

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Graziela Salum**

**AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE CORTE E  
RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DOS  
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS PROFILE  
VORTEX® E PROTAPER®**

**Taubaté – SP**  
**2012**

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Graziela Salum**

**AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE CORTE E  
RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DOS  
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS PROFILE  
VORTEX<sup>®</sup> E PROTAPER<sup>®</sup>**

Dissertação apresentada para a obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. João Marcelo Ferreira de Medeiros

Co-Orientadora: Profa. Dra. Sandra Márcia Habitante

**Taubaté – SP**  
**2012**

**Ficha catalográfica elaborada por  
Liliane Castro – Bibliotecária CRB-8/6748**

S181a Salum, Graziela  
Avaliação da capacidade de corte e resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios Profile Vortex® e Protaper® / Graziela Salum. - 2012. 140f. : il.

Dissertação (mestrado) – Universidade de Taubaté, Departamento de Pós-graduação em Odontologia, 2012.  
Orientação: Prof. Dr. João Marcelo Ferreira de Medeiros, Departamento de Odontologia.  
Co-orientação: Profa. Dra. Sandra Márcia Habitante.

1. Instrumentos odontológicos. 2. Níquel. 3. Titânio. 4. Canal radicular.  
I. Título.

**GRAZIELA SALUM**

Data: \_\_\_\_\_

Resultado: \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Universidade de Taubaté

Assinatura \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Universidade \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Universidade \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

## *Dedico este trabalho*

*À minha família:*

*Sou muito agradecida e muito feliz por ter ao meu lado meus pais, Roberto e Suely, e meus irmãos Ricardo e Gustavo que sempre acreditaram e me apoiaram incondicionalmente, com muito amor, em tudo que propus a fazer na minha vida.*

*Pai e Mãe vocês sempre serão meu exemplo de vida!*

## AGRADECIMENTOS

*Agradeço:*

*Primeiramente a Deus, por todas as graças que me destes, pelos desafios colocados à minha frente permitindo-me vencê-los;*

*Ao professor e querido orientador Dr. João Marcelo Ferreira de Medeiros:*

*Muito obrigada por esses anos de dedicação, durante a graduação e o mestrado, pela confiança e ensinamentos que foram muito além de suas atribuições de me ensinar e guiar na pesquisa, me deu um exemplo de como é ser um verdadeiro mestre. Com o senhor, Prof. João, aprendi que a humildade e o carisma são pontos essenciais na vida docente. Espero poder desfrutar desta amizade por toda minha vida;*

*Aos Professores Dr. José Luiz Lage-Marques, Dra. Sandra Márcia Habitante e a Dra. Denise Pontes Raldi, por terem servido de exemplo para mim e fazerem parte da minha formação como pós-graduanda. Obrigada pela acolhida, sugestões e direcionamentos ao longo desta caminhada. São ensinamentos que carregarei para o resto da vida;*

*A todos os professores da Pós-graduação em Odontologia da UNITAU, pela prestatividade e contribuição para com meu aprendizado durante estes dois anos de mestrado;*

*Ao grande mestre Lamarino Vendramini, técnico do Laboratório de Usinagem do Departamento de Engenharia Mecânica da UNITAU que construiu o dispositivo utilizado nessa pesquisa. Por sua imensa dedicação durante o planejamento que nos permitiram destinar longas horas de ricas conversas, pelo auxílio, que o fez se deslocar até São Paulo para comprarmos os componentes exatos e pelo cuidado durante a construção do dispositivo. Obrigada pela paciência, respeito à pesquisa e disposição. A paixão pelo seu ofício me contagia;*

*Ao Prof. Dr. Evandro Luís Nohara, por ter me recebido no Laboratório de Materiais, Tratamentos de Superfície e Nanotecnologia*

*do Departamento de Engenharia Mecânica da UNITAU, pelo apoio e atenção desde o início do projeto de pesquisa, sempre com boa disposição e um sorriso no rosto;*

*Ao Sr. José Arauto Ribeiro pela imensa ajuda e receptividade durante o período de confecção dos canais simulados. Obrigada por transmitir sua experiência e ensinamentos com tanto entusiasmo;*

*Ao Centro Nacional de Pesquisa em Energia e Materiais (CNPEM, Campinas, São Paulo) por ter colocado a minha disposição o Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura onde realizei a leitura microscópica de todos os instrumentos avaliados. Em especial ao Sidnei Ramis de Araújo pela dedicação e paciência em orientar-me no manuseio do microscópio. Seus ensinamentos sempre transmitidos com muita tranquilidade foram de extrema importância para eu realizar as imagens apresentadas nessa pesquisa;*

*Ao Prof. Dr. Luiz Carlos Laureano da Rosa, Economista e Pesquisador do NUPES-UNITAU, que realizou os cálculos estatísticos deste trabalho de forma ágil e sempre muito prestativo;*

*Ao Prof. José Lucas Martins grande mestre e amigo e ao querido Prof. Dr. Miguel Haddad Simão que não somente ensinou endodontia e sim fez com que eu gostasse dela, desde a sua primeira aula há exatos dez anos atrás. Grandes incentivadores e responsáveis por me encaminharem à vida acadêmica. Obrigada pela confiança, respeito e exemplo de profissionalismo;*

*Aos colegas e amigos de mestrado por fazerem a minha vida durante todo esse período, repleta de alegrias e histórias pra contar, além de me incentivarem e me ensinarem mais do que vocês próprios imaginam, sou muito grata a vocês. Em especial ao amigo Supercílio Barros Filho pelo companheirismo e bom humor constantes e minha amiga Érica dos Santos Carvalho pela nossa grande amizade, pela lição de persistência e de amor pela pesquisa, que me serviram de exemplo profissional e despertaram-me grande admiração;*

*A todas minhas amigas Carine, Rosy, Gúlianne, Juliana, Ester, Magali e todos meus familiares, pelo incentivo e compreensão nos momentos ausentes;*

*A todos aqueles que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho.*

“... talvez não haja maior alegria na vida do que encontrarmos meios  
para vencer nossas fraquezas.

Nós todos conhecemos a embriaguez da vitória e  
a agonia da derrota.

Encontramos obstáculos e mais obstáculos.

Contudo, com esperança, dignidade, um pouco de loucura e alguma  
crença em nós mesmos, podemos dar grandes passos na direção da  
conquista dos nossos objetivos.

O fracasso maior é não tentar.

Muitos, com certeza, desistiram quando com um pouco mais de  
persistência teriam chegado lá.

Quase sempre, quando tudo parece perdido, quando tudo indica  
fracasso, nesse momento,  
abre-se o caminho...”

Léo Buscaglia

Salum G. Avaliação da capacidade de corte e resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Profile Vortex® e ProTaper®. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2012. 140 f.

## RESUMO

**Objetivo:** Analisar in vitro a capacidade de corte e a resistência à fadiga cíclica dos sistemas rotatórios ProFile Vortex® (Dentsply Tulsa Dental, USA) e ProTaper® (Dentsply Maillefer, Suíça). **Metodologia:** Para a análise da capacidade de corte, pesou-se em balança analítica digital cem blocos de resina fenólica que continham canais simulados com 75° de curvatura, obtendo-se os pesos iniciais (P0) e após a instrumentação dos canais, estes blocos foram novamente pesados obtendo-se os pesos finais (P1). Dividiram-se quarenta instrumentos em dois grupos. Grupo A: vinte instrumentos ProFile Vortex® n°25; 25mm; taper.06 e Grupo B: vinte instrumentos ProTaper® F1; 25mm. Subdividiu-se em dois subgrupos com dez amostras cada, de acordo com o número de usos, sendo estabelecidos da seguinte maneira: grupos A0 e B0, instrumentos sem nenhum uso e grupos A5 e B5, instrumentos de cinco usos. Avaliou-se a resistência à fadiga cíclica submetendo-se todos os instrumentos a ensaio dinâmico, utilizando-se dispositivo desenvolvido para tal, até a ocorrência da fratura que foi constatada visualmente. O número de ciclos até a fratura assim como o tempo expresso em segundos foram registrados e realizou-se estatística descritiva, o teste “t” de Student e o teste de Mann-Whitney. **Resultados:** Em todos os blocos houve perda de peso, porém sem significado estatístico (Pvalor>0,05). Os instrumentos Profile Vortex® removeram mais material e completaram maior número de ciclos até a fratura, com significância estatística (Pvalor>0,05) quando comparados com os instrumentos Protaper®. **Conclusão:** A capacidade de corte em função do número de uso e a resistência à fadiga cíclica, nos parâmetros utilizados neste estudo, foram maiores para os instrumentos Profile Vortex® quando comparados com os instrumentos Protaper®.

