

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO CLÍNICA INTEGRADA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA DE CANAIS CURVOS SIMULADOS NO
NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA (NCF) INSTRUMENTOS
RECIPROC®**

FERNANDA ARAÚJO DONIDA

Recife – PE

2015

FERNANDA ARAÚJO DONIDA

**INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA DE CANAIS CURVOS SIMULADOS NO
NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA (NCF) INSTRUMENTOS
RECIPROC®**

Dissertação apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Tibério César Uchôa Matheus

Recife –PE

2015

Ficha catalográfica elaborada pela
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

D683i Donida, Fernanda Araújo.
Influência da geometria de canais curvos simulados no número de ciclos até a fratura (NCF) instrumentos RECIPROC® / Fernanda Araújo Donida. – Recife: O Autor, 2015.
79 f.: il.; tab.; 30 cm.

Orientador: Tibério César Uchôa Matheus.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Pós-graduação em Odontologia, 2015.
Inclui referências.

1. Endodontia. 2. Instrumentos odontológicos. 3. Ligas. 4. Tratamento do canal radicular I. Matheus, Tibério César Uchôa (Orientador). II. Título.

617.6 CDD (22.ed.) UFPE (CCS2015-025)

Ata da 154ª Defesa de Dissertação do curso de Mestrado em Odontologia com Área de Concentração em Clínica Integrada do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 21 de janeiro de 2015.

Às 11(onze horas) do dia 21(vinte e um) do mês de janeiro do ano de 2015(dois mil e quinze), reuniram-se no auditório da Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, os membros da Banca Examinadora, composta pelos Professores: Profa. Dra. ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO, atuando como presidente, Prof. Dr. JOSE THADEU PINHEIRO , atuando como primeiro examinador, Profa. Dra. MARIA LUIZA DOS ANJOS PONTUAL , atuando como segundo examinador, para julgar o trabalho intitulado “**INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA DE CANAIS CURVOS SIMULADOS NO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA(NCF) DE INSTRUMENTOS RECIPROC®**” da CD. FERNANDA ARAÚJO DONIDA, candidata ao Grau de Mestre em Odontologia, na área de Concentração em CLINICA INTEGRADA, sob orientação do Prof. Dr.TIBÉRIO CESAR UCHOA MATHEUS, e Co-orientação da Profa. Dra.RENATA CIMOES JOVINO SILVEIRA . Dando início aos trabalhos a Profa. Dra. ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, abriu os trabalhos convidando os senhores membros para compor a Banca Examinadora, foram entregues aos presentes cópias das Normas do Curso de Mestrado em Odontologia, que trata dos critérios de avaliação para julgamento da dissertação de Mestrado. A presidente da mesa após tomar posse conferiu os membros, seguindo convidou a candidata para expor sobre o aludido tema, tendo sido concedido trinta minutos. A candidata expôs o trabalho e em seguida colocou-se à disposição dos Examinadores para arguição. Após o término da arguição os examinadores reuniram-se em secreto para deliberações formais. Ao término da discussão, atribuíram a candidata os seguintes conceitos: Prof. Dr. JOSÉ THADEU PINHEIRO , (APROVADA), Profa. Dra. MARIA LUIZA DOS ANJOS PONTUAL, (APROVADA), Profa. Dra. ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO (APROVADA), a candidata recebeu três conceitos (APROVADA) é considerada (APROVADA), devendo acatar as sugestões da Banca Examinadora. Face a aprovação, fica a candidata apta a receber o Grau de Mestre em Odontologia desde que tenha cumprido as exigências estabelecidas de acordo com o Regimento Interno do Curso, cabendo a Universidade Federal de Pernambuco através de sua Pró-Reitoria para Assuntos de Pesquisa e Pós-Graduação, tomar as providências cabíveis. Nada mais havendo a tratar, a presidente da Banca examinadora encerrou a sessão e para constar foi lavrada a presente ata que vai por mim assinada, Oziclere Sena de Araujo e pelos demais componentes da Banca Examinadora e-pela recém formada Mestre pela UFPE .**FERNANDA ARAUJO DONIDA**

Recife, 21 de janeiro de 2015.

Aprovado em: 21/01/2015

BANCA EXAMINADORA:

Profa.Dra. ALESSANDRA DE ALBUQUERQUE TAVARES CARVALHO

Prof.Dr. JOSÉ THADEU PINHEIRO

Profa.Dra. MARIA LUIZA DOS ANJOS PONTUAL

Recife –PE

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

REITOR

Prof. Dr. Anísio Brasileiro de Freitas Dourado

VICE-REITOR

Prof. Dr. Silvio Romero de Barros Marques

PRÓ-REITOR DA PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Francisco de Souza Ramos

CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

DIRETOR

Prof. Dr. Nicodemos Teles de Pontes Filho

COORDENADOR DA PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Profa. Dra. Alessandra Carvalho

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

MESTRADO EM CLÍNICA INTEGRADA

COLEGIADO

MEMBROS PERMANENTES

Profa. Dra. Alessandra Albuquerque T. Carvalho

Prof. Dr. Anderson Stevens Leônidas Gomes

Prof. Dr. Arnaldo de França Caldas Junior

Prof. Dr. Carlos Menezes Aguiar

Prof. Dr. Danyel Elias da Cruz Perez

Profa. Dra. Flavia Maria de Moraes Ramos Perez

Prof. Dr. Jair Carneiro Leão

Profa. Dra. Jurema Freire Lisboa de Castro

Profa. Dra. Liriane Baratella Evêncio

Prof. Dr. Luiz Alcino Monteiro Gueiros

Prof. Dra. Maria Luiza dos Anjos Pontual

Prof. Dr. Paulo Sávio Angeiras Goes

Profa. Dra. Renata Cimões Jovino Silveira

Profa. Dra. Sílvia Regina Jamelli

Prof. Dra. Simone Guimaraes Farias Gomes

Prof. Dr. Tibério César Uchoa Matheus

MEMBRO COLABORADOR

Prof. Dr. Cláudio Heliomar Vicente da Silva

Profa. Dra. Lúcia Carneiro de Souza Beatrice

SECRETARIA : Oziclere Sena de Araújo

Dedico esse trabalho aos meus pais, pessoas incríveis que sempre estiveram ao meu lado, apoiando, incentivando e vibrando com as minhas conquistas.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, por me iluminar, abençoar e me fazer enxergar o caminho certo a seguir, tornando possível a realização dessa etapa.

Aos meus pais, meus maiores tesouros, pelo seu amor incondicional, incansável incentivo e suporte em todos os momentos.

À Universidade Federal de Pernambuco – UFPE, na pessoa do reitor Prof. Dr. Anísio Brasileiro de Freitas Dourado e ao programa de pós-graduação em Odontologia, na pessoa da coordenadora Profa. Dra. Alessandra Carvalho pela oportunidade e honra de fazer parte de seu corpo discente.

À CAPES (Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal do Nível Superior) pela concessão da bolsa de mestrado.

Ao meu orientador, Tibério César Uchôa Matheus pelo incentivo, voto de confiança e receptividade.

Ao pessoal da oficina do departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco por toda paciência, compreensão e interesse em ajudar na confecção do dispositivo para realização dos ensaios.

