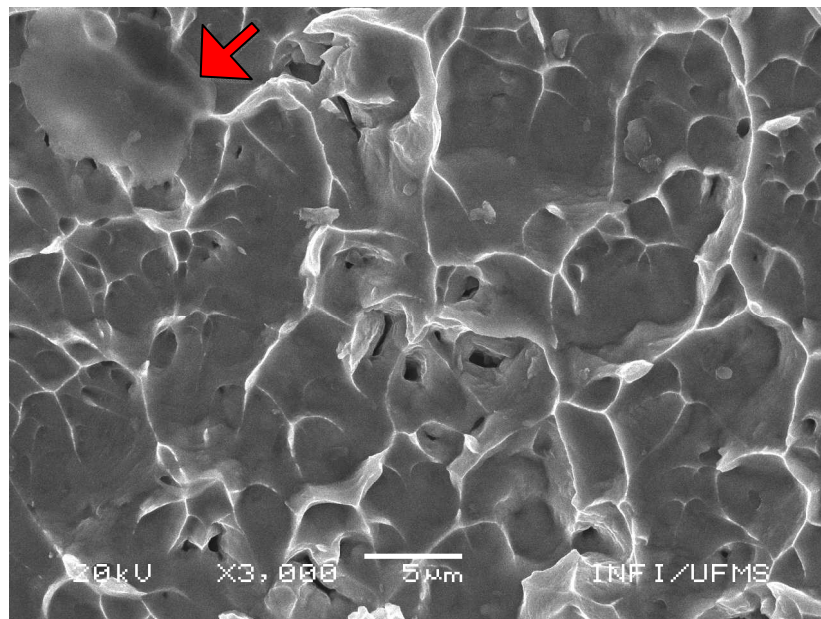


FIGURA 20 – Superfície fraturada de um instrumento Reciproc[®], com presença de dimples. Fratura com características morfológicas do tipo dúctil (3000X).

6 DISCUSSÃO

A instrumentação nem sempre foi realizada com instrumentos flexíveis de NiTi. O tratamento do sistema de canais radiculares inicialmente era realizado com limas de aço inoxidável que por não possuírem efeito memória de forma (EMF), impossibilitavam uma correta modelagem, ocasionando, muitas vezes, acidentes e complicações que prejudicavam o sucesso do tratamento endodôntico. Durante muitos anos foram realizados diversos estudos na ânsia de descobrir técnicas e instrumentos capazes de realizar uma instrumentação capaz de melhor se ajustar à anatomia do canal radicular, aumentando a qualidade do tratamento a longo prazo, em um menor tempo de serviço (SCHILDER, 1974; COFFAE; BRILLIANT, 1975; ALLISON et al., 1979; CYMERMAN et al., 1983; DEDERICH; ZAKARIASEN, 1986; ESPOSITO; CUNNINGHAM, 1995; GLOSSON et al., 1995; PLOTINO et al., 2010b; ALVES et al., 2012; ÇELIK et al., 2013).

A fratura de limas é uma das principais preocupações ao longo da etapa de instrumentação do sistema de canais radiculares (KIM et al., 2010). Vários fatores são responsáveis por esse acidente durante o uso dos instrumentos endodônticos, entretanto estudos demonstram que a fadiga cíclica é a principal causa de fraturas de instrumentos movidos a motor, principalmente nos casos de canais com curvaturas severas (SATTAPAN et al., 2000b). A fadiga cíclica ocorre quando a lima é submetida a contínuos ciclos de tensão e compressão girando no interior da curvatura do canal, resultando em uma quebra na estrutura do metal, devido a alta concentração de stress em uma determinada região (SATTAPAN et al., 2000a).

A habilidade clínica do operador e a reutilização das limas diversas vezes, aumenta o risco de fratura por flexão rotativa (SATTAPAN et al., 2000b; PARASHOS et al., 2004; LEE et al., 2012). Parashos et al., 2004 avaliaram 7159 instrumentos rotatórios e observaram que 5% dos utilizados fraturaram durante o uso. Lee, et al., 2012 observaram que mais da metade dos cirurgiões-dentistas entrevistados reutilizavam as limas de NiTi mais de 10 vezes, e que a técnica de instrumentação tem correlação direta com o risco de fratura dos instrumentos, sendo que a técnica híbrida diminui os riscos de fratura.

Este estudo comparou a resistência à fratura por fadiga cíclica das limas Reciproc[®] R25, Wave-One[®] Primary e Protaper[®] F2. As limas Wave-One[®] e Protaper[®] possuem índice de conicidade gradual e diâmetro da ponta (tip), semelhantes. Porém, elas diferem uma da outra por possuírem design de corte inverso. Enquanto a lima Protaper[®] trabalha cortando no sentido horário, a lima reciprocante corta no sentido anti-horário (BERUTTI et al., 2012). As

limas Reciproc[®] e Wave One[®] foram escolhidas para este trabalho por serem as únicas disponíveis no mercado, com a função de exercer a instrumentação em movimento alternado, à esquerda e à direita que se convencionou chamar de reciprocante. Já a lima Protaper[®] foi escolhida para comparação, pois é um instrumento bastante relatado na literatura, como demonstrado nos trabalhos de Yared 2008; Lopes et al., 2007; Lopes et al., 2009; De-Deus et al., 2010; Kim et al., 2010; Lopes et al., 2010b; Necchi et al., 2010; Plotino et al., 2010a; Elnaghy et al., 2014, além de ser um instrumento utilizado com bastante frequência tanto por endodontistas, como por dentistas clínicos (LEE et al., 2012).