**Palavras-chave:** Instrumentos odontológicos; Níquel; Titânio; Preparo do canal radicular.

Salum G. Evaluation of cutting ability and cyclic fatigue resistance of instruments Profile Vortex® and ProTaper®. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2012. 140 f.

## ABSTRACT

**Aim:** The aim of this study was to evaluate in vitro the ability to cut and cyclic fatigue resistance of rotary systems ProFile Vortex® (Dentsply Tulsa Dental, USA) and ProTaper® (Dentsply Maillefer, Switzerland). **Methods:** To analyze the ability to cut weight in analytical scale digital block one hundred made of phenolic resin containing simulated channels 75° curvature obtaining to the initial weights (P0) and following the instrumentation of canals, these blocks were weighed again obtaining is the end weight (P1). Instruments forty were divided into two groups. Group A: twenty ProFile Vortex® instruments n°25, 25mm; taper.06 and Group B: twenty ProTaper® instruments F1, 25mm. Subdivided into two subgroups with ten samples each, according to the number of uses, is established as follows: A0, B0 groups, without using tools and groups A5 and B5, five uses instruments. To evaluate the fatigue resistance cyclic submitting all the dynamic test instruments using device developed for this purpose, until the occurrence of fracture was observed visually. O number of cycles fracture to and the time in seconds were recorded and analysis descriptive, the "t" Student test and Mann-Whitney. **Results:** In every block there was weight loss, however no statistical significance (Pvalor> 0.05). The Vortex Profile® instruments removed more material and completed a greater number of cycles to fracture, with statistical significance when compared with the instruments Protaper® (Pvalor> 0.05). **Conclusions:** The cutting ability the number of use and cyclic fatigue resistance, the parameters used in this study were higher for the Vortex® Profile instruments when compared with Protaper® instruments.

**Keywords:** Dental instruments; Nickel; Titanium; Root canal preparation.

## LISTAS DE TABELAS

Tabela 1 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov dos pesos dos blocos antes e após 1 uso valendo-se de limas Profile Vortex® em relação à grandeza e remoção (g) e teste “t” Student	83
Tabela 2 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov dos pesos dos blocos antes e após 1 uso valendo-se de limas ProTaper® em relação à grandeza remoção (g) e teste “t” Student	84
Tabela 3 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da diferença dos pesos dos blocos entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® depois do uso em relação à grandeza remoção (g) e teste “t” Student	84
Tabela 4 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso e teste “t” Student	85
Tabela 5 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso e teste “t” Student	85
Tabela 6 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetro entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso e teste “t” Student	86
Tabela 7 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste “t” Student	87

Tabela 8 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos a fratura entre as limas Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste “t” Student	87
Tabela 9 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste de Mann-Whitney	88
Tabela 10 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student	89
Tabela 11 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student	89
Tabela 12 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos a fratura entre as limas Profile Vortex® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student	90
Tabela 13 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos a fratura entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student	91
Tabela 14 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® sem uso e quinto uso e teste “t” Student	91
Tabela 15 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student	92

## LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 - Termo-plastificador (Termopress 2): embutimento a quente de materiais	66
Figura 2 - Confeção dos canais simulados: (a) resina fenólica Baquelite®; (b) gabarito para simulação da curvatura de 75°; (c) fio ortodôntico curvado em 75° que simulou o canal radicular; (d) embutimento a quente; (e) e (f) amostra após o embutimento	67
Figura 3 - Polimatriz automática: realização do acabamento e polimento das amostras	67
Figura 4 - (a) Remoção do fio ortodôntico para simular o espaço correspondente ao canal radicular; (b) espaço gerado pela remoção do fio ortodôntico	68
Figura 5 - Compasso de ponta seca: confirmação do comprimento da amostra em 21mm	69
Figura 6 - Balança analítica digital: pesagem das amostras após preparo cervical	71
Figura 7 - Sistema Profile® Vortex™: instrumentos 25 .06	73
Figura 8 - Sistema ProTaper Universal® : instrumentos F1	73
Figura 9 - (a) instrumentos e motor elétrico EndoMax Instrumentação Mecanizada; (b) Preparo do canal simulado	75
Figura 10 – Microscópio Eletrônico de Varredura: SEM-LV JSM 5900 (CNPEM/Campinas - São Paulo - Brasil)	77
Figura 11 – (a) Motor elétrico utilizado para o acionamento dos instrumentos; (b) dispositivo utilizado para o ensaio dinâmico; (c) fonte de alimentação que contém os dispositivos de regulação de rotação e o contador de pulso	79

Figura 12 – Contra ângulo posicionado no dispositivo de bancada 80

Figura 13 – (a) Conjunto arco mais cilindro guia compondo o canal artificial (b) Adaptação da parte ativa do instrumento no sulco correspondente ao canal artificial 81

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	15
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b>	19
<b>3. PROPOSIÇÃO</b>	64
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	65
4.1 CONFECÇÃO DOS CANAIS SIMULADOS	65
4.2 LIMITE APICAL DOS CANAIS SIMULADOS	68
4.3 PREPARO DOS CANAIS SIMULADOS	69
4.4 DESIDRATAÇÃO INICIAL DOS BLOCOS DE RESINA	70
4.5 PESAGEM INICIAL DOS BLOCOS DE RESINA	70
4.6 LIMPEZA DOS INSTRUMENTOS	71
4.7 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS	72
4.8 REALIZAÇÃO DOS CICLOS	74
4.9 DESITRATAÇÃO FINAL DOS BLOCOS DE RESINA	75
4.10 PESAGEM FINAL DOS BLOCOS DE RESINA	75
4.11 LIMPEZA DOS INSTRUMENTOS APÓS O USO	76
4.12 ANÁLISE MICROSCÓPICA	76
4.13 ENSAIO DE FADIGA CÍCLICA	78
4.14 ANÁLISE ESTATÍSTICA	82
<b>5. RESULTADOS</b>	83
<b>6. DISCUSSÃO</b>	93
<b>7. CONCLUSÃO</b>	112
<b>REFERÊNCIAS</b>	113
<b>APÊNDICES</b>	125

## 1 INTRODUÇÃO

O preparo biomecânico do canal radicular ressalta uma etapa importante do tratamento endodôntico que influenciará no resultado das fases subsequentes e também no sucesso do tratamento. O conjunto de procedimentos executados nessa fase deve possuir como objetivos fundamentais: a sanificação e a modelagem. Objetivos estes cumpridos com a ação de substâncias químicas recomendadas especificamente para esse fim e por meio dos instrumentos endodônticos.

O canal modelado deve ter forma cônica e uniforme desde a sua embocadura até o ápice, o que permite a existência de espaço suficiente para a limpeza e efetiva obturação, buscando-se o hermetismo do preenchimento como ideal a ser alcançado (Javaheri & Javaheri, 2007).

Tradicionalmente, o preparo do sistema de canais radiculares é realizado com instrumentos manuais de aço inoxidável, os quais apresentam como desvantagem, uma baixa flexibilidade. Em canais retos, a modelagem ocorre geralmente sem dificuldades. Porém, quando um instrumento fabricado com aço inoxidável penetra em um canal radicular curvo, ele apresenta uma tendência de retornar a sua forma natural reta, justamente devido a sua alta rigidez. Esta característica é responsável pela ocorrência de acidentes, tais como, a formação de degraus, zips e perfurações radiculares. Atentos a esse fato, estudiosos investigaram outras ligas para a usinagem dos instrumentos endodônticos.