Aos professores da pós-graduação em Odontologia por todos os ensinamentos.

A todos vocês que têm feito o meu sonho se transformar em realidade, muito obrigado!

RESUMO

Objetivo Avaliar a influência da geometria de canais curvos simulados no número de ciclos até a fratura (NCF) de instrumentos Reciproc®.

Metodologia Foram confeccionados quatro canais simulados em aço inoxidável com geometrias diferentes variando o comprimento de arco, o raio de curvatura e a posição da curvatura radicular. Uma plataforma de suporte da peça de mão também foi confeccionada em aço inoxidável com o objetivo de coincidir a trajetória vertical do instrumento instalado na peça de mão com o eixo longitudinal da parte reta do canal simulado. Foram selecionados 40 instrumentos R25, alocados por sorteio em 4 grupos (A, B, C e D), de maneira que cada grupo foi instrumentado com 10 amostras cada. Os ensaios de fadiga foram realizados e o tempo decorrido até a visualização da fratura ocorrer foi cronometrado. O número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação, em segundos, pelo tempo decorrido até a fratura em flexão rotativa da cada instrumento, também em segundos. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste estatístico de Mann-Whitney, com 95% de confiança ($p \leq 0,05$).

Resultados Ao comparar a geometria do Canal A com Canal B o instrumentos R25 obteve um maior número de ciclos até a fratura no canal A. Comparando o Canal A ao Canal C, foi constatado que o instrumento R25 é mais resistente quando utilizado em canais com raios maiores. Ao comparar o Canal A com o Canal D, foi comprovado que, os instrumentos R25 se mostraram mais resistentes quando utilizados em canais com um menor comprimento de arco.

Conclusão A intensidade do estresse sobre o instrumento aumenta à medida que o raio da curvatura diminui, ou quando se aumenta o comprimento do arco, como também quando o arco esta localizado na porção coronária do canal.

Palavras-Chaves Endodontia. Instrumentos odontológicos. Ligas. Tratamento do canal radicular.

ABSTRACT

Aim To evaluate the influence of simulated curved canals geometry in the number of cycles to failure (NCF) of Reciproc® instruments.

Methodology Four Stainless steel simulated channels with different geometries were made by varying the arc length, the radius of curvature and the position of the root curvature. A hand piece support platform was also made of stainless steel in order to match the vertical trajectory of the instrument installed in the handpiece to the longitudinal axis of the straight part of the simulated canal. Forty (40) R25 instruments were select, allocated by lot in 4 groups (A, B, C e D) of 10 samples each. The fatigue tests were performed and the time until the fracture could be visualized was chronometrically measured. The number of cycles to fracture (NCF) was obtained by multiplying the rotation speed, in seconds, by the time until fracture of each rotating bending tool, also in seconds. The results were submitted to the statistical Mann-Whitney test, with 95% confidence ($p \leq 0,05$).

Results By comparing the geometry of the channel A to channel B, R25 instruments obtained a larger number of cycles to fracture comparing the channel A. Comparing Channel A to Channel C, it was found that the R25 instrument is more resistant when used in channels with larger radius. When comparing Channel A with Channel D, it was proven that the R25 instruments were more resistant when used in channels with a shorter arc length.

Conclusions The intensity of stress on the instrument increases as the radius of curvature decreases, as the arc length increases, as well as when the arc is located on the coronal portion of the channel.

Keywords Alloys. Dental instruments. Endodontics. Root canal therapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1. **FIG 1.** Imagem ilustrativa do planejamento da base de suporte no programa de engenharia civil chamado *AutoCAD Civil 3D* com as medidas desejadas.....18
2. **FIG 2.** Imagem ilustrativa do dispositivo confeccionado para o suporte da peça de mão para a realização dos ensaios.....20
3. **FIG 3. a.** Ilustração dos canais confeccionados em semicírculos nos blocos de aço inoxidável.....21
FIG 3 b. Ilustração das duas placas parafusadas permitindo a formação do furo com o perfil desejado.....21
4. **FIG 4** Representação dos parâmetros geométricos dos canais simulados.....22
5. **FIG 5.** Imagem ilustrativa do posicionamento dos instrumentos na peça de mão e sua inserção no interior do canal artificial até que os 3mm da sua ponta fossem visualizados para fora do canal simulado.....24

LISTA DE ABREVIATÖES

NiTi - níquel-titânio

NCF – Número de ciclos até a fratura

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 Divisão da amostra em grupos.....	23
TABELA 2 Média (desvio padrão) do número de ciclos para fratura (NCF) registrados durante os testes de fadiga cíclica para cada instrumento nos diferentes grupos.....	26

SUMÁRIO

1. Introdução.....	14
2. Objetivos.....	17
2.1. Objetivo Geral.....	17
2.2. Objetivos Específicos.....	17
3. Metodologia.....	18
4. Resultados.....	26
5. Discussão.....	27
6. Conclusão.....	31
Referências.....	32

1. INTRODUÇÃO

O preparo biomecânico do sistema de canais radiculares é um dos passos mais importantes no tratamento endodôntico. Tem como objetivo alcançar a completa remoção de dentina infectada e/ou dos restos pulpares necróticos, bem como a eliminação dos microrganismos e suas toxinas presentes no interior do sistema de canais radiculares (Melo Ribeiro *et al.* 2013, Berutti *et al.* 2012).

No entanto, a existência de alterações na anatomia interna do canal radicular pode interferir na etapa de instrumentação do sistema de canais radiculares. Paredes dentinárias com diferentes espessuras, a presença de canais acessórios, istmos, as várias posições e angulações que as curvaturas radiculares podem apresentar, entre outras alterações, envolvem requisitos específicos para a realização de um bom preparo biomecânico (Kim *et al.* 2013).

Com a introdução de instrumentos endodônticos confeccionados em níquel-titânio (NiTi) por Walia *et al.* em 1988, foi possível alcançar progressos significativos na etapa do preparo biomecânico. Dessa maneira, vários sistemas rotatórios foram adicionados ao arsenal de instrumentos endodônticos. Esses instrumentos aumentam a segurança durante o preparo de canais radiculares curvos, minimizando, os possíveis erros durante os procedimentos de instrumentação. Além disso, possibilitam um tratamento mais rápido quando comparado ao que emprega instrumentos convencionais confeccionados em aço inoxidável (Vallaeyts *et al.* 2014, Arias *et al.* 2014).

Portanto, visando tornar a etapa do preparo biomecânico cada vez mais segura e eficiente, mais recentemente, pesquisas científicas começaram a empregar tais instrumentos com equipamentos oscilatórios, de movimentos alternados, pois tem sido comprovado serem significativamente mais seguros quando comparados com os instrumentos de rotação contínua (sistemas rotatórios) (Varela-Platinõ *et al.* 2010, Zuolo *et al.* 2013).