Para realizar o teste de fratura por flexão rotativa podem ser utilizados ensaios estáticos e dinâmicos (LOPES et al., 2010b; WAN et al., 2011; KIM et al., 2012; LEE et al., 2013; CAPAR et al., 2014; VADHANA et al., 2014). O modelo dinâmico inclui um movimento axial cíclico no instrumento (movimento pecking motion), que pode descrever com mais precisão o uso clínico. Observa-se que a adição do movimento axial cíclico prolonga a vida útil dos instrumentos, o que está de acordo com trabalho de Lopes et al. (2013b). No entanto não há uma velocidade sugerida para os movimentos de entrada e saída das limas, e a distância percorrida durante o movimento axial não é padronizada. Estas são variáveis bastante subjetivas dependentes do operador e portanto, difíceis de serem controladas experimentalmente. Além disso, como o movimento axial é controlado manualmente, é duvidoso que a velocidade e a distância sejam mantidas constantes clinicamente. Devido a todos estes questionamentos, o presente trabalho utilizou o movimento estático, a fim de reduzir as chances de interferências no resultado da pesquisa.

O tempo até a fratura e o número de ciclos para fratura (NCF), são dois parâmetros que têm sido utilizados para avaliar a resistência à fadiga cíclica (AL-SUDANI et al., 2012; ARIAS et al., 2012; BHAGABATI et al., 2012; BOUSKA et al., 2012; CAPAR et al., 2014; ELNAGHY et al., 2014; CAPAR et al., 2015). O tempo até a falha apresenta, clinicamente, mais informações relevantes, por ser muito mais fácil para o operador observar 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. Em relação à este estudo em particular, foi utilizada a análise por intermédio do índice NCF, pois o mesmo conseguiu padronizar algumas variações introduzidas pelos diferentes métodos de uso dos instrumentos testados (movimento rotatório e reciprocante), bem como as velocidades em que os instrumentos foram operados, pois nesta pesquisa foi utilizado 300 rpm para as limas Protaper[®] F2 e Reciproc[®] R25 e 350 rpm para as limas Wave One[®] Primary (KIM et al., 2012).

Lopes et al., em 2009 observaram os efeitos da velocidade de rotação sobre o número de ciclos para a fratura dos instrumentos de NiTi e concluíram que um aumento na velocidade de rotação durante a instrumentação, ocasionou uma diminuição na resistência dos instrumentos, resultados semelhantes aos encontrados no trabalho de De-Deus et al. (2010). Estes achados foram contrários ao trabalho de Pedullà et al., em 2014, que compararam limas M-Two[®] em um canal com ângulo de 60° e raio de 5 mm em três velocidades diferentes e não observaram melhora na resistência quando avaliado este fator. No presente trabalho, no canal de raio 9 mm a lima Reciproc R25 apresentou melhor resistência quando comparada com a Wave One ($p < 0,001$), e um dos fatores que podem ter influenciado para que isto ocorresse foi a velocidade de rotação da Wave One ser maior (350 rpm). Deste modo, quando a lima trabalha mais rápido, acaba fraturando com mais facilidade.

Para os testes de resistência à fadiga cíclica vários modelos experimentais podem ser utilizados, como por exemplo dentes humanos, canais simulados de resina acrílica e canais simulados de aço inoxidável. Saber e Sadat., em 2013 utilizaram dentes humanos para o teste de resistência flexural à fadiga cíclica, devido teoricamente, os mesmos se aproximarem da realidade clínica. Porém, a utilização destes espécimes dificulta a padronização do trabalho, devido a variabilidade da angulação das raízes, impossibilitando a uniformidade de comprimento de arco e raio dos grupos. Além do fator citado anteriormente, o contato direto da lima com a estrutura dentária durante a instrumentação, aumenta o risco de atrito da lima com as paredes dentinárias, possibilitando a ocorrência de uma fratura por torção e não por fadiga cíclica, distorcendo e, muitas vezes, inviabilizando os resultados (SATTAPAN et al., 2000b).

A fim de padronizar os parâmetros de curvatura e minimizar as chances de uma fratura por torção, no presente estudo foram utilizados canais artificiais de aço inoxidável (LOPES et al., 2007; LOPES et al., 2009; PLOTINO et al., 2010a; LOPES et al., 2013b; LOPES et al., 2013c; ELNAGHY et al., 2014; CAPAR et al., 2014; ERTAS et al., 2014; CAPAR et al., 2015). No entanto, um instrumento posicionado dentro de um canal curvo cilíndrico de aço, nem sempre vai se encaixar com precisão à sua forma, podendo haver uma ligeira discrepância entre a forma do instrumento e o canal radicular. Por isso, Plotino et al., 2010b, propôs um canal simulado cônico a fim de testar a resistência à fratura por fadiga cíclica dos instrumentos, porém, a literatura continua a apresentar trabalhos com canais cilíndricos, como o utilizado nesta pesquisa, devido a dificuldade de se confeccionar canais simulados de aço com formato cônico. O diâmetro interno dos canais simulados utilizados nesta pesquisa, foi maior do que o dos instrumentos testados. Além disso, foi utilizado um lubrificante no interior

dos canais, a fim de que fosse possível que as limas girassem livremente sem atrito e resistência significativa, semelhante ao trabalho de Lopes et al. (2011), diminuindo os riscos de uma fratura por torção.