A introdução da liga de níquel-titânio (NiTi) trouxe grande avanço à endodontia. No final da década de 80 foram realizados os primeiros estudos com instrumentos endodônticos de NiTi, assim chamado para designar o conjunto das ligas de Ni (níquel) e Ti (titânio), inicialmente concebidos para a instrumentação

manual. Contudo, as propriedades mecânicas particulares dessa liga permitiu a possibilidade de acioná-los de forma automatizada, passando a ser possível reproduzir movimentos rotatórios de 360°, permitindo aliar rapidez e eficiência no preparo dos canais.

O lançamento do sistema rotatório LightSpeed® (LightSpeed Technology Inc.), evolução do sistema Canal Master U, marcou o que pode ser chamado de revolução endodôntica, pois a partir de então, a Endodontia obteve um avanço tecnológico jamais observado em toda a sua história (Brisighello, 2008).

Importante ressaltar que a chamada revolução endodôntica foi acompanhada de alterações nas características morfológicas dos instrumentos e conseqüentemente pela mudança de conceito na modelagem do canal radicular.

As propriedades demonstradas pela instrumentação rotatória viabilizaram o desenvolvimento destes instrumentos, porém a atuação deles sob velocidade constante e ação de torque associados ao movimento rotativo, somado à sua função de modelagem do canal radicular, ficam sujeitos a esforços que podem modificar seu comportamento quanto à flexibilidade, sua resistência à torção e ainda perda da eficiência de corte (Lopes & Siqueira, 2010). Apesar das evidências quanto à superior resistência torcional e flexibilidade, a fratura ainda é um fator preocupante nos instrumentos de NiTi, especialmente após uso prolongado (Yared & Kulkarni, 2004).

De acordo com pesquisas recentemente publicadas, os fatores que mais podem influenciar na fratura do instrumento endodôntico são: as condições anatômicas, como raios e ângulos de curvatura do canal radicular, número de usos do instrumento, torque utilizado, o adestramento do operador, diâmetro e conicidade do instrumento, a velocidade de rotação do motor e a cinemática de uso aplicada

incorretamente.

Fato preocupante é que a fratura possui aspecto multifatorial, podendo ocorrer por impacto, carregamentos repetidos ou até mesmo por aplicação de baixa intensidade (Lopes et al., 2000) e a maioria delas ocorrem inesperadamente, sem apresentar qualquer sinal de deformação permanente.

A fadiga é um fenômeno que ocorre quando são aplicados carregamentos dinâmicos repetidos ou flutuantes a um material metálico e o mesmo rompe-se com uma carga muito menor do que a equivalente à sua resistência estática (Otubo et. al., 1997). A fratura por fadiga cíclica, considerada a forma mais destrutiva de carregamento repetido, é originada por repetidas tensões de tração e compressão, sendo observada principalmente na instrumentação de canais curvos.

Várias estratégias tem sido utilizadas para aperfeiçoar as propriedades mecânicas da liga de NiTi. Estas estratégias incluem eletropolimento, implantação iônica, revestimentos de superfície e tratamento térmico.

Quase 20 anos após o primeiro teste com instrumentos rotatórios de níquel-titânio, novos instrumentos e métodos de fabricação têm evoluído e pretendem contribuir com a segunda geração desses instrumentos. Os fabricantes os produzem com a premissa de possuírem maior eficiência de corte, superior resistência à fadiga cíclica e ainda aumento da flexibilidade.

Uma das muitas soluções promissoras para melhorar a resistência à fadiga do instrumento rotatório é aperfeiçoar a microestrutura da liga de NiTi por meio de processamento termomecânico ou novas tecnologias de produção. Recentemente, um novo fio de NiTi, denominado M-Wire, foi desenvolvido por meio de um processamento termomecânico e mostrou significativo aumento da resistência à fadiga cíclica quando comparado com a liga de NiTi convencional (Johnson et al.,

2008; Gao et al., 2010).

Diante do exposto, é de grande valia a realização de novas investigações para alcançar evidências no que diz respeito à superioridade das propriedades mecânicas de novos instrumentos rotatórios de níquel-titânio e de alguma maneira, orientar o profissional na escolha do sistema a ser utilizado.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Para o sucesso da limpeza e modelagem dos canais radiculares Schilder (1974) propôs um conjunto de objetivos que são alcançados por meio de agentes químicos e procedimentos mecânicos. Idealmente, o canal preparado deve ter uma forma afunilada e contínua em direção ao ápice, com a curvatura natural dos canais preservada e o forame em sua posição espacial original com o menor diâmetro possível, facilitando desta maneira a realização de uma obturação tridimensional e hermética.

De acordo com Cohen & Burns (2000) a anatomia dental impõe limitações ao correto preparo do sistema de canais. A presença de foraminas múltiplas, deltas, istmos, ramificações e curvaturas, confinados em um espaço diminuto e cercados por paredes dentinárias com alta dureza, propicia o aparecimento de acidentes iatrogênicos.

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

De acordo com Machado (2007), embora a técnica de instrumentação possa levar a tais erros, de um modo geral, estas iatrogenias são causadas pela força de restauração, ou seja, a tendência do instrumento em voltar a sua forma reta original quando inserido em um canal curvo devido a rigidez do aço inoxidável comumente empregado na fabricação de instrumentos endodônticos. Na tentativa de superar as limitações quanto à anatomia dental e àquelas apresentadas pelo aço

inoxidável, pesquisas foram feitas com o propósito de aperfeiçoar os instrumentos na busca de maior qualidade.

A liga metálica a base de níquel-titânio (NiTi) como um material alternativo para a confecção de instrumentos endodônticos foi introduzido na Endodontia para o preparo de canais radiculares (Machado, 2007).

Segundo Melton (1990), Auricchio et al. (1997), Thompson (2000), a liga níquel-titânio foi desenvolvida por Buchler & Wang (1963) a partir de investigações com ligas não magnéticas e resistentes a corrosão, no início da década de 60, no Naval Ordnance Laboratory, em Silver Springs, Maryland, EUA, razão pela qual recebeu o nome de Nitinol, um acrônimo formado pelos símbolos dos elementos químicos que compõem a liga e as iniciais do laboratório onde foi desenvolvida.

Civjan et al. (1975) propuseram o uso da liga de níquel-titânio na confecção de instrumentos endodônticos como alternativa às limas de aço inoxidável. Segundo estes autores, a liga metálica de níquel-titânio (NiTi) possuía as propriedades de superelasticidade e memória de forma, as quais permitiam transformação das fases austenítica e martensítica. Estes pesquisadores afirmaram que quando esta liga era submetida à tensão, ela tomava a forma estrutural martensítica, porém quando eram deixadas em descanso, sem nenhuma ação de força deformante, as mesmas voltavam à sua forma austenítica.

Reis & Elias (2001) mencionam o comportamento elástico de grande parte dos materiais metálicos, no qual, dentro de certos limites, a deformação causada é diretamente proporcional à força aplicada, sendo esta relação conhecida como Lei de Hooke. Se a força exceder determinado limite, provoca no corpo uma deformação permanente. O efeito memória de forma ocorre quando o corpo é capaz de recuperar completamente sua forma original, meramente sendo aquecido acima de

determinada temperatura, a qual é característica da sua composição. A superelasticidade é resultante da enorme elasticidade apresentada pela liga NiTi em comparação aos metais tradicionais. Enquanto estes últimos podem ser deformados elasticamente até 0,1% ou 0,2% de seu comprimento inicial, as ligas de NiTi alcançam até 8% de deformação elástica, sem guardar nenhuma deformação residual. Portanto, a lei de Hooke nestas ligas não é mais observada a partir de certo grau de deformação, e a força ao invés de aumentar à medida que o material se deforma, permanece praticamente constante em um comportamento similar ao de algumas borrachas. Além disto, o material responde de maneira diferente conforme a deformação aumenta ou diminui, dando origem a uma curva de histerese, pouco comum em metais, mas típica de tecidos humanos, como cabelos e ossos.

Otsuka & Wayman (1998) e Thompson (2000) afirmaram que tanto o efeito memória de forma quanto a superelasticidade estão associados a uma transformação alotrópica em estado sólido fazendo que possam existir duas fases cristalinas principais, presentes de acordo com a temperatura aplicada ao material: austenita ou fase parente com estrutura cúbica de corpo centrado (CCC ou B2) e martensita cuja estrutura é monoclinica (B19). Tipicamente, a austenita é estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão enquanto a martensita é estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão. Uma terceira fase chamada fase-R, também pode ser formada. Esta fase tem estrutura romboédrica e precede a transformação martensítica, porém ocorre apenas com composições específicas e a certas temperaturas de recozimento, o que torna sua aplicação limitada.