O sistema Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha) é um sistema oscilatório e foi recentemente introduzido no arsenal endodôntico com a proposta de reduzir o esforço de torção por inversão periódica da rotação. O instrumento realiza um grande ângulo de rotação de 150° graus no sentido anti-

horário, esse movimento determina os avanços do instrumento no interior do canal radicular, pois o mesmo se engaja na dentina afim de cortá-la. Em seguida, há uma rotação de 30° graus no sentido horário, permitindo, portanto, que o instrumento seja imediatamente desengajado da dentina e, com segurança, possa progredir ao longo do trajeto do canal radicular, reduzindo dessa maneira, o efeito parafuso do instrumento e sua conseqüente fratura, bem como aumentando consideravelmente a vida do instrumento (Plotino *et al.* 2012, Kim *et al.* 2012). São confeccionados a partir de fios M-Wire, uma liga de NiTi modificada, mais resistente, que tem levado à introdução de vários instrumentos inovadores para a realização da etapa do preparo biomecânicos de canais radiculares (Burklein & Schafer 2014).

Os instrumentos Reciproc® foram desenhados para serem utilizados como um instrumento único, o que significa que somente um instrumento é necessário para o preparo do canal radicular (Marinho *et al.* 2014 Plotino *et al.* 2012). Está disponível em três instrumentos: R25, utilizado para o preparo de canais mais finos e atresiadados, R40, para o preparo da maioria dos canais radiculares e R50 utilizado para a instrumentação de canais mais amplos (Hwang *et al.* 2014, Plotino *et al.* 2012).

No entanto, apesar dos grandes avanços e vantajosas propriedades dos instrumentos confeccionados em NiTi, na prática clínica, tais instrumentos ainda se encontram sujeitos a fraturas, pois são submetidos a diferentes forças, incluindo flexão, torção, tração e pressão apical (Lopes *et al.* 2013, Inan *et al.* 2007).

Os estudos de Wycoff & Berzins, 2012, Larsen *et al.*, 2009 e Inan *et al.* 2007 demonstraram que os instrumentos confeccionados em NiTi fraturam devido a dois diferentes mecanismos: a fadiga cíclica e o estresse de torção. A fadiga cíclica resulta na fratura do instrumento quando repetidos ciclos de tensão e compressão ocorrem durante o preparo em canais curvos, sendo suficientes para provocar o colapso estrutural e eventual ruptura do instrumento. Por outro lado, a tensão de torção é gerada pela torção de um instrumento em torno do seu eixo longitudinal, em uma extremidade, enquanto a outra extremidade está fixa, onde o motor continua girando. Quando o limite de elasticidade do metal é excedido, o instrumento rotatório sofre uma deformação plástica, ou seja, o instrumento permanece deformado após a

retirada da força aplicada. Logo, quando a pressão é elevada o instrumento será então fraturado (Wycoff & Berzins, 2012; Larsen et al., 2009).

O estudo clássico de Pruett *et al.* 1997 descreveu que o fator mais importante que leva à separação do instrumento é a fadiga do metal. Dessa maneira, o ensaio de flexão rotativa contínua é uma ferramenta útil para compreender a influência dos parâmetros relacionados à geometria do canal no número de ciclos à fratura por fadiga de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado (Lopes *et al.* 2009).

A resistência à fadiga é, portanto, quantificada por meio do número de ciclos que um instrumento suporta durante o teste de flexão rotativa (Lopes *et al.* 2009). O número de ciclos é cumulativo e está relacionado à intensidade das tensões trativas e compressivas induzidas no instrumento endodôntico, que por sua vez também possuem relação direta com o diâmetro dos instrumentos e com a sua configuração da secção transversal. Além disso, para muitos autores, a amplitude da tensão e forças de compressão aplicada à área de flexão de um instrumento depende da geometria do canal curvo, isto é, do tamanho do raio, do comprimento do arco de curvatura, e da posição do arco de curvatura ao longo do canal radicular (Lopes *et al.* 2013, Wycoff & Berzins, 2012).

Portanto, diante do exposto, o presente trabalho teve por objetivo, avaliar a influência da geometria de canais curvos simulados no Número de Ciclos até a Fratura (NCF) de novos instrumentos com movimentação oscilatória, inseridos recentemente no arsenal de instrumentos endodônticos.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência da geometria de canais curvos simulados no número de ciclos até a fratura (NCF) de instrumentos Reciproc®.

2.2 Objetivos Específicos

1.2.1 Avaliar a influência do tamanho do raio de curvatura no NCF dos instrumentos R25;

1.2.2 Avaliar a influência do comprimento do arco de curvatura no NCF dos instrumentos R25;

1.2.3 Avaliar a influência da posição do arco de curvatura no NCF dos instrumentos R25

3. METODOLOGIA

A presente pesquisa foi realizada no Laboratório da Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, não sendo necessária a aprovação do comitê de ética em pesquisa por se tratar de um estudo realizado com canais simulados confeccionados em aço inoxidável.

Confeção do Dispositivo para a Realização dos Ensaios de Fadiga

Para a realização dos ensaios de fadiga, primeiramente foi necessária a confecção de um dispositivo que tornasse possível o suporte da peça de mão para a realização dos ensaios. O dispositivo foi, portanto, idealizado e planejado em um programa de engenharia civil chamado *AutoCAD Civil 3D* com as medidas desejadas (Fig 1.).