Para o teste de resistência à fadiga, este trabalho utilizou três sistemas de instrumentação, comparando os mesmos em canais simulados de raio e comprimento de arco diferentes. Nos resultados foi observado que, quanto menor o raio, menor o índice NCF. Isto pode ser explicado através do trabalho de Pruett et al., 1997, onde concluiu-se que, a diminuição do raio, aumenta a intensidade de tração e de cargas de compressão no ponto de maior tensão do canal, diminuindo significativamente o índice NCF. Quando avaliado o comprimento de arco, foi observado que o arco mais longo (12,56mm), resultou em menor índice NCF nas limas Wave One® Primary e Reciproc® R25, o que demonstra que a localização do ponto de concentração de máxima tensão varia em relação ao comprimento de arco. Portanto, em canais de arcos mais longos, o ponto de concentração de máxima tensão está situado na região de maior diâmetro do eixo helicoidal do instrumento (LOPES et al., 2007; CAPAR et al., 2014).

Em relação à posição da curvatura dentro do arco no canal simulado, já foi observado que quanto mais cervical for o posicionamento do arco, maior a tensão sofrida pelo instrumento (LOPES et al., 2011; ARIAS et al., 2012). Isto acontece devido a conicidade gradual existente na maioria das limas rotatórias de NiTi, fazendo com que quanto mais longe da ponta do instrumento, maior a quantidade de massa metálica das limas, que ao serem submetidas a tensão e compressão, resultam em uma menor flexibilidade do material e, conseqüentemente em uma maior susceptibilidade à fratura por flexão rotativa (LOPES et al., 2013c).

O movimento recíprocante foi mais resistente à fadiga quando comparado com o movimento rotatório no canal simulado de raio 9 mm e comprimento de arco 9,42 mm, resultado que está de acordo com os trabalhos de Varela-Patiño et al. (2010), Arias et al. (2012), Gambarini et al. (2012), Gavini et al. (2012), Kim et al. (2012), Lopes et al. (2013b), Pedullà et al. (2013b), Pérez-Higueras et al. (2013), Rubini et al. (2013), Vadhana et al. (2014) e Gambarini et al. (2015). Contudo, quando as mesmas limas foram testadas em um canal onde foi variado o raio e o comprimento de arco (raio 6 mm e comprimento de arco 12,56 mm), o índice NCF foi semelhante tanto no movimento rotatório, quanto no recíprocante, sem diferença significativa entre os instrumentos. Este resultado também foi observado no trabalho de Lee et al. (2013), que testaram as limas Protaper® e Profile® tanto no movimento rotatório, como no recíprocante, em um canal de raio de 5mm e ângulo de curvatura de 60° e

não encontraram diferença no desempenho dos instrumentos em diferentes movimentos. Dagna et al. (2014), também observaram que, apesar da lima One Shape ser rotatória, ela apresentava resistência à fadiga semelhante à lima reciprocante Wave One Primary em quatro canais simulados com raios e ângulos diferentes. Dando continuidade ao avaliar o desempenho de cada lima em canais diferentes, (raio de 9 mm e arco de 9,42 mm; e raio de 6 mm e arco de 12,56 mm), foi observado que quando as limas Reciproc[®] e Wave One[®] foram comparadas entre si, porém testadas nestes dois canais, as mesmas apresentaram diferenças significativas no índice NCF de um canal para outro, fato que não ocorreu no instrumento Protaper[®], que obteve resultados semelhantes dentro das duas diferentes situações. Sugere-se que sejam realizados outros trabalhos comparando dois canais simulados, onde seja alterada somente uma variável (ou o raio, ou o comprimento de arco), a fim de avaliar se a variável questionada irá alterar os resultados quanto a resistência das limas testadas.

Observando os relatos acima, sugere-se que as limas reciprocantes, quando trabalhadas em canais com curvaturas pequenas ou moderadas, apresentam melhor desempenho, comparadas com as limas rotatórias (VARELA-PATÍÑO et al., 2010; GAMBARINI et al., 2012; GAVINI et al., 2012; LOPES et al., 2013b; PEDULLÀ et al., 2013b; PÉREZ-HIGUERAS et al., 2013; RUBINI et al., 2013; VADHANA et al., 2014; GAMBARINI et al., 2015). Tem-se postulado que isso acontece devido a uma liberação de tensão no instrumento através da inversão do sentido de rotação, apresentado no movimento reciprocante (DE-DEUS et al., 2010; GAVINI et al., 2012). No presente trabalho, quando os instrumentos reciprocantes foram testados nos canais com curvaturas acentuadas (raio de 6 mm), os mesmos sofreram grande stress de tensão e compressão, fraturando rapidamente, sem diferença significativa entre os três instrumentos, o que demonstrou que, neste caso, o movimento reciprocante não conseguiu melhorar a resistência das limas.