Os mesmos autores citam que superelasticidade e memória de forma, são aspectos do mesmo efeito resultantes da transformação da austenita em martensita ou transformação martensítica termoelástica e explicam que durante este processo

os átomos se movem cooperativamente pelo mecanismo do tipo cisalhamento sem alterar a composição química da matriz e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável.

Conforme Kuhn et al. (2001), a transformação martensítica termoelástica é exotérmica e se inicia quando a liga ao ser resfriada passa por uma temperatura crítica denominada Ms (“martensite start”) completando-se em Mf (“martensite finish”), quando toda a estrutura é martensítica. Já com o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, denominada temperatura As (“austenite start”), completando-se em Af (“austenite finish”), quando a estrutura é completamente austenítica. Entre As e Af, que é a temperatura final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura Af, a liga é totalmente austenítica.

Desta forma, Brantley et al. (2003) e Bahia (2004) afirmaram que instrumentos de níquel-titânio são completamente austeníticos, uma vez que a temperatura Af, que indica a completa transformação de martensita para austenita, encontra-se abaixo da temperatura ambiente.

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

Thompson (2000) e Miyai et al. (2006) reforçaram que no caso dos instrumentos endodônticos, a transformação martensítica ocorre em função da tensão imposta pela curvatura no interior do canal radicular. Assim que a tensão

cessa, ou seja, assim que o instrumento é removido do interior do canal, a transformação reversa ocorre restaurando a forma original do mesmo. A superelasticidade associada com a transformação martensítica induzida por tensão é uma propriedade única das ligas NiTi. Em Endodontia, os instrumentos de NiTi facilitam a instrumentação de canais curvos gerando um preparo eficiente dos mesmos.

Uma investigação inicial sobre as propriedades de torção e flexibilidade da liga NiTi usada na confecção de limas endodônticas foi realizada por Walia et al. (1988) quando protótipos de limas #15 com seção triangular foram fabricados por meio de usinagem e testados a fim de verificar a flexibilidade e a resistência à torção em movimento horário e anti-horário. Dos resultados obtidos, concluíram-se que as limas confeccionadas a partir da liga NiTi apresentaram duas a três vezes mais flexibilidade que as limas de aço inoxidável, bem como, superior resistência à fratura em movimento de torção no sentido horário e anti-horário. Salientaram que a extraordinária flexibilidade desses instrumentos é resultado do baixo valor do módulo de elasticidade em tensão e cisalhamento da liga nitinol em comparação à liga de aço inoxidável. A superior resistência à fratura foi atribuída à ductibilidade da liga NiTi.

Gambarini (2005) relatou que devido à sua flexibilidade aumentada, as limas de níquel-titânio têm a vantagem de causar menos transporte do canal durante a instrumentação.

Instrumentos com flexibilidade aumentada causam um número menor de alterações indesejáveis na forma dos canais radiculares preparados. Este aumento na flexibilidade é alcançado tanto por alterações nas características de design dos instrumentos como diferentes variações na seção transversal dos mesmos, como

também pelo uso da liga NiTi (Schäfer & Tepel, 2001; Schäfer et al., 2003).

Tais conceitos proporcionaram a vantagem da fabricação de instrumentos para serem trabalhados de modo automatizado, em motores próprios, com velocidades pré-determinadas, tornando possível rapidez e eficiência no preparo do canal radicular (Machado, 2007).

A conicidade dos instrumentos endodônticos convencionais de acordo com a International Standards Organization (ISO) é de 2% (taper .02). Isto significa que a cada milímetro a partir da ponta (D0) da parte ativa do instrumento há um aumento de 0,02mm no diâmetro do mesmo.

Bergmans et al. (2003) mostraram que a fabricação de instrumentos de Niti com maior conicidade (taper) tornou-se possível e assim o acesso do instrumento ao canal modificou-se, enfatizando a técnica crown-down, possibilitando a irrigação mais apical com melhor dissolução de debris, melhor limpeza dos espaços e melhor adaptação do material obturador. Uma haste com novo desing de ponta possibilitou a esses instrumentos, o uso em rotação com movimentos contínuos, propiciando canais mais circulares, com menos retificação de suas curvaturas e menor extrusão apical. Entretanto, mediante todas essas vantagens e sua incrível flexibilidade, a separação ou fratura é considerada o principal problema desta liga. O fenômeno da repetição cíclica e fadiga do metal e a variável tensão torcional são dois importantes fatores que podem levar à fratura.

Schäfer & Vlassis (2004) explicaram que a maioria dos sistemas de instrumentos rotatórios, incorpora instrumentos cujo taper é maior que o padrão de 2% proposto pela ISO. Além destas variações no taper, os instrumentos rotatórios são caracterizados por diferentes secções transversais e características das lâminas de corte. A função deste aumento no taper dos instrumentos é obter de forma mais

rápida e fácil, a conicidade regular e aumentada do conduto radicular, com menores diâmetros em direção à região apical.

Xu et al. (2006) observaram que pequenas variações no design de instrumentos endodônticos têm um efeito significativo nas propriedades físicas e mecânicas das limas tais como eficiência de corte, resistência torcional e flexibilidade.

Segundo Machado (2007), as conicidades maiores que 2% são premissas nestes materiais e foge aos padrões convencionais pelo fato destes serem empregados numa técnica eminentemente cérvico-apical.

Leonardo (2005) relatou que os sistemas rotatórios confeccionados a partir de ligas de níquel-titânio representam a verdadeira evolução tecnológica na Endodontia, principalmente por possibilitar a realização de tratamentos de canais radiculares atrésicos, retos e curvos de forma muito mais rápida do que se fazia no passado.

Desta maneira, a introdução dos sistemas rotatórios de NiTi na Endodontia possibilitou aos profissionais a realização de tratamentos em um menor tempo e com prognósticos mais previsíveis, causando mudança de paradigmas na forma com que os tratamentos endodônticos são realizados (Lloyd, 2005). Uma revolução tecnológica foi observada, sistemas de instrumentos rotatórios foram sendo criados e aperfeiçoados com as inovações da metalurgia, objetivando-se maior eficiência de corte e alta resistência a fraturas.

Yoshimine et al. (2005) estudaram a eficiência de corte de três instrumentos rotatórios de NiTi em canais simulados, feitos em blocos de resina com matriz em S. Trinta canais simulados foram preparados usando-se a técnica crown-down com três sistemas rotatórios: Protaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), K3®

(SybronEndo, Orange, CA), e Race® (FKG, La Chaux - de - Fonds, Switzerland). Foram instrumentados dez canais para cada tipo de lima, no comprimento de trabalho de 15,5mm, a uma velocidade de 250rpm (rotações por minuto) e um controle de torque de nível três, usando uma peça de mão de redução 8:1, equipada com um motor elétrico (TCM Endo; Nougag, Goldach, Switzerland). O final da preparação apical foi com lima #30. Irrigação copiosa com água destilada foi feita após o uso de cada lima. Cada instrumento foi usado cinco vezes antes de serem substituídos, não ocorrendo fratura em nenhum deles. Antes e após a instrumentação imagens foram gravadas em um microscópio conectado a uma câmara CCD (Cool-Snap; Nippon Roper, Tokyo, Japan). Utilizaram-se dois níveis de medição: terço coronário da raiz e terço apical. A largura do canal foi avaliada medindo a distância do centro do canal original às margens internas e externas dos canais curvos preparados. Além disso, a resina eliminada até os 5mm do terço apical de cada canal foi calculada em duas dimensões e analisadas com um software de imagens (MacSCOPE; Mitani, Tokyo, Japan), para avaliar os efeitos da preparação de cada sistema. Chegaram aos seguintes resultados: o grupo em que foi utilizado o sistema Protaper® promoveu um alargamento significativamente maior dos canais, em relação aos outros dois grupos, especialmente do lado interno das curvaturas, tendendo a torná-los retos; o grupo Race® mostrou menor quantidade de material removido no terço apical dos canais; o grupo Protaper® mostrou formação de zip no ápice, em todos os canais preparados; os grupos K3® e Race® apresentaram transporte apical em relação ao canal original.