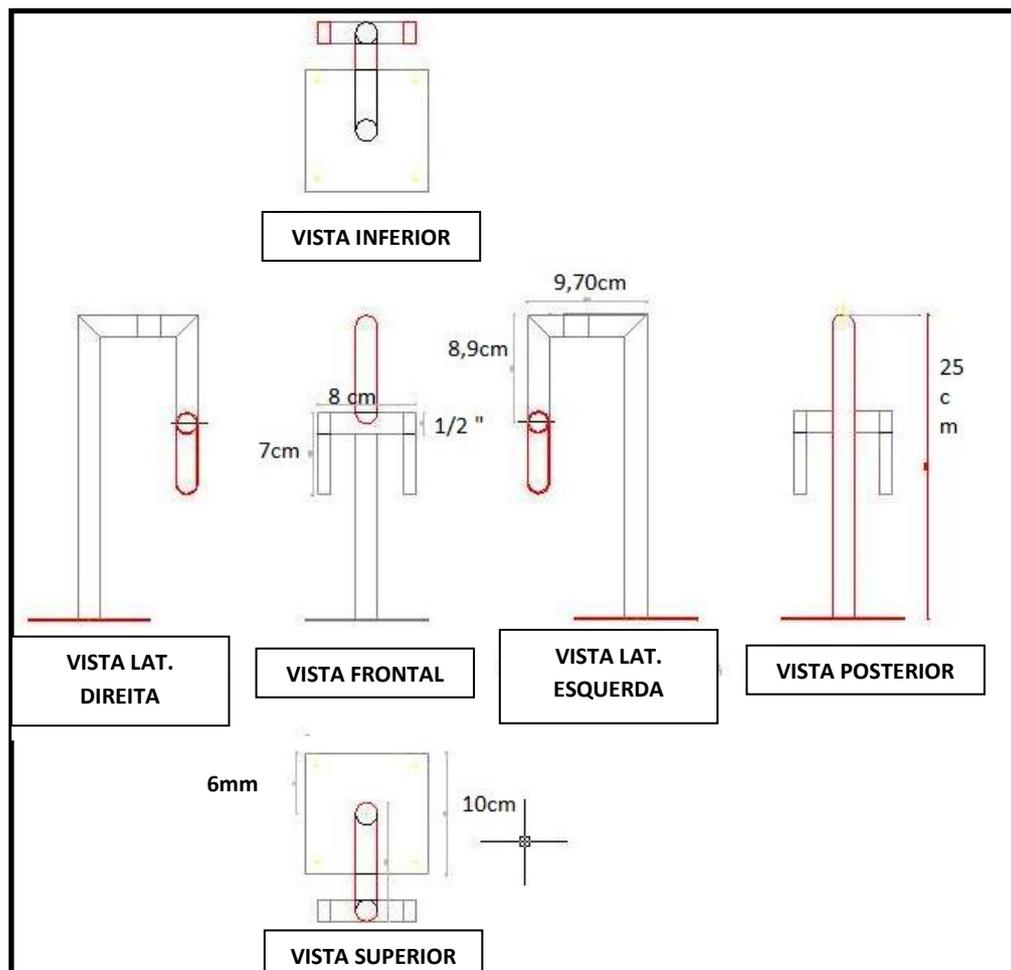


FIG 1. Imagem ilustrativa do planejamento da base de suporte no programa de engenharia civil chamado *AutoCAD Civil 3D* com as medidas desejadas

De posse do planejamento, procurou-se o departamento da Física da Universidade Federal de Pernambuco para a confecção do dispositivo.

Baseado nas metodologias já existentes sobre a confecção de uma plataforma para a realização de ensaios de fadiga cíclica, como descreve Lopes *et al.* 2013, Pongione *et al.*, 2012 e Plotino *et al.*, 2010, deu-se início à confecção de um aparelho composto por uma base quadrada confeccionada em aço inoxidável com espessura de 6 mm e lados de 10 cm. Embaixo da base, em cada canto do quadrado, foram instaladas 4 bases de borracha para evitar a vibração do dispositivo durante o acionamento do motor (FIG 2).

Perpendicular à base foi fixada uma haste cilíndrica com 25 cm de altura e 15 mm de diâmetro, na qual foi fixado o suporte da peça de mão. Esse suporte tem como função fixar a peça de mão através de parafusos de ajuste manual (FIG 2).

O suporte é dotado de um mecanismo regulável, com parafusos que permitem movimentos verticais e horizontais ao conjunto, facilitando a inserção da lima no canal simulado, tendo em vista que a trajetória vertical do instrumento instalado na peça de mão deve coincidir com o eixo longitudinal da parte reta do canal simulado.

Na base também foi fixada uma morsa para a apreensão do bloco que contém o canal simulado de aço inoxidável.

A morsa pode ser movimentada para frente e para trás, através de um rasgo feito na base, e fixado com um parafuso de aperto manual para permitir a coincidência de eixos entre instrumento e o canal simulado.

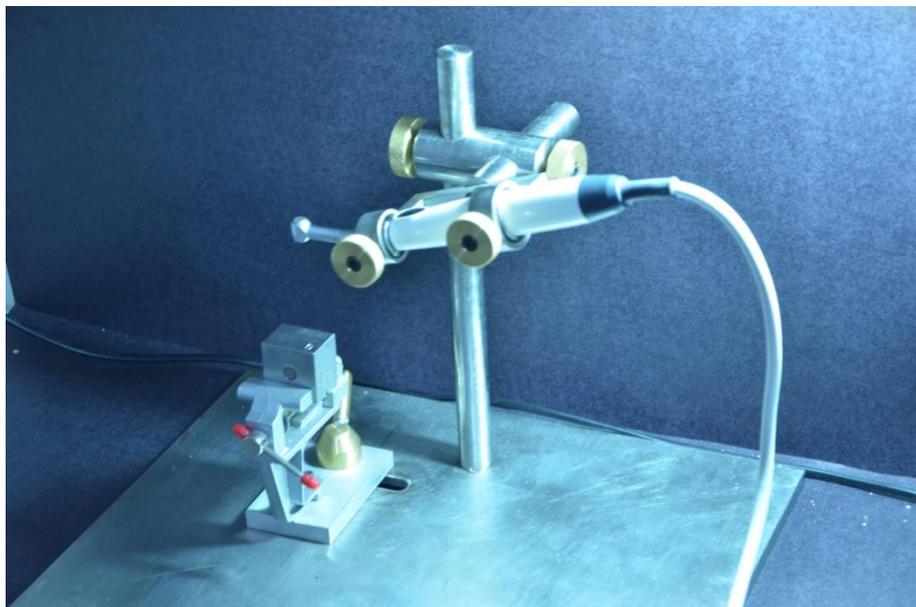


FIG 2. Dispositivo confeccionado para o suporte da peça de mão para a realização dos ensaios.

Confeção dos Canais Simulados

Após a confecção do dispositivo de suporte para a realização dos ensaios, partiu-se para a confecção dos canais simulados em aço inoxidável.

Os canais simulados foram confeccionados pelo processo de Fresagem Computadorizada a partir de aço inoxidável ANSI 316L em um *Centro de Usinagem Romi* modelo D600, com resolução de 0,001mm.

Confeccionou-se, portanto, segmentos curvos, a partir de blocos metálicos, com contorno a direita e a esquerda através da utilização de fresas *HM390* com diâmetro de 16mm e fresas esférica *EC-A2-015*, conforme desenho, em *blank* de aço inoxidável ANSI 316L. Esse processo foi realizado através de usinagem com retirada de cavacos (fragmentos) utilizando uma fresa esférica (*ISCAR*) com diâmetro de 1,5mm.

Todos os canais possuem um diâmetro interno de 1,5mm, profundidade de 0,75mm, com fundo em U e comprimento de 20mm.

Os canais foram confeccionados, portanto, em duas placas com semicírculos, parafusadas a frente permitindo que, ao montar uma sobre a outra (espelhamento), fosse formado o furo com o perfil desejado (FIG 3a e 3b).

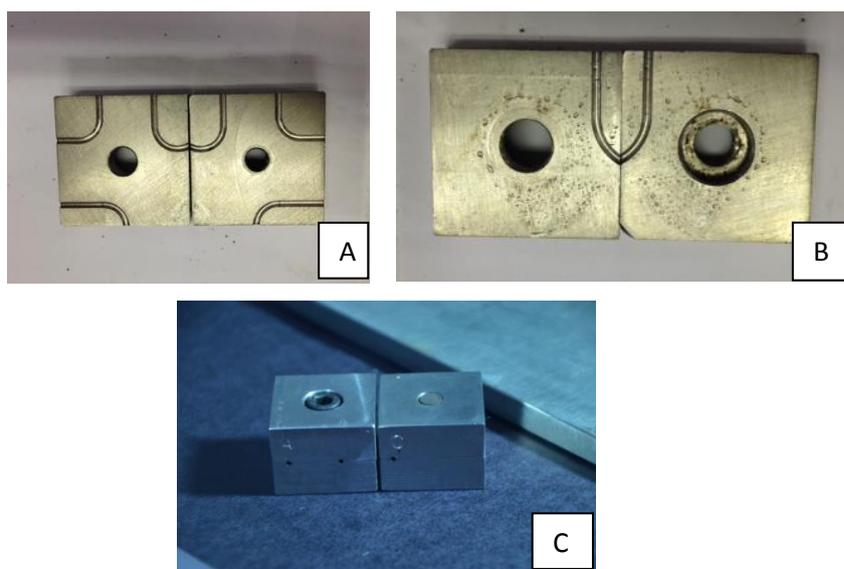


FIG 3 (a) (b) Ilustração dos canais confeccionados em semicírculos e blocos metálicos. (c) Ilustração das duas placas parafusadas permitindo a formação do furo com o perfil desejado.