Outro fator que pode ter influenciado na menor resistência das limas Protaper[®] F2, é a composição das ligas, de acordo com estudos de Plotino et al. (2014a), Plotino et al. (2014b), e Capar et al. (2015). As limas Protaper[®], Reciproc[®] e Wave One[®] são limas fabricadas através de usinagem (LARSEN et al., 2009; GAO et al., 2010; KIM et al., 2010; BHAGABATI et al., 2012; INAN; AYDIN, 2012; PÉREZ-HIGUERAS et al., 2014; PLOTINO et al., 2014). Porém, ao verificar a liga de composição dos instrumentos, observa-se que a lima Protaper[®] tem em sua composição liga de NiTi tradicional, enquanto que a Reciproc[®] R25 e Wave One[®] Primary são instrumentos compostos pela liga M-wire, material que apresenta maior resistência e flexibilidade quando comparado com a liga de NiTi tradicional (LARSEN et al., 2009; BOUSKA et al., 2012; KIM et al. 2012; HA et al., 2013;

CAPAR et al., 2014; DAGNA et al., 2014; PÉREZ-HIGUERAS et al., 2014; PLOTINO et al., 2014a; CAPAR et al., 2015).

A secção transversal das limas de NiTi, está diretamente relacionada com a resistência das mesmas, sendo que, quanto menor a quantidade de massa, maior a resistência à fadiga flexural cíclica (YAO et al., 2006; TRIPI et al., 2006; GAO et al., 2010). A lima Reciproc[®] apresenta a secção transversal em forma de “S”, enquanto que a Wave One[®] e a Protaper[®] apresentam o formato triangular. Lopes et al. (2013a), observaram em um estudo complementar que a seção transversal de uma lima Reciproc[®] é inferior ($275,000 \mu\text{m}^2$) à massa das limas Wave One[®] e Protaper[®] ($323,000 \mu\text{m}^2$ e $318,000 \mu\text{m}^2$, respectivamente). Estes resultados estão de acordo com os encontrados na análise ao índice NCF no canal de raio de 9 mm, onde a lima Reciproc[®] R25 apresentou maior resistência à fratura por fadiga. Ainda avaliando a secção transversal das limas de NiTi, é possível observar que neste mesmo canal simulado citado, a lima Wave-One[®] Primary apresentou-se mais resistente do que a Protaper[®] F2, apesar da secção ser semelhante. Isto pode ter acontecido pelo tipo de liga das duas serem diferentes, como já foi mencionado acima.

Os resultados da pesquisa demonstraram que a geometria da curvatura dos canais artificiais influenciou significativamente no índice NCF dos instrumentos de NiTi sujeitos ao teste de fadiga cíclica (INAN; AYDIN, 2012; LOPES et al., 2013c), de forma que, no presente trabalho, no canal simulado com raio menor e comprimento de arco mais acentuado, as limas reciprocantes Reciproc[®] R25 e Wave One[®] Primary apresentaram desempenho semelhante à lima rotatória Protaper[®] F2.

Em relação ao tamanho do fragmento, foi observado no presente estudo que no canal de maior curvatura (raio de 6 mm, com comprimento de arco de 12,56 mm), todas as limas fraturaram na mesma altura, sem diferenças significativas entre elas, sendo que as fraturas aconteceram próximas ao ponto de flexão máxima do canal radicular, o que correspondeu ao ponto médio da curvatura, corroborando com os trabalhos de Pruett et al. (1997); Lopes et al. (2007); Rodrigues et al. (2011) e Kim et al. (2012). Já no canal de curvatura menos acentuada (raio de 9 mm e comprimento de arco de 9,42 mm), os fragmentos apresentaram diferenças entre seus tamanhos. Al-Sudani et al., em 2012, testaram a resistência à fadiga cíclica em canais com curvatura dupla e observaram diferença no tamanho dos fragmentos dos instrumentos após fraturados. Na presente pesquisa, no canal de raio 9 mm, a lima Protaper[®] F2 fraturou bem próxima ao centro da curvatura, já a Reciproc[®] R25, foi a que apresentou fraturas mais próximas do terço apical. Isto pode ser explicado, devido a secção transversal da lima Reciproc ser em forma de “S”, e conter menor massa metálica no corpo do instrumento,

quando comparada com as outras duas limas estudadas, características já discutidas acima. Estas diferenças anatômicas existentes na lima Reciproc, pode ter feito com que o ponto de stress deste instrumento tenha sido em direção mais apical do que das limas Wave One e Protaper. Outro fator que pode ter influenciado na diferença dos tamanhos dos instrumentos fraturados é que como o canal simulado utilizado para os testes foi confeccionado em formato cilíndrico, o desenho do trajeto da lima não acompanhou o trajeto do canal.