Schäfer et al. (2006) determinaram a efetividade na limpeza e a configuração final do conduto radicular resultante da utilização das limas rotatórias de NiTi Mtwo®, K3® e Race® em canais radiculares curvos de dentes humanos extraídos. Para tal,

valeram-se de sessenta canais radiculares de dentes molares superiores e inferiores, com curvaturas que variavam entre 25° e 35°, divididos em três grupos de vinte canais cada. A seguir, realizaram-se uma radiografia inicial do dente antes da instrumentação e para tanto, o instrumento foi inserido no canal de cada grupo e o ângulo da curvatura do canal foi determinado com base no raio de curvatura. O preparo dos canais radiculares foi realizado por meio de sistema rotatório em controle de baixo torque. A análise radiográfica foi realizada antes e depois da instrumentação e o desgaste das porções curvas do canal radicular foi definido com auxílio de um programa de computador. A quantidade de debris e a camada residual de magma dentinário foram avaliadas por meio de uma escala numérica. Os resultados revelam que durante o preparo do canal radicular nenhum instrumento, em ambos os grupos, sofreu fratura. Uma vez terminada a fase de limpeza dos canais radiculares, eles foram novamente observados. Quanto à remoção dos debris, os instrumentos Mtwo® mostraram significativamente melhores resultados do que os instrumentos K3® e Race®. Todavia, os resultados da permanência da camada residual de magma dentinário foram semelhantes, não havendo significado estatístico. Por outro lado, os instrumentos Mtwo® mantiveram a curvatura original do canal radicular significativamente melhor do que os outros instrumentos. Do mesmo modo, os instrumentos Mtwo foram significativamente mais rápidos quanto à preparação do canal radicular, quando comparados com os instrumentos K3® ou os instrumentos Race®. Concluiu-se, a partir da metodologia empregada nesse estudo, que os instrumentos Mtwo® determinaram melhor limpeza, mantendo significativamente melhor a curvatura original dos canais radiculares preparados do que os instrumentos K3® ou Race®.

Com o propósito de analisar a capacidade de corte e deformação das limas

K3® e RT Densell®, Gonçalves (2007) utilizou cinquenta canais radiculares simulados confeccionados em resina fenólica, os quais foram divididos em dois grupos. O grupo A foi instrumentado com limas do sistema rotatório RT Densell®, enquanto o grupo B com limas do sistema rotatório K3®. Os blocos dos canais simulados foram secos em estufa a 50°C por um período de 12 horas, para atingir a desidratação, procedimento esse realizado antes e depois da obtenção dos pesos dos blocos e foram pesados antes e após instrumentação, para se certificar da quantidade de resina removida em cada sistema. Os resultados revelaram que as limas de NiTi do sistema rotatório da marca RT Densell® possuem maior capacidade de corte do que as limas do sistema rotatório da marca K3®, com significado estatístico. Considerando a superfície das lâminas de corte observadas no microscópico, foi verificado que ocorreu maior desgaste nas limas do sistema rotatório RT Densell® quando comparadas com as limas K3®, porém, sem significado estatístico.

Medeiros et al. (2008) compararam a capacidade de corte do instrumento Flexofile® em canais simulados por meio da diferença de seus pesos, antes e depois do preparo químico cirúrgico, tendo como fonte de variação duas técnicas de preparo: técnica manual (G1) e outra automatizada, usando o sistema rotação alternado denominado Endo-Gripper® (G2). Foram utilizados vinte canais simulados confeccionados em blocos de resina fenólica (Baquelite®), os quais foram pesados antes e depois do preparo do canal. Os autores verificaram que não ocorreu diferença estatisticamente significante entre os grupos no que diz respeito à remoção do material. Observaram ainda as variações dos instrumentos rotatórios de NiTi, os quais apresentam comprimentos do corpo e lâmina ativa, convexidade e diâmetro variáveis segundo a marca comercial.

Shen & Haapasalo (2008) realizaram um estudo com a finalidade de verificar a capacidade de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi #30 e taper .06 das marcas comerciais: Profile®, Flexmaster®, k3®, Hero Shaper®, Liberator®, e Alpha® na presença e na ausência de solução irrigadora. Foram utilizados placas de fêmur de osso bovino contendo cinco sulcos em cada placa com angulação de 15°. Os instrumentos foram utilizados em cinco sulcos, perfazendo um total de 1500 ciclos rotacionais na ausência e na presença de irrigação com hipoclorito de sódio com concentração de 5,25%. Os sulcos das placas de osso bovino foram analisados antes e após os ensaios de desgaste por meio de tomografia computadorizada a fim de determinar o volume de osso removido. A máxima eficiência de corte foi obtida com os instrumentos Flexmaster® e k3®, tanto para o experimento na presença como na ausência de solução irrigadora. Os autores concluíram que sob este modelo experimental, a capacidade de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi analisados dependeram do design e das condições de corte.

Schäfer & Oitzinger (2008) compararam in vitro a eficiência de corte dos sistemas rotatórios de NiTi das marcas Alfa-File®, FlexMaster®, ProFile®, Mtwo® e RaCe®, usados conforme indicação do fabricante. Utilizaram-se canais artificiais em acrílico e um motor controlado por computador onde os instrumentos eram avançados em profundidade máxima no interior do canal a uma velocidade de 250rpm. Os autores concluíram que os instrumentos Mtwo® e RaCe® obtiveram melhor rendimento quanto a eficiência de corte. Este trabalho comparativo foi realizado considerando-se que os instrumentos em estudo apresentaram superfícies de corte semelhantes.

Haddad Filho et al. (2011) objetivaram neste estudo avaliar a perda de corte do instrumento rotatório ProTaper® em função do número de uso e esterilização em

autoclave. Para tanto, esta investigação foi realizada em dez canais simulados de resina acrílica transparente com ângulo de curvatura de 45° valendo-se de instrumentos ProTaper® de numeração S1, S2, F1, F2 e F3, substituindo o Sx pelas brocas de Largo #1. Os blocos foram pesados em balança analítica digital, anotando-se o peso inicial. A seguir, houve o preparo com motor elétrico Endo Pro-Torque® (Driller, São Paulo, SP) com reverso automático submetido ao ajuste e controle da velocidade em 350rpm, torque de 1N, com engate para contra ângulo modelo Kavo, tomando-se o cuidado de padronizar o tempo de ação de cada instrumento em três minutos. Usou-se o creme de Endo-PTC durante o preparo do canal simulado e ao término deste, lavava-se o canal com hipoclorito de sódio. Depois, o bloco era lavado com detergente neutro, seco com gaze, o canal aspirado, seco com cone de papel absorvente, pesado, anotando-se o peso final. A cada uso as limas rotatórias eram limpas com gaze embebidas em álcool e posteriormente lavadas com detergente neutro e secas também com gaze e levadas em envelope descartável para processo de esterilização em autoclave com ciclo de vinte minutos. A perda média de corte do instrumento rotatório ProTaper® nos cinco últimos usos são significativamente menores do que nos cinco primeiros usos, o que traduz que o instrumento está perdendo poder de corte conforme o aumento no número de uso. Concluíram que o instrumento perde a capacidade de corte em função do uso e só a partir do sétimo uso, o instrumento ProTaper® perde consideravelmente sua efetividade, recomendando-se seu descarte.