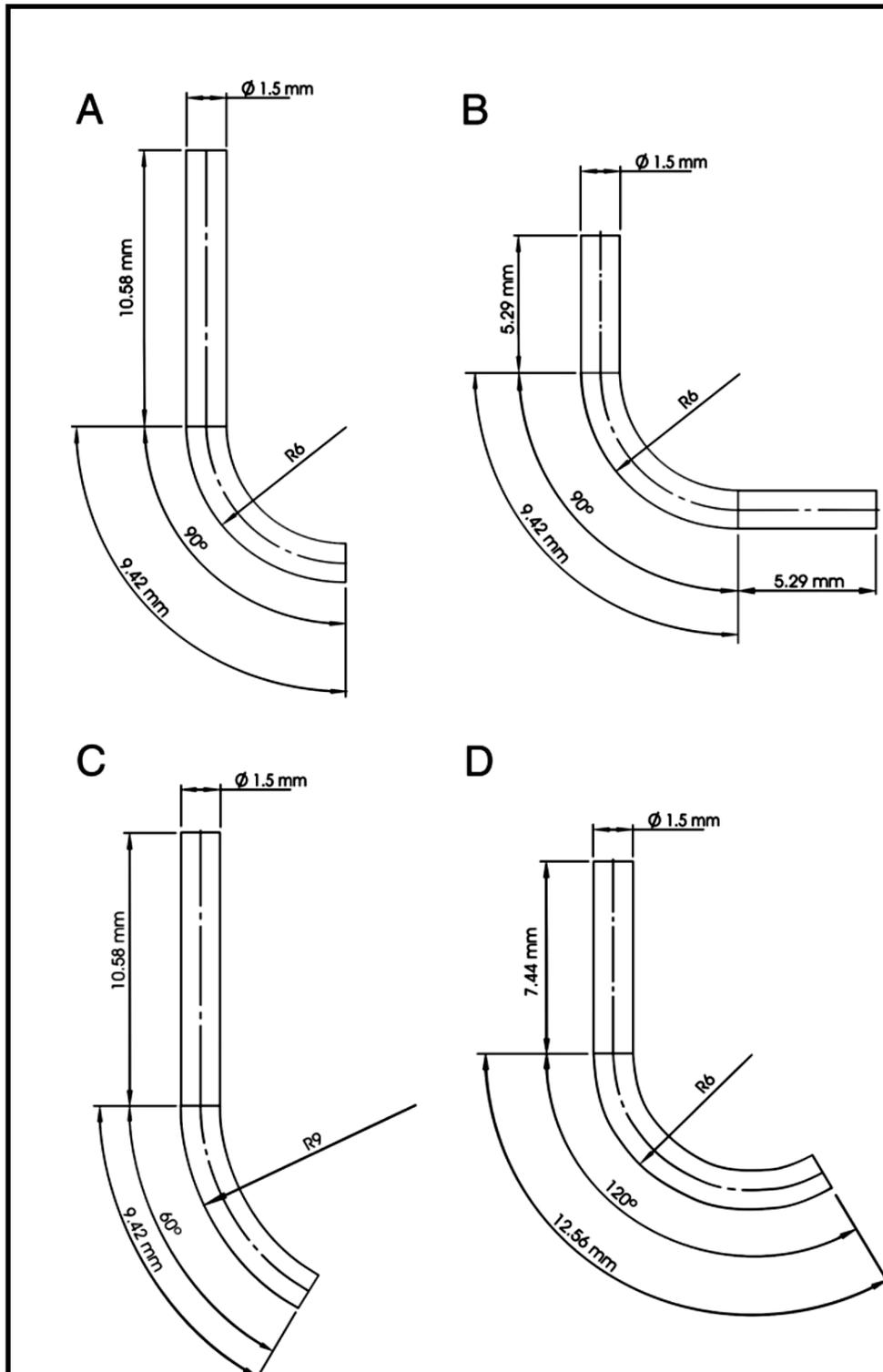
Todos os canais artificiais foram confeccionados de acordo com os parâmetros geométricos baseados na metodologia proposta por Lopes et al., 2013, mais especificamente da seguinte maneira:

Canal A: Composto por um segmento cervical reto medindo 10,58 milímetros com um comprimento de arco de 9,42 mm e um raio de curvatura de 6 mm, localizado na porção apical do canal (FIG 4a);

Canal B: Composto por um segmento cervical reto medindo 5,29 milímetros com um comprimento de arco de 9,42 mm, um raio de curvatura de 6 mm e um segmento reto apical medindo 5,29 milímetros, com a curvatura localizada na porção média do canal (FIG 4b);

Canal C: Composto por um segmento reto de 10,58 milímetros com um comprimento de arco de 9,42, um raio de curvatura de 9 mm, e o arco localizado na porção apical do canal (Fig 4c);

Canal D: Composto por um segmento reto medindo 7,44 milímetros com um comprimento de arco de 12,56 mm, um raio de 6 mm, e o arco de curvatura localizado na parte apical do canal (FIG 4d).



(FIG 4). Representação dos parâmetros geométricos dos canais simulados.

Seleção da Amostra

De posse do dispositivo para a realização dos ensaios de fadiga, bem como dos canais artificiais, partiu-se para a seleção da amostra. Foram selecionados 40 instrumentos *Reciproc* R25, cujo tamanho da ponta ISO corresponde a 25mm, com conicidade .08 nos primeiros milímetros apicais.

A amostra foi então dividida por sorteio em quatro grupos de maneira que:

Canal	Números de Instrumentos
Canal A	10 R25
Canal B	10 R25
Canal C	10 R25
Canal D	10 R25

(Tabela 1. Divisão da amostra em grupos)

Dessa forma, na comparação entre os canais A e B, foi possível a avaliação da influência da localização do arco de curvatura no número de ciclos até a fratura de instrumentos R25. Ou seja, avaliou-se a influência da posição mais apical da curvatura radicular, contra a posição média da curvatura para o NCF dos instrumentos R25;