Analisando as imagens através do microscópio eletrônico de varredura, observa-se que as superfícies fraturadas apresentam ranhuras e trincas nas áreas mais periféricas dos instrumentos. Isto acontece devido as limas apresentarem defeitos decorrentes de falhas durante a fabricação dos instrumentos, um problema muito comum nos materiais fabricados por usinagem, fazendo com que nestas ranhuras provenientes de defeitos de fabricação ocorram as fraturas por flexão rotativa. Ao longo do eixo helicoidal das limas não foi visualizada nenhum tipo de deformação plástica, sendo as fraturas compatíveis com as ocasionadas por fadiga cíclica e não por torção (PRUETT et al., 1997; SATTAPAN et al., 2000b; LI et al., 2002; YAO et al., 2006; TRIPI et al., 2006; LOPES et al., 2007; LOPES et al., 2009; LOPES et al., 2010 a; LOPES et al., 2010b; KIM et al., 2010; LOPES et al., 2011; RODRIGUES et al., 2011; KIM et al., 2012; LEE et al., 2013; LOPES et al., 2013a; LOPES et al., 2013b; LOPES et al., 2013c; CAPAR et al., 2014; ERTAS et al., 2014; VADHANA et al., 2014). O tipo de movimento operado (rotatório ou reciprocante) e as curvaturas utilizadas nos canais simulados (raio 6 mm ou raio 9 mm), não apresentaram influência nos resultados obtidos em relação à morfologia da fratura. (PRUETT et al., 1997; SATTAPAN et al., 2000b; LI et al., 2002; TRIPI et al., 2006; YAO et al., 2006; LOPES et al., 2007; LOPES et al., 2009; LOPES et al., 2010 a; LOPES et al., 2010b; KIM et al., 2010; LOPES et al., 2011; RODRIGUES et al., 2011; KIM et al., 2012; LEE et al., 2013; LOPES et al., 2013a; LOPES et al., 2013b; LOPES et al., 2013c; CAPAR et al., 2014; ERTAS et al., 2014; VADHANA et al., 2014).

Com base nos achados acima e dentro das condições utilizadas para realizar este trabalho *in vitro*, pode-se inferir que o movimento reciprocante melhora o desempenho clínico das limas Wave One® e Reciproc®, quando trabalhadas em canais com pequenas ou moderadas curvaturas. Além do movimento utilizado, várias características devem ser consideradas a fim de testar a resistência à fadiga cíclica de um instrumento endodôntico, sendo que a composição das limas, tratamento utilizado durante sua fabricação, forma que a mesma foi confeccionada (torção ou usinagem) e as próprias características anatômicas do canal a ser tratado irão influenciar diretamente na resistência à fratura por flexão rotativa.

Conforme a metodologia utilizada neste trabalho, e devido ao mesmo ser uma pesquisa *in vitro*, a lima Reciproc[®] R25 apresentou melhor desempenho quanto a resistência à fadiga cíclica. Estendendo os resultados para a realidade clínica, os fatores citados acima, devem sempre ser considerados antes de se optar pela reutilização de um instrumento que irá realizar a limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos é lícito concluir que:

- A lima Reciproc R25 apresentou melhor desempenho no canal de arco 9,42 mm ($p < 0,001$). No canal de arco 12,56 mm não houve diferença no índice NCF entre as três limas testadas ($p > 0,05$);
- Em relação ao tamanho dos fragmentos, no canal de arco 9,42 mm foi observada diferença estatística entre os três instrumentos testados ($p < 0,001$). No canal de arco 12,56 mm os fragmentos das limas testadas apresentaram tamanhos semelhantes ($p > 0,05$);
- A análise do MEV demonstrou ausência de deformação plástica na área fraturada, com características morfológicas de fratura do tipo dúctil.

REFERÊNCIAS*

- AJUZ NCC, ARMADA L, GONÇALVES LS, DEBELIAN G, SIQUEIRA Jr. JF. Glide path preparation in S-shaped canals with rotary pathfinding nickel-titanium instruments. **J Endod** 2013; 39(04): 534-37.
- ALVES VO, BUENO CES, CUNHA RS, PINHEIRO SL, FONTANA CE, MARTIN AS. Comparison among manual instruments and pathfile and mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. **J Endod** 2012; 38: 117-20.
- ALISSON DA, WEBER CR, WALTON RE. The influence of the method of canal preparation on the quality of apical and coronal obturation. **J Endod** 1979; 5(10): 298-304.
- AL-SUDANI D, GRANDE NM, PROTINO G, POMPE G, DI CALO S, TESTARELLI L, GAMBARINI G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. **J Endod** 2012; 38(7): 987-9.
- ARIAS A, PÉREZ-HIGUERAS JJ, MARROCA JC. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of reciproc and wave one new files. **J Endod** 2012; 38(9): 1244-8.
- BERUTTI E, CHIANDUSSI G, PAOLINO DS, SCOTTI N, CANTATORE GM, CASTELLUCCI A, PASQUALINI D. Canal shaping with Wave one primary reciprocating files and protaper system: a comparative study. **J Endod** 2012; 38(4): 505-9.
- BHAGABATI N, YADAV S, TALWAR S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. **J Endod** 2012; 38(4):515-8.
- BOUSKA J, JUSTMAN B, WILLIAMSON A, DELONGE C, QIAN F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. **J Endod** 2012; 38(5): 667-9.

*Estilo Vancouver apresentado pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas, publicadas inicialmente em 1979.

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; 45: 449-61.

CAPAR ID, ERTAS H, ARSLAN H. Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments. **J Endod** 2014; 40(8): 1182-5.

CAPAR ID, KAVAL ME, ERTAS H, HAKAN B. Comparison of the cyclic fatigue of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium Wire, M-wire e controlled memory wire. **J Endod** 2015; <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2014.11.008>.