Reis et al. (2011) objetivaram avaliar in vitro a capacidade de corte e deformação de limas de dois sistemas rotatórios em função do número de usos. Utilizaram-se dez limas F2 do Sistema ProTaper Universal® (não eletropolida) e dez limas 25/.06 do Sistema EndoSequence® (eletropolida) em vinte placas de

baquelita. Construiu-se plataforma para contra ângulo com lima em íntimo contato com a placa sendo três anéis de cinquenta gramas cada presas nas proximidades da cabeça do contra ângulo e a partir daí, acionava-se o motor elétrico X-SMART® (Dentsply Maileffer, Ballaigues, Suíça). As limas eram limpas e levadas à leitura em microscopia eletrônica de varredura antes do uso e depois de cinco usos. As placas foram pesadas antes (P0) e após os usos subsequentes até o quinto uso (P5). Quando comparada a capacidade de corte não houve diferença estatisticamente significativa entre as limas ProTaper Universal® e as EndoSequence®. As limas F2 ProTaper Universal® analisadas demonstraram perda de corte progressiva a partir do primeiro uso com estatística significativa até o quinto uso, enquanto as limas 25/06 EndoSequence® também demonstraram perda de corte progressiva significativa do primeiro ao quinto uso com exceção do quarto uso em que não houve perda de corte significativa em relação ao terceiro uso. Foi realizada avaliação da deformação por três avaliadores antes e após cinco utilizações das limas, valendo-se de micrografias montadas em PowerPoint com o mesmo aumento. Verificaram que para o critério deformação não houve diferença estatisticamente significativa. Concluíram que limas ProTaper Universal® e EndoSequence® apresentaram capacidade de corte semelhantes e não mostraram diferença estatística quanto à deformação. Apesar dos instrumentos EndoSequence® apresentarem em seu método de produção o polimento eletroquímico, esta característica não demonstrou nas condições deste trabalho, diferenças estatísticas significantes favoráveis tanto na deformação quanto na capacidade de corte dos mesmos.

Com relação ao substrato utilizado para a confecção dos canais simulados, a escolha da resina fenólica utilizada comumente no embutimento a quente de materiais, foi precedida de pesquisa exploratória, realizada por Claro (2004), na qual

descartou a possibilidade da utilização de dentes humanos graças à dificuldade de se conseguir dentes com dureza homogênea. Uma alternativa era o osso de fêmur bovino, porém, a pesquisa realizada com este material mostrou sua incapacidade devido à forte condição higroscópica encontrada. As placas de desgaste foram retiradas de um único fêmur bovino, fervido por uma hora e deixado imerso em hipoclorito de sódio 2,5% por 24 horas a temperatura ambiente. O osso foi cortado e lixado para a confecção das placas na dimensão padrão (30mm de comprimento X 20mm de largura X 3mm de espessura) e estas foram armazenadas em soro fisiológico até o instante do uso. Ao ser condicionado a um nível de umidade de 15% (Claro, 2004 apud Helfer et al., 1972) o osso bovino busca estabilizar sua umidade com a do ambiente tornando-se um fator de grande interferência ao resultado de imagem, o que foi percebido pela oscilação do peso da placa de desgaste quando se tentou fazer sua medição em balança analítica digital. Outra alternativa era a utilização do polimetilmetacrilato (acrílico ou plexiglass), todavia, avaliações práticas deixaram claro a impossibilidade de se optar por este material, o qual, em decorrência de sua baixa dureza e alta ductilidade, responde ao ciclo de desgaste sem qualquer perda de peso do material, porque provavelmente, se deformam ao invés de se desgastar. O valor médio de microdureza das placas de acrílico foi o menor dentre todos os materiais pesquisados pelo autor. Por sua vez, a microdureza das placas de resina fenólica e do osso de fêmur bovino úmido demonstrou significativa evidência estatística em termos de igualdade em dureza Vickers o que permite o uso destas placas em experimentos substituindo em termos comparativos, o osso bovino úmido. Desta forma, o autor concluiu que a resina fenólica além de apresentar dureza homogênea similar ao osso bovino úmido e de baixa higroscopia, possui boa estabilidade dimensional, baixo custo de preparação, reprodutibilidade

controlável na preparação das amostras e apresentou perda de peso em resposta ao ciclo de limagem.

O mesmo autor objetivou-se ao realizar este estudo, determinar a resistência ao desgaste e a flexibilidade de duas limas, sendo uma de aço inoxidável e a outra de níquel-titânio, submetendo estas últimas à implantação iônica por imersão de plasma, e avaliar os efeitos desse tratamento sobre as mesmas propriedades. A resistência ao desgaste das limas foi determinada *in vitro*, com um dispositivo motorizado para a aplicação de movimentos horizontais de limagem sobre as placas sulcadas feitas a partir da resina fenólica, comercialmente conhecida como Baquelite®. A microdureza no núcleo das limas e na secção transversal das placas de desgaste foi ensaiada pelo método de Vickers, o que vem a demonstrar que existe significativa evidência estatística de que as placas de Baquelite® constituem um substituto possível do osso bovino úmido, sem apresentar os inconvenientes causados por esse último. Concluiu-se que a resistência ao desgaste das limas de níquel-titânio submetidas ao tratamento de implantação iônica por imersão em plasma foi significativamente maior que a das limas de aço inoxidável e de níquel-titânio não tratadas. Considerando a necessidade, o referido autor indica a resina fenólica, fundamentado nas suas propriedades, para confecção de placas sulcadas como também de blocos com canais simulados, em consequência de sua dureza homogênea e da similaridade com osso bovino úmido.

Medeiros et al. (2009), com o objetivo de criar novos métodos de estudo em canais simulados curvos com materiais com grau de dureza semelhante à dentina, desenvolveram a confecção de blocos em resina fenólica com 75º de curvatura, a partir de cálculos trigonométricos, utilizando fio metálico cilíndrico para reprodução do canal simulado. Concluíram que este estudo mostrou-se reprodutível e a

avaliação do processo de determinação do grau de curvatura das amostras demonstrou ser apropriado.

Com relação às fraturas dos instrumentos endodônticos Lopes et al. (2000) afirmam que elas podem ser induzidas por aplicações de cargas lentas (tração, flexão e torção), pelo impacto, por carregamentos repetidos (fadiga), ou por cargas de baixa intensidade atuando durante muito tempo (fluência). A resistência à fratura dos instrumentos depende das forças de coesão entre seus átomos e da ausência de defeitos nos materiais. O comportamento de um material varia em função da estrutura interna, estado de carregamento, temperatura de emprego, estado termomecânico e da agressividade do meio ao metal. Os tipos de fraturas são classificados com base nas características morfológicas da superfície da fratura, podendo ser classificadas como: fratura transgranular por clivagem (fratura frágil), fratura transgranular por cisalhamento (fratura dúctil) e fratura intergranular.

Os mesmos autores afirmam que a fratura de instrumentos endodônticos de NiTi acontecem por torção, flambagem e flexão. A fratura por torção ocorre quando a ponta do instrumento fica travada no interior do canal, sendo assim, a continuidade da carga à direita pode ultrapassar o limite de resistência à fratura do instrumento. Já a flambagem ocorre quando o instrumento é submetido a uma carga compressiva no sentido do seu eixo de inserção, resultando em um arco em flecha. Essa carga pode exceder o limite de resistência do instrumento e separá-lo em duas partes. A fratura flexural está relacionada com cargas compressivas laterais, ocasionadas pela resistência das paredes dentinárias principalmente em canais excessivamente curvos. A repetição cíclica pode levar à fratura do instrumento.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Lopes & Elias (2001) descreveram as falhas por torção e flexão ocorridas nos instrumentos endodônticos rotatórios de Niti,

como sendo as mais comuns. Segundo os autores, quando a ponta do instrumento se prende às paredes do canal radicular e o carregamento cisalhante ultrapassa o limite de resistência à fratura da lima, então ocorre a separação do instrumento junto ao ponto de imobilização. Esta imobilização seguida de fratura pode ser evitada com o conhecimento dos princípios mecânicos da instrumentação, técnicas adequadas e habilidade do profissional. Além disso, após o preparo do canal radicular, o instrumento pode apresentar deformação plástica representada pela reversão de suas hélices. Para estes autores o torque máximo de fratura do instrumento estaria na dependência de área de secção transversal, diâmetro do instrumento e anatomia do canal radicular. Em relação à fratura por flexão, os autores afirmaram que para os instrumentos rotatórios é imprescindível que a deformação permaneça no regime elástico, quando empregadas no preparo de canais curvos. Na região de flexão de um instrumento são geradas tensões que variam alternadamente entre tração e compressão. A frequência de fratura está relacionada ao número de ciclos de carregamento e a intensidade de tensões trativas e compressivas.

Muitas pesquisas têm como hipótese de estudo esclarecer se os sistemas de acionamento das limas rotatórias interferem nas propriedades físicas dos instrumentos. Alguns autores associam a essa linha de estudo velocidades e torques ideais para obter um preparo químico-cirúrgico eficiente e com segurança ao considerar a resistência do instrumento à fratura.