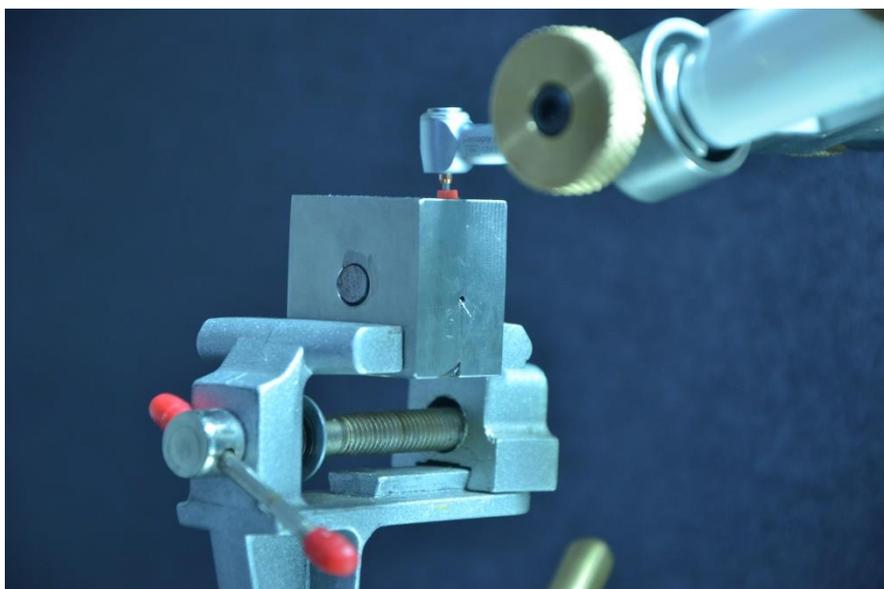
Da mesma maneira, na comparação entre os canais A e C foi avaliada a influência do tamanho do raio de curvatura, isto é, quando este media 6 mm ou quando media 9 mm, no NCF dos instrumentos R25;

Por fim, na comparação entre A e D foi possível avaliar a influência do comprimento do arco, ou seja, quando este media 9,42 mm ou quando este media 12,56 milímetros, no NCF dos instrumentos R25.

O Ensaio de Fadiga Cíclica

Depois de realizada a seleção da amostra e divisão dos grupos, os instrumentos foram então demarcados, com o auxílio de uma régua milimetrada (Jon, São Paulo, Brasil), em 23mm de comprimento, para que, quando posicionados no interior do canal radicular, a ponta do instrumento ficasse bem visível no momento em que houvesse a fratura do instrumento devido à fadiga cíclica. Após a demarcação de todos os instrumentos, com a

mesma régua milimetrada, os mesmos foram posicionados, um a um, na peça de mão e inseridos no interior do canal artificial até que os 3mm da ponta do instrumento fossem visualizados para fora do canal simulado, padronizando, dessa maneira, a distância de penetração do instrumento no interior do canal simulado (FIG 4).



(FIG 5). Posicionamento dos instrumentos na peça de mão e sua inserção no interior do canal artificial até que os 3mm da sua ponta fossem visualizados para fora do canal simulado.

Durante cada ensaio o canal artificial foi preenchido com 3ml de Glicerina Líquida (Uniphar, J.D.R. Indústria Farmacêutica Ltda/ GO-Brasil) através de uma agulha *NaveTip* 30 gauge, 25mm (Ultradent Products Inc. South Jordan, UT/ EUA) acoplada a uma seringa plástica de 5ml (Ultradent Products Inc. UT, EUA) com o objetivo de atuar como lubrificante, reduzindo o atrito entre o instrumento e as paredes do canal simulado.

Em seguida o instrumento foi então acionado a uma velocidade de 300rpm. Para a realização dos ensaios, foi utilizado o motor XSmart Plus (Dentsply Mailefer), um motor endodôntico para sistemas de NiTi tanto de rotação contínua como de rotação alternada.

Os instrumentos foram rotacionados até que a fratura ocorresse. O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado, por meio de um cronômetro digital (Technos, Indústria Brasileira, Manaus, AM, Brasil) pelo mesmo operador, que cessou o cronômetro no momento em que houve a constatação visual da

fratura do instrumento. Para que fossem evitados erros humanos, todos os ensaios foram gravados simultaneamente e posteriormente assistidos para que fosse realizada uma verificação exata do momento em que ocorreu a fratura do instrumento.

Cálculo do Número de Ciclos até a Fratura

De posse de todos os tempos cronometrados, o número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação, em segundos, pelo tempo decorrido até a fratura em flexão rotativa da cada instrumento, também em segundos, seguindo a seguinte fórmula:

$$\text{NCF} = \text{Velocidade de Rotação (s)} \times \text{Tempo Decorrido até a Fratura Ocorrer (s)}$$

Análise dos Dados

Os dados obtidos foram então digitados na planilha Excel 2007 e o *software* utilizado para a obtenção dos cálculos Estatísticos foi o STATA/SE 12.0 para Windows. O teste aplicado foi o de Mann-Whitney, com 95% de confiança ($p \leq 0,05$).

4. RESULTADOS

De posse dos resultados, foi possível verificar que um maior número de ciclos até a fratura é atribuído a uma maior resistência à fadiga cíclica dos instrumentos testados.

Dessa maneira, foi possível perceber que, quando comparado a geometria do Canal A com a do Canal B, onde se avaliou a influência da localização do arco de curvatura no número de ciclos até a fratura de instrumentos R25, houve diferenças significativas (Tabela 1). Os instrumentos realizaram um maior número de ciclos até a fratura no canal A, sugerindo que quanto mais apical estiver localizada a curvatura radicular, mais segurança haverá quando comparado à uma localização média da curvatura (p-valor<0,001).

Quando se comparou o Canal A ao Canal C, onde se avaliou a influência do tamanho do raio de curvatura no NCF de instrumentos R25, foi verificado que o mesmo é mais resistente quando utilizado em canais com raios maiores, no caso 9mm do que quando utilizados em curvaturas com raios menores, ou seja, 6mm (p-valor<0,001) (Tabela 1).

Por fim, quando comparadas a geometria do Canal A com a do Canal D, com a finalidade de se avaliar a influência do comprimento do arco no NCF de instrumentos R25, foi verificado que, os instrumentos R25 se mostraram mais resistentes quando submetidos a um menor comprimento de arco, no caso 9,42mm, quando comparado a um comprimento de arco maior, ou seja, 12,56 milímetros (p-valor= 0,007) (Tabela 1).

Tabela 2 - Média (desvio padrão) do número de ciclos para fratura (NCF) registrados durante os testes de fadiga cíclica para cada instrumento nos diferentes grupos.

Comparação	Canal		p-valor *
	Média ± DP	Média ± DP	
NCF	Canal A	Canal B	< 0,001
	710,5 ± 136,33	99,5 ± 28,62	
NCF	Canal A	Canal C	< 0,001
	710,5 ± 136,33	3192,5 ± 368,14	
NCF	Canal A	Canal D	0,007
	710,5 ± 136,33	515,5 ± 129,20	

(*) Teste de Mann-Whitney

5. DISCUSSÃO

Instrumentos endodônticos confeccionados em NiTi utilizados sob movimentação oscilatória, tem mostrado eficiência na redução do risco de fratura durante a etapa da instrumentação pois propõem um trabalho sempre abaixo do limite elástico dos instrumentos, aumentando, portanto, sua vida útil e estendendo sua resistência à fadiga cíclica e conseqüente fratura, quando comparados a instrumentos que trabalham sob uma rotação contínua. Os instrumentos Reciproc® foram introduzidos no arsenal endodôntico com uma proposta de realização de movimentos recíprocos. Dessa maneira, o instrumento gira em uma direção e, em seguida, inverte a direção antes de realizar um ciclo rotativo completo. (Kiefner *et al.* 2014, Lopes *et al.* 2013).