CASTELLÓ-ESCRIVÁ R, DOMINGOS TA, MATOSES VF, RICHON SR, LLÁCER VF. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of protaper, wave one and twisted files. **J Endod** 2012; 38(11): 1521-4.

ÇELİK D, TASDEMİR T, ER K. Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. **J Endod** 2013; 39(2): 278-82.

COFFAE KP, BRILLIANT JD. The effect of serial preparation versus nonserial preparation on tissue removal in the root canals of extracted mandibular human molars. **J Endod** 1975; 1(6): 211-4.

CYMERMAN JJ, JEROME LA, MOODNIK RM. A scanning electron microscope study comparing the efficacy of hand instrumentation with ultrasonic instrumentation of the root canal. **J Endod** 1983; 9(8): 327-31.

DAGNA A, POGGIO C, BELTRAMI R, COLOMBO M, CHIESA M, BIANCHI S. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc and Wave One: An in vitro comparative study. **J Conserv Dentist** 2014; 17(3): 250-4.

DEDERICH D, ZAKARIASEN KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol** 1986; 6: 192-6.

DE-DEUS G, MOREIRA EJ, LOPES HP, ELIAS CN. Extended cyclic fatigue life of F2 protaper instruments used in reciprocating movement. **Int Endod J** 2010; 43(12):1063-8.

ELNAGHY AM. Cyclic fatigue resistance os protaper next nickel- titanium rotary files. **Int Endod J** 2014; 47(11): 1034-9.

ERTAS H, CAPAR IO, ARSLAN H, AKAN E. Comparison of cyclic fatigue resistance of original and counterfeit rotary instruments. **Bio Medical Engineering Online** 2014: 13-67.

ESPOSITO PT, CUNNINGHAM CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. **J Endod** 1995; 21(4): 173-6.

FIDLER A. Kinematic of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. **J Endod** 2014; 40(7): 990-4.

FRUCHI LC, ZAPATA RO, CAVENAGO BC, DUARTE MAH, BUENO CES, MARTIN AS. Efficacy of reciprocating instruments for removing filling material in curver canals obturated with a single-cone technique: a micro-computed tomographic analysis. **J Endod** 2014; 40(7):1000-4.

GAMBARINI G, GERGI R, NAAMAN A, OSTA N, AL SUDANI D. Cyclic fatigue analysis of Twisted File Rotary NITI instruments used in reciprocating motion. **Int Endod J** 2012; 45(9): 802-6.

GAMBARINI G, PLOTINO G, SANNINO G, GRANDE NM, GIAN SIRACUSA A, PIASECKI L, SILVA NETO UX, AL-SUDANI D, TESTARELLI L. Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. **Odontology** 2015; 103: 56-60.

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; 36(7): 1205-9.

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; 38: 684-7.

GLOSSON CR, HALLER RH, DOVE B, 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; 21(3): 146-51.

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

INAN U, AYDIN C. Comparison of cyclic fatigue resistance of three different rotary nickel-titanium instruments designed for retreatment. **J Endod** 2012; 38: 108-11.

KIM HC, YUM J, HUR B, CHEUNG GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium Rotary files. **J Endod** 2010; 36(1): 147-52.

KIM HC, KWAK SW, CHEUNG GS, KO OH, CHUNG SM, LEE WC. Cyclic Fatigue and torsional resistance os two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion reciproc versus wave one. **J Endod** 2012; 38(4):541-4.

KRAMKOWSKI TR, BAHCALL J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of profile GT and profile GT series X rotary nickel - titanium files. **J Endod** 2009; 35(3): 404-7.

LARSEN CM, WATANABE I, GLIKMAN GN, HE J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. **J Endod** 2009; 35(3): 401-3.

LEE W, SONG M, KIM E, LEE H, KIM HC. A survey of experience-based preference of nickel-titanium rotary files and incidence of fracture among general dentists. **Restor Dent Endod** 2012; 37(4): 201-6.

LEE W, HWANG Y, YOU S, KIM H. Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary

files on the cyclic fatigue resistance. **Aust Endod J** 2013; 39: 146-50.

LI UM, LEE BS, SHIH CT, LAN WH, LIN CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. **J Endod** 2002; 28(6): 448-51.

LOPES HP, MOREIRA EJL, ELIAS CN, ALMEIDA RA, NEVES MS. Cyclic fatigue of protaper instruments. **J Endod** 2007; 33(1): 55-7.

LOPES HP, FERREIRA AA, ELIAS CN, MOREIRA EJ, DE OLIVEIRA JC, SIQUEIRA JF Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J Endod** 2009; 35(7): 1013-6.

LOPES HP, ELIAS CN, VIEIRA VTL, MOREIRA EJL, MARQUES RVL, OLIVEIRA JCM, DEBELIAN G, SIQUEIRA JR. JF. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium Rotary instruments. **J Endod** 2010a; 36(10): 1653-7.

LOPES H, BRITTO I, ELIAS C, OLIVEIRA J, NEVES M, MOREIRA E, SIQUEIRA J. Cyclic fatigue resistance of protaper universal instruments when subjected to static and dynamics tests. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2010b;110: 401-4.