Para avaliar o desempenho dos instrumentos Profile® com conicidades .04 tendo como variável a velocidade empregada, Dietz et al. (2000) fizeram uso de canais radiculares simulados em osso bovino. As velocidades com que os instrumentos foram acionados eram de 150, 250 e 350rpm. Afirmam os autores que nas velocidades mais baixas a probabilidade de ocorrer fratura é menor.

Daugherty et al. (2001), em uma pesquisa de caráter comparativo, relacionaram o índice de fratura, o índice de deformação e a eficiência de corte entre os instrumentos rotatórios de NiTi nas velocidades de 150 e 350rpm. Para tal, valeram-se de instrumentos Profile® em dentes naturais extraídos. Concluíram os autores que com velocidade de 350rpm observou-se maior eficiência de corte e apenas metade das deformações quando comparadas com a velocidade de 150rpm. Não houve nenhuma fratura durante o experimento.

Li et al. (2002), trabalhando em canais simulados, realizaram experimentos com os instrumentos Profile® .04 nas velocidades de 200, 300 e 400rpm para avaliar a resistência à fadiga cíclica. Averiguaram que quanto maior a velocidade e o ângulo de curvatura, menor é o tempo para que ocorra a fratura do instrumento. Puderam verificar também que quanto maior a amplitude do movimento de pecking, maior o tempo para ocorrer a fratura.

Martín et al. (2003) com o objetivo de avaliarem o efeito da velocidade de rotação, o ângulo e o raio de curvatura dos canais radiculares na fratura dos instrumentos de NiTi, selecionaram 240 canais radiculares de molares dividindo-os de acordo com o ângulo de curvatura. O Grupo A era composto por canais com curvatura menor que 30° e o Grupo B por aqueles com curvatura maior que 30°. Os autores utilizaram os instrumentos K3® e ProTaper® com velocidades de rotação de 150, 250 e 350rpm. Os resultados mostraram que as limas utilizadas em velocidades de 150 e 250rpm fraturaram com menos frequência do que aquelas usadas com 350rpm. O ângulo de curvatura do canal influenciou na fratura dos instrumentos ocorrendo mais nos canais com ângulos acentuados. Já o raio da curvatura não influenciou significativamente na fratura do instrumento.

Ray et al. (2007) estudaram a resistência à fadiga cíclica dos sistemas

rotatórios K3® e EndoSequence®, tendo como variáveis a velocidade aplicada e a conicidade dos instrumentos. Em ambos os sistemas foram testados os instrumentos de tamanhos 25 e 40 com conicidades .04 e .06 e a velocidade aplicada foi de 300 e 600rpm. Segundo os autores, os instrumentos K3® fraturaram-se mais vezes do que as limas EndoSequence® em ambas as velocidades e sugeriram que a fadiga cíclica foi determinante para a fratura do instrumento acontecer.

Os estudos sobre a resistência dos instrumentos de NiTi às fraturas sejam elas torsional ou flexural foram fortalecidos pela necessidade em se obter um critério consistente para estabelecer parâmetros para o descarte do instrumento.

Gambarini (2001) avaliou a resistência à fadiga cíclica flexural valendo-se de um grupo de instrumentos novos e outro grupo de instrumentos utilizados em dez casos clínicos. Constataram que o uso prolongado de instrumentos rotatórios de NiTi diminui consideravelmente a sua resistência à fadiga cíclica.

Pessoa (2003) relacionou a influência do número de usos na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Race® 25/04. Canais simulados em blocos de resina foram utilizados para a simulação de uso. Assim, os instrumentos foram divididos em quatro grupos experimentais, assim definidos: sem nenhum uso, com um único uso, com três usos e com cinco usos. Todas as limas foram submetidas a ensaios de fadiga cíclica e o tempo despendido aferido por um cronômetro. As limas empregadas cinco vezes registraram menor tempo até a ocorrência da fratura. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos sem nenhum uso e aqueles com um único uso.

Yared & Kulkarni (2003) estudaram o torque e o ângulo de rotação no momento da fratura de instrumentos K3® novos e com cinco usos. Os autores concluíram que o uso repetido dos instrumentos diminui a capacidade de suportar o

torque, pois as limas com cinco usos apresentaram menor torque e ângulo de rotação no momento da fratura.

Novamente, Yared (2004), em um trabalho individual, valeu-se da mesma metodologia, porém utilizando instrumentos Profile® .06 novos e com cinco usos. Conseguiu fortalecer sua conclusão anterior ao obter resultados semelhantes.

File et al. (2004) avaliaram o ciclo de fadiga dos instrumentos ProTaper® depois de sua utilização clínica. Utilizaram 225 instrumentos divididos em três grupos: A – 75 limas controle; B – 75 limas usadas em dois molares (seis e oito canais); C – 75 limas usadas em quatro molares (12-16 canais). Não houve ruptura de nenhum dos instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 mesmo nas limas que foram utilizadas para quatro molares. A seguir todos os três grupos foram testados para fadiga cíclica pelo método descrito por Gambarini (2001). Os números de rotações necessárias para rupturas dos instrumentos foram anotados e submetidos ao teste estatístico ANOVA, não havendo significância estatística entre os grupos. Concluíram que outros fatores, principalmente erros e utilização indevida, podem ser os maiores responsáveis pela fratura das limas ProTaper® no interior do canal sugerindo que novos estudos sejam realizados para verificar os diferentes níveis de fadiga cíclicas em diferentes raios de curvaturas radiculares.

A ideia de intercalar instrumentos de diferentes conicidades no preparo do canal radicular foi avaliada por Schrader & Peters (2005) quando compararam o torque e a força desenvolvida por duas técnicas de instrumentação rotatória, uma utilizando somente limas de conicidade .04 e outra intercalando instrumentos .04 e .06. Como a diferença estatística foi significativa, os autores afirmaram categoricamente que intercalar instrumentos de diferentes conicidades mostrou ser mais efetivo na prevenção de fratura por fadiga torsional.

Segundo Clauder & Baumann (2004), Ruddle (2005), Câmara (2008) e Bonetti Filho (2009) descreveram o sistema ProTaper® como sendo de conicidade variável, o que lhe confere maior flexibilidade quando comparado a outros sistemas de NiTi. O sistema é composto por seis instrumentos, divididos em dois grupos: os três primeiros instrumentos são denominados de limas de formatação SX, S1 e S2 e, os três últimos são denominados de limas de acabamento F1, F2 e F3. São fabricados nos tamanhos de 21, 25 e 31mm de comprimento. A ponta do instrumento é inativa, possui secção triangular convexa e ausência de guia radial. Apresenta cabo com tamanho de 12,5mm e parte ativa (lâmina) com 14mm de comprimento. Em 2006, o sistema ProTaper® sofreu algumas modificações pelo fabricante, chamando-se então ProTaper Universal®. Foram introduzidos dois novos instrumentos, no grupo de acabamento, o F4 e F5. Os instrumentos S1, S2, SX, F1 e F2 permaneceram com a secção transversal triangular convexa, com a finalidade de aumentar o corpo do instrumento proporcionando um aumento da resistência à fratura, o instrumento F3 sofreu alteração na secção transversal e igualmente aos instrumentos F4 e F5 possuem secção transversal triangular côncava, o que lhes confere forma de “U” proporcionando diminuição do corpo da lima e ocasionando em aumento da flexibilidade. Segundo o fabricante, outros aprimoramentos caracterizam o novo sistema, como: ponta com guia mais arredondada e ausência de ângulo de transição, permitindo maior segurança durante a instrumentação e modificação na dimensão de fabricação de alguns instrumentos, fazendo com que a transição entre eles seja mais suave (West, 2006). Os instrumentos S1 e S2 são responsáveis por prepararem o terço cervical e médio do canal, bem como promover o alargamento progressivo da região apical do canal. O instrumento S1 é reconhecido por um anel roxo localizado no cabo que possui a

cor dourada, o diâmetro da ponta (D0) possui 0,18mm e tem aumento de conicidade variando de 2 a 11% entre D1 e D14. Os instrumentos S2 são identificados por um anel branco no cabo dourado, medem 0,20mm em D0 e tem o aumento de conicidade variando de 4 a 11,5% entre D1 e D14. O instrumento Sx possui 0,19mm de comprimento tanto na sequência de 25mm quanto na de 21mm, possui o cabo dourado sem nenhum anel de identificação. Além disso, possui nove incrementos de conicidade que variam de 3,5% em D1 a 19% em D9 e de D10 a D14 o aumento da conicidade é fixo em 2%.