Atualmente já está bem documentado que a resistência à fadiga cíclica pode ser influenciada por muitos fatores, tais como o tipo da liga de NiTi, a fabricação do instrumento, velocidade utilizada, quantidade de uso, bem como seu design. No entanto, há um questionamento sobre a fadiga e possibilidade de fratura dos instrumentos quando utilizados em diferentes parâmetros geométricos, ou seja, em diferentes comprimentos de raios de curvatura, diferentes comprimentos de arcos de curvaturas, e diferentes posições da curvatura do canal radicular (Kiefner *et al.* 2014, Vadhana *et al.* 2014, Plotino *et al.* 2012).

Dessa maneira, a presente pesquisa utilizou instrumentos Reciproc® R25 para testar a influência de diferentes parâmetros de curvaturas sobre o ensaio de fadiga e conseqüente fratura do instrumento. É importante salientar que o diâmetro interno dos canais artificiais foi maior do que o dos instrumentos utilizados e que um lubrificante foi utilizado ao longo dos testes, permitindo os instrumentos girarem livremente no interior dos canais sem a interferência de atrito significativo e resistência durante os ensaios de fadiga cíclica.

O primeiro objetivo da presente pesquisa foi avaliar a influência da localização do arco de curvatura no número de ciclos até a fratura de instrumentos R25. De posse dos resultados, foi possível verificar que, quando utilizados em canais cujas curvaturas estiverem localizadas na porção média do canal, os instrumentos são menos resistentes e fraturam mais rápido quando comparada sua utilização em canais com curvaturas localizadas na região apical. Esses resultados corroboram com os achados de Lopes *et al.* 2013,

Wycoff & Berzins, 2012, Arias *et al.* 2012 e Lopes *et al.* 2011. Vale salientar que, em 2008, Nechi *et al.* através de pesquisas utilizando um modelo preciso de elementos finitos, já havia observado que a mudança da posição de um arco com o mesmo comprimento influenciou no nível de estresse do instrumento endodôntico, aumentando da porção apical para a região média do canal radicular.

Esses achados são explicados devido ao fato de que em canais onde o arco de curvatura se localiza na porção média do canal radicular, o diâmetro da haste helicoidal cônica do instrumento é maior, ou seja, possui mais massa junto ao ponto crítico de concentração de tensão quando comparado ao canal onde o arco está situado na extremidade apical, onde o instrumento possui menos massa, sendo, portanto, mais flexível.

Conseqüentemente, quanto maior o diâmetro da haste helicoidal cônica no ponto crítico de concentração de tensão, maior será a intensidade das tensões trativa e compressiva e menor será o número de ciclos até a falha do instrumento.

No entanto, diante dos resultados encontrados, também foi possível perceber que, quando foi levado em consideração o número de ciclos até a fratura do instrumento, estes se mostraram superiores ao do trabalho realizado por Lopes *et al.* em 2013. Este fato pode ser explicado pela utilização dos sistemas oscilatórios na presente pesquisa, enquanto que, no trabalho de Lopes *et al.* foi utilizado o sistema de rotação contínua. Esse achado, portanto, comprova que o uso dos sistemas oscilatórios melhora a resistência à fadiga dos instrumentos de níquel-titânio e reduz o risco de fratura desses instrumentos.

No presente estudo verificou-se também a influência do tamanho do raio de curvatura no NCF de instrumentos R25. Dessa maneira, os dados encontrados revelaram que esses instrumentos são muito mais resistentes quando utilizados em canais com maiores raios de curvaturas. Dessa forma, a amplitude de deformação sofrida pelo instrumento, é inversamente proporcional ao tamanho do raio de curvatura. Portanto, quanto menor o raio de curvatura, maior a amplitude de deformação. Para Nechi *et al.* 2008, o tamanho do raio de curvatura é o primeiro parâmetro da geometria do canal radicular que influencia no comportamento mecânico do instrumento. O raio da curvatura representa o

quão abruptamente um ângulo específico de curvatura ocorre quando o canal desvia de uma linha reta. Dessa maneira, de acordo com os resultados da presente pesquisa e dos resultados encontrados por Reddy *et al.* 2014, Lopes *et al.* 2013, Kosti *et al.* 2011 e Nechi *et al.* 2008 e Inan *et al.* 2007, é possível afirmar que, quanto menor o raio da curvatura, mais abrupto é o desvio do canal e maior tensão o instrumento sofrerá.

Esses achados, no entanto, vão de encontro com os resultados encontrados na pesquisa realizada por Martin *et al.* 2003, onde foi avaliada a influência da velocidade de rotação, do tamanho do ângulo e do raio de curvatura na fadiga cíclica e consequente fratura de instrumentos acionado a motor, em que os resultados apontaram para uma relevante influência da velocidade e do tamanho do ângulo, no entanto, o raio de curvatura se mostrou como um fator insignificante na influência da fadiga cíclica e fratura dos instrumentos.

Os resultados encontrados por Martin *et al.* 2003, no entanto, são justificados pelo trabalho realizado por Lopes *et al.* 2010, onde ele afirma que quando se pretende avaliar a influência de um dos três parâmetros da geometria dos canais artificiais (comprimento do arco, posição do arco ao longo do canal e comprimento do raio), os demais parâmetros deveriam estar padronizados para permitir a análise da influência de cada um deles nas comparações que serão feitas quanto à resistência dos instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados submetidos ao ensaio de flexão rotativa.

Assim, por exemplo, para se avaliar a influência de raios com comprimentos diferentes na vida em fadiga de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado, é necessário manter constante os valores dos demais parâmetros (comprimento do arco e posição do arco ao longo do canal). Contudo, no trabalho de Martin *et al.* 2003 não houve uma padronização das geometrias dos canais radiculares, onde os grupos foram apenas determinados de acordo com o tamanho do ângulo de curvatura. Isto, portanto, justifica os resultados encontrados na presente pesquisa.

O último parâmetro avaliado foi a influência do comprimento do arco de curvatura do canal radicular no NCF de instrumentos R25. Os resultados encontrados apontaram para uma maior resistência de instrumentos R25

quando utilizados sob um comprimento de arco menor. Isso pode ser explicado porque a posição do ponto crítico de maior concentração de tensão de um instrumento endodôntico varia em função do comprimento do arco. Assim, em canais com arcos maiores, o ponto crítico de concentração de tensão fica submetido em uma região de maior diâmetro da haste helicoidal cônica de um instrumento do que nos canais com arcos menores. Conseqüentemente, o número de ciclos até a falha de um instrumento diminui com o aumento do diâmetro no ponto crítico de concentração de tensão. Lopes *et al.* 2012, afirmaram que a maioria dos trabalhos existentes na literatura avalia a influência do ângulo de curvatura, não o comprimento do arco na resistência à fratura por fadiga de um instrumento endodôntico submetido ao teste de flexão rotativa. Afirmaram ainda que o ângulo de curvatura é quantificado em graus, enquanto o comprimento do arco é quantificado em milímetros e que é importante esclarecer que o ângulo de curvatura não é sinônimo de comprimento do arco. Portanto, a utilização do ângulo de curvatura, e não o comprimento do arco é questionável, uma vez que ângulos de curvaturas iguais podem apresentar raios e arcos com comprimentos diferentes. Desta forma, em função dos resultados obtidos na presente pesquisa e suportados pelos achados de Setzer & Beohme 2013, Kosti *et al.* 2011 e Lopes *et al.* 2012, pode-se afirmar que quanto maior o comprimento do arco, menor será o número de ciclos para a fratura por flexão rotativa de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado.