LOPES HP, CHIESA WMM, CORREIA NR, NAVEGANTE NCS, ELIAS CN, MOREIRA EJL, CHIESA BEC. Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a Rotary nickel-titanium endodontic instrument. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2011; 111: 792-6.

LOPES HP, SOARES TG, ELIAS CN, SIQUEIRA JR JF, INOJOSA IFJ, LOPES WSP, VIEIRA VTL. 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** 2013a; 39: 516-20.

LOPES HP, ELIAS C, VIEIRA M, SIQUEIRA J, MANGELLI M, LOPES W, VIEIRA V, ALLVES F, OLIVEIRA J, SOARES T. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests. **J Endod** 2013b; 39(5): 693-6.

LOPES HP, VIEIRA MVB, ELIAS CN, GONÇALVES LS, SIQUEIRA JF, MOREIRA EJL, VIEIRA VTL, Souza LC. Influence of the geometry of curved artificial canals on the fracture of Rotary Nickel-Titanium instruments subjected to cyclic fatigue tests. **J Endod** 2013c; 39(5): 704-7.

NECCHI S, PETRINI L, TASCHIERI S, MIGLIAVACCA F. A comparative computational analysis of two nickel-titanium Rotary endodontic instruments. **J Endod** 2010; 36(8): 1380-4.

PARASHOS P, GORDON I, MESSER HH. Factors influencing defects of Rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinicar use. **J Endod** 2004; 30(10): 722-5.

PEDULLÀ E, GRANDE NM, PLOTINO G, PALERMO F, GAMBARINI GM, RAPISARDA E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. **Int Endod J** 2013a; 46: 155-9.

- PEDULLÀ E, GRANDE N, PLOTINO G, GAMBARINI G, RAPISARDA E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel- titanium rotary instruments. **J Endod** 2013b; 39(2): 258-61.
- PEDULLÀ E, PLOTINO G, GRADE NM, SCIBILIA M, PAPPALARDO A, MALAGNINO VA, RAPISARDA E. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of Mtwo instruments. **Int Endod J** 2014; 47: 514-9.
- PÉREZ-HIGUERAS JJ, ARIAS A, LA MACORRA JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. **J Endod** 2013; 39 (12): 1585-88.
- PÉREZ-HIGUERAS JJ, ARIAS A, LA MARROCA JC, PETERS OA. Differences in cyclic fatigue resistance between Protaper Next and Protaper Universal instruments at different levels. **J Endod** 2014; 40(9): 1477-81.
- PLOTINO G, GRANDE NM, MELO MC, BAHIA MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Niti Rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. **Int Endod J** 2010a; 43: 226-30.
- PLOTINO G, GRANDE NM, MAZZA C, PETROVIC R, TESTARELLI L, GAMBARINI G. Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NITI rotary instruments in cyclic fatigue studies. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2010b; 109: 60-6.
- PLOTINO G, GRANDE NM, COTTI E, TESTARELLI L, GAMBARINI G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of Vortex nickel-titanium Rotary files. **J Endod** 2014a; 40(9): 1451-53.
- PLOTINO G, TESTARELLI L, AL – SUDANI D, PONGIONE G, GRANDE N, GAMBARINI G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel – titanium alloys: a comparative study. **Odontology** 2014b; 102:31-5.
- PLOTINO G, GRANDE NM, PORCIANI PF. Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. **Int Endod J** 2015; 48: 199-205.
- PRUETT JP, CLEMENT DJ, CARNES DL. Cyclic Fatigue Testing of nickel-titanium endodontic instruments. **J Endod** 1997; 23(2): 77-85.
- RODRIGUES CVR, LOPES HP, ELIAS CN, AMARAL G, VIEIRA VTL, DE MARTIN AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J Endod** 2011; 37(11): 1553-7.
- RUBINI AG, SANNINO G, PONGIONE G, TESTARELLI L, AL SUDANI D, JANTARAT J, DE LUCA M, GAMBARINI D. Influence of file motion on cyclic fatigue of nickel-titanium instruments. **Annali di Stomatologia** 2013; 4(1):149-51.
- SABER S, SADAT S. Effect of altering the reciprocation range on the fatigue life and the shaping ability of Wave One nickel-titanium instruments. **J Endod** 2013; 39 (05): 685-88.

SATTAPAN B, PALAMARA JEA, MESSER HH. Torque during canal instrumentation using Rotary nickel-titanium files. **J Endod** 2000a; 26(3): 156-60.

SATTAPAN B, NERVO GJ, PALAMARA JEA, MESSER HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. **J Endod** 2000b; 26(3): 161-5.

SETZER FC, BOHME CP. Influence of combined cyclic fatigue and torsional stress on the fracture point of nickel titanium Rotary instruments. **J Endod** 2013; 39: 133-7.

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

TRIPPI T, BONACCORSO A, CONDORELLI G. **Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments.** OOOOE 2006; 102: e106, 114.

VADHANA S, SARAVANA KARTHIKEYAN B, NANDINI S, VELMURUGAN N. Cyclic fatigue of race and mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. **J Endod** 2014; 40(7): 995-9.

VARELA-PATIÑO P, PÁRRAGA A, MUNDINA B, CANTATORE G, OTERO X, BIEDMA B. Alternating versus Continuous Rotation: a comparative Study of the Effect on Instrument Life. **J Endod** 2010; 36: 157-9.