Dessa forma, apesar do tamanho do raio de curvatura e da posição da curvatura serem considerados os parâmetros mais críticos causadores do stress e fratura dos instrumentos, poucos estudos mostram a influência do comprimento do arco de curvatura no NCF de instrumentos mecanizados.

Portanto, de acordo com os resultados obtidos na presente pesquisa, pôde-se ratificar a influência do tamanho do raio de curvatura e da posição da curvatura ao longo do canal radicular no NCF de instrumentos R25, assim como foi possível contribuir com os resultados encontrados relacionados ao comprimento do arco da curvatura radicular.

6. CONCLUSÃO

Diante dos achados encontrados na presente pesquisa, em conjunto com pesquisas anteriores, pôde-se concluir que, um curto comprimento do raio de curvatura, um maior comprimento do arco de curvatura, e a localização do arco de curvatura na porção média do canal radicular reduzem o NCF dos instrumentos testado, ratificando, portanto, sua resistência.

REFERÊNCIAS

1. Melo Ribeiro MV, Silva-Sousa YT, Versiani MA, Lamira A, Steier L, Pécora JD (2013) Comparison of the Cleaning Efficacy of Self-Adjusting File and Rotary Systems in the Apical Third of Oval-shaped Canals. *Journal of Endodontics* **39**, 398-401.
2. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G; Castellucci A, Pasqualini D (2012) Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. *Journal of Endodontics*; **38**, 505-509.
2. Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Gonçalves LS, Siqueira Jr JF, Moreira EJJ, Vieira VLT, Souza LC (2013) Influence of the Geometry of Curved Artificial Canals on the Fracture of Rotary Nickel-Titanium Instruments Subjected to Cyclic Fatigue Tests. *Journal of Endodontics* **39**, 704-707.
3. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira Jr JF, Inojosa, IFJ, Lopes WSP, Vieira VTL (2013) Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase. *Journal of Endodontics* **39**, 516-520.
4. Wycoff RC, Berzins DV (2012) An In Vitro Comparison of Torsional Stress Properties of Three Different Rotary Nickel-Titanium Files with a Similar Cross-Sectional Design. *Journal of Endodontics* **38**, 1118-1120.
5. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G (2012) Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Springer* DOI 10.1007/s10266-012-0088-8.
6. Varela-Patinõ P, Ibanñez-Pa´rraga A, Rivas-Mundinã B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B (2010) Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life. *Journal of Endodontics* **36**, 157-159.
7. Lopes HP, Chiesa WMM, Correia NR, Navegante NCS, Elias CN, Moreira EJJ, Chiesa BEC (2011) 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* **111**, 792-796.
9. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G (2012) Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal* **45**, 614–618.
10. Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee W (2012) Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *Journal of Endodontics*, 1-4.

11. Zuolo S, Mello Jr JE., Cunha RS, Zuolo ML, Bueno CES (2013) Efficacy of reciprocating and rotary techniques for removing filling material during root canal retreatment. *International Endodontic Journal* **46**, 947–953.
12. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC (2012) Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *Journal of Endodontics* **38**, 1244-1247..
13. Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Vieira VTL, Souza LC, Estrela C (2012) Influence of the curved root canal segments length on the fatigue fracture of rotatory NiTi instruments. *Dental Press Endod* **2**, 32-5.
14. Kiefner P, Ban M, De-Deus G (2014) Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *International Endodontic Journal* **47**, 430–436.
15. Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F (2013) Mechanical behaviour of nickel-titanium Rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *International Endodontic Journal* **41**, 939–949.
16. Vadhana S, Karthikeyan BS, Nandini S, Velmurugan N (2014) Cyclic Fatigue Resistance of RaCe and Mtwo Rotary Files in Continuous Rotation and Reciprocating Motion. *Journal of Endodontics* **40**, 995-999.
17. Reddy YP, Kavita S, SubbaRao CV (2014) Cyclic Fatigue Testing of Three Different Rotary Nickel Titanium Endodontic Instruments in Simulated Curved Canals - An in Vitro Sem Analysis. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* **8**, 211-213.
18. Setzer FC, Bohme CP (2013) Influence of Combined Cyclic Fatigue and Torsional Stress on the Fracture Point of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* **39**, 133-137.
19. Kosti E, Zinelis S, Molyvdas I, Lambrianidis T (2011) Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni–Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal* **44**, 917–925.
20. Hwang YH, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Lee WC, Shon WJ, Shang SW (2014) Shaping Ability of the Conventional Nickel-Titanium and Reciprocating Nickel-Titanium File Systems: A Comparative Study Using Micro–Computed Tomography. *Journal of Endodontics* **40**, 1186-1189
21. Arias A, Singh R, Peters OA (2014) Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. *Journal of Endodontics* **40**, 973-976.
22. Vallaeys K, Chevalier V, Arbab-Chirani R. Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni–Ti rotary endodontic

systems: Protaper, MTwo and Revo-STM, assessed by micro-computed tomography. *Springer*, DOI 10.1007/s10266-014-0176-z.

23. Burklein S, Mathey D, Schafer E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel–titanium instruments in severely curved root canals. *International Endodontic Journal*. doi:10.1111/iej.12375
24. Walia H, Brantley WA, Gerstein NH (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics* **14**, 346–57.
25. Kim Y, Chang SW, Lee JK, Chen IP, Kaufman B, Jiang J, Cha BY, Zhu Q, Safavi KE, Kum KY (2013) A micro-computed tomography study of canal configuration of multiple-canal mesio Buccal root of maxillary first molar. *Clin Oral Invest* **17**, 1541–1546.
26. Larsen CM; Watanabe I; Glickman GN; He J (2009) Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* **35**, 401-403.
27. Marinho ACS, Martinho FC, Gonçalves LM, Rabang HRC, Gomes BPF. Does the Reciproc file remove root canal bacteria and endotoxins as effectively as multifile Rotary systems? *International Endodontic Journal*.doi:10.1111/iej.12346.
28. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments (2003) *International Endodontic Journal* **36**, 262-66.
29. Inan U, Aydin C, Yasar M. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature (2007) *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **104**, 837-40.
30. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature (2010) *International Endodontic Journal* **43**:226–30.
31. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, De Angelis F. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test (2012) *Annali di Stomatologia III* (3/4): 119-122.
32. Lopes HP, Ferreira AAP, Elias CN, Moreira EJL, Oliveira JLM, Siqueira JF Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments (2009). *Journal of Endodontics* **35**: 1013-1016.
33. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments (1997). *Journal of Endodontics* **23**: 77-85.