WALIA H, BRANTLEY WA, GERSTEIN H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J Endod** 1988; 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; 37:122-7.

YAO JH, SCHWARTZ SA, BEESON TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamics model. **J Endod** 2006; 32: 55-7.

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

**APÊNDICE A - DADOS DO EXPERIMENTO – TEMPO EM MINUTOS E
SEGUNDOS E TAMANHO DOS FRAGMENTOS**

GRUPO 1 - PROTAPER® F2 - (RAIO=9mm ARCO=9,42mm)					
Corpo de Prova	Comp. Inicial (mm)	Comp. Pós-Fratura (mm)	Fragmento (mm)	Tempo (seg)	NCF
1	25,09	20,80	4,29	112,4	562
2	25,15	21,36	3,79	87,3	436,5
3	25,18	20,57	4,61	89,6	448
4	25,18	21,23	3,95	101,3	506,5
5	25,14	20,8	4,34	80,1	400,5
6	25,15	20,05	5,1	75,3	376,5
7	25,15	20,02	5,13	103,7	518,5
8	25,09	20,75	4,34	78,7	393,5
9	25,10	20,22	4,88	122,5	612,5
10	25,13	20,91	4,22	76,5	382,5

GRUPO 2 - RECIPROC® R25 - (RAIO=9mm ARCO=9,42mm)					
Corpo de Prova	Comp. Inicial (mm)	Comp. Pós-Fratura (mm)	Fragmento (mm)	Tempo (seg)	NCF
1	25,22	23,73	1,49	590	2950
2	25,24	23,38	1,86	689,2	3446
3	25,05	23,63	1,42	787,2	3936
4	25,15	23,54	1,61	756,2	3781
5	25,03	23,45	1,58	597,2	2986
6	25,18	23,8	1,38	775,7	3878,5
7	25,12	23,39	1,73	688	3440
8	25,19	23,41	1,78	680,7	3403,5
9	25,09	23,36	1,73	772	3860
10	25,12	23,20	1,92	690,1	3450,5

GRUPO 3 - WAVE ONE® PRIMARY - (RAIO=9mm ARCO=9,42mm)					
Corpo de Prova	Comp. Inicial (mm)	Comp. Pós-Fratura (mm)	Fragmento (mm)	Tempo (seg)	NCF
1	25,14	21,70	3,44	462,5	2697,9
2	25,01	22,18	2,83	395,2	2305,3
3	25,08	20,44	4,64	386,5	2254,6
4	25,1	22,03	3,07	412,5	2406,3
5	25,08	22,24	2,84	391,5	2283,8
6	25,12	21,6	3,52	495,5	2890,4
7	25,02	22,23	2,79	435,3	2539,3
8	25,11	21,94	3,17	494,5	2884,6
9	25,13	22,15	2,98	472,3	2755,1
10	25,17	21,86	3,31	407,5	2377,1

GRUPO 4 - PROTAPER® F2 - (RAIO=6mm ARCO=12,56mm)					
Corpo de Prova	Comp. Inicial (mm)	Comp. Pós-Fratura (mm)	Fragmento (mm)	Tempo (seg)	NCF
1	25,15	16,9	8,25	37,5	187,5
2	25,07	16,02	9,05	65,5	327,5
3	25,18	17,22	7,96	47,5	237,5
4	25,23	16,68	8,55	49,6	248
5	25,00	13,56	11,44	34,9	174,5
6	25,18	14,83	10,35	60,9	304,5
7	25,05	16,84	8,21	62,8	314
8	25,20	16,31	8,89	59,8	299
9	25,08	15,91	9,17	50	250
10	25,12	15,66	9,46	62	310

GRUPO 5 - RECIPROC® R25 -(RAIO=6mm ARCO=12,56mm)					
Corpo de Prova	Comp. Inicial (mm)	Comp. Pós-Fratura (mm)	Fragmento (mm)	Tempo (seg)	NCF
1	25,00	17,47	7,53	89,2	446
2	25,29	17,08	8,21	83,2	416
3	25,08	16,90	8,18	57,6	288
4	25,19	16,25	8,94	56,1	280,5
5	25,03	16,54	8,49	73,2	366
6	25,02	16,83	8,19	58,2	291
7	24,96	17,16	7,8	58,5	292,5
8	25,28	17,04	8,24	61,2	306
9	25,24	16,66	8,58	63,9	319,5
10	25,13	16,30	8,83	35,6	178

GRUPO 6 - WAVE ONE® PRIMARY - (RAIO=6mm ARCO=12,56mm)					
Corpo de Prova	Comp. Inicial (mm)	Comp. Pós-Fratura (mm)	Fragmento (mm)	Tempo (seg)	NCF
1	25,18	16,24	8,94	25,5	148,8
2	24,95	16,31	8,64	23,2	135,3
3	24,92	16,36	8,56	29,2	170,3
4	25,15	15,6	9,55	23,6	137,7
5	25,13	16,35	8,78	23,1	134,8
6	25,33	15,99	9,34	16,9	98,6
7	25,36	16,52	8,84	20,9	121,9
8	25,22	16,56	8,66	15,9	92,8
9	25,22	16,38	8,84	17,7	103,3
10	25,1	16,23	8,87	16,8	98,0