Ainda de acordo com os autores, os instrumentos de finalização ou acabamento denominados F1, F2, F3, F4 e F5 têm por finalidade a instrumentação das variações de diâmetro do terço apical. O instrumento F1 possui o D0 com 0,20mm, é identificado por um anel amarelo no cabo dourado, a conicidade é de 7% entre D1 e D3. O instrumento F2 possui D0 de 0,25mm e um anel vermelho localizado no cabo dourado para sua identificação, a conicidade entre D1 e D3 é fixa em 8%. O instrumento F3 é identificado por um anel azul no cabo dourado, o D0 é de 0,30mm entre D1 e D3 a conicidade é fixa em 9%. Os novos instrumentos de finalização apresentam redução na conicidade, para os instrumentos F1 e F2, a redução é de 5,5% entre D4 e D14, para o instrumento F3, a redução é de 5% entre os mesmos diâmetros. O instrumento F4 é identificado por dois anéis pretos no cabo dourado, possui um diâmetro de ponta (D0) de 0,40mm, com conicidade nos 3mm apicais de 0,06mm. O instrumento de finalização F5, com haste de fixação dourada e dois anéis de identificação amarelos, possui um diâmetro de ponta (D0) de 0,50mm com conicidade nos 3mm apicais de 0,05.

Wolcott et al. (2006) realizaram estudo cujo objetivo foi determinar a incidência de fraturas das limas ProTaper® quando utilizadas cinco vezes. Foram estudados

4.652 canais, executados ao longo de 17 meses por um grupo de cinco endodontistas. Os dados foram submetidos à análise estática R versão 2.0.1 (2005), e os resultados demonstraram que a lima F3 foi a que mais fraturou, com 34 fraturas de um total de 113 limas e a lima que menos fraturou foi a F1 com apenas duas limas fraturadas. Das fraturas, 94% ocorreram em molares, 3,5% em pré-molares e 1,8% em dentes anteriores. Houve significância estatística para a fratura da lima F3 no quinto uso em relação às demais limas e usos. O percentual total de limas fraturadas foi de apenas 2,4%. Muitos fabricantes recomendam que os instrumentos sejam de uso único, entretanto, os resultados do estudo demonstraram que a reutilização das limas por quatro vezes não alterou a incidência de fratura.

Wei et al. (2007) verificaram o tipo de fratura dos instrumentos ProTaper® após o uso clínico comparando o estereomicroscópio com MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura) para estabelecer o melhor método de estudo para verificar falha no material. O total de 774 instrumentos ProTaper®, que foram descartados por uma clínica universitária da China, foram submetidos ao exame estereomicroscópio com aumento 10X e 40X e separados como falha de torção ou como falha de fadiga flexural, de acordo com a presença ou ausência de deformação plástica perto da fratura. Foram selecionados cem instrumentos fraturados longitudinalmente e com o auxílio do estereomicroscópio revelaram 88 fraturas de fadiga flexural e 12 instrumentos com falha torcional, pois apresentava deformidades plásticas do tipo distorcido e torção reversa. Ao MEV, 86 instrumentos apresentaram com fratura de fadiga flexural e dois apresentavam estrias de fadiga e abrasão circular, caracterizando uma fratura combinada, fadiga flexural e falha de torção. Dos 12 instrumentos, classificados anteriormente pelo estereomicroscópio com fratura de torção, quando analisados no MEV, três foram confirmados com

fratura de torção, cinco reclassificados para fratura de fadiga flexural e quatro fraturas combinadas. Os autores concluíram que a análise no MEV foi mais eficiente na análise longitudinal das fraturas dos instrumentos ProTaper®.

Kitchens et al. (2007) aferiram o número de rotações à fratura de limas rotatórias de NiTi, utilizando três variáveis: conicidade, velocidade e ângulo de curvatura. Foram utilizadas sessenta limas Profile® tamanho 25, divididas em dois grupos iguais de acordo com suas conicidades, sendo um grupo com conicidade .04 e outro com conicidade .06. Todas as limas foram operadas em velocidades de 350 e 600rpm em diferentes ângulos de curvatura : 25, 28, e 33,5 graus. O tempo e o número de rotações até ocorrer a fratura foram registrados e calculados. Foram encontradas diferenças significativas no número de rotações à fratura de acordo com a conicidade e ângulo de curvatura. As limas com conicidade .06 afunilaram-se mais facilmente do que fraturaram as limas de conicidade .04. Quando foi aumentado o ângulo da curvatura do canal diminuiu o número de rotações à fratura em ambos os casos. Instrumentos com conicidade .04 foram mais comprometidas pelo aumento no ângulo em comparação com as limas com conicidade .06. Relativamente a fratura em função do número de rotações não foi relacionada com a velocidade com que as limas foram operadas.

Prado (2008) objetivou avaliar a influência da conicidade de instrumentos de NiTi acionados a motor quanto a flexibilidade, resistência a fratura por torção à direita e a resistência a fratura por flexão rotatória, analisando por meio de MEV a superfície de fratura do instrumento ocorrida por torção e por flexão rotativa. Foram utilizados sessenta instrumentos fabricados em NiTi acionados a motor da marca K3® com 25mm de comprimento e 0,25mm de diâmetro em D°, com conicidades .02, .03, .04, e .06. Dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foram

avaliados por meio de ensaios destrutivos de torção à direita e por flexão rotativa. Concluiu que a flexibilidade dos instrumentos diminuiu com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal. O ângulo máximo de torção dos instrumentos ensaiados por torção diminuiu com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal. O torque máximo até a fratura dos instrumentos ensaiados por torção aumentou com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal. O número de ciclos para fratura em flexão rotativa diminuiu com o aumento da conicidade e com o aumento da resistência em flexão dos instrumentos endodônticos ensaiados. Quanto à análise por meio de MEV, independentemente da conicidade e do tipo de carregamento, as amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com característica dúctil.

Inan & Ganulol (2009) avaliaram em MEV instrumentos rotatórios de NiTi da marca Mtwo® (VDW®-Alemanha) descartados ao longo de doze meses da prática clínica. O objetivo deste estudo foi avaliar a taxa de deformação e fratura destes instrumentos. Observaram que quanto aos instrumentos fraturados a causa maior deste fato foi à fadiga cíclica e o instrumento de maior incidência desta causa foi o de número 10, ou seja, o mais fino e primeiro da série. Daí a recomendação dos autores para que os instrumentos não sejam utilizados além da recomendação do fabricante e que o instrumento citado seja de uso único.

É imprescindível salientar que existe uma ligação intensa entre fadiga cíclica e determinantes anatômicos, sendo a curvatura excessiva um dos fatores mais considerados.

Inan et al. (2007) ressaltam que a fratura do instrumento é um problema grave e pode comprometer o resultado do tratamento do canal radicular. Os autores compararam a resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi ProTaper® em canais artificiais com raios de curvatura de 5mm e 10mm. Cem

instrumentos ProTaper® foram utilizados, vinte de cada tamanho (S1, S2, F1, F2 e F3). Os testes de fadiga cíclica foram realizados utilizando um dispositivo onde os instrumentos giravam livremente dentro de um canal de aço inoxidável a 250rpm. O grupo do raio de 5mm tiveram um número menor de ciclos à fratura do que o grupo do raio de 10mm para todos os tamanhos de instrumentos. Para os instrumentos F2 e F3, a diferença entre o raio de 5mm e o de 10mm foi altamente significativa. Para o grupo de raio de 10mm a diferença entre S1 e F3 foi significativa. Quando o raio da curvatura diminui, o tempo para fratura também diminui. A fratura do instrumento ocorreu no ponto médio da curvatura mostrando características dúcteis. Concluíram que a fadiga cíclica de instrumentos ProTaper® depende tanto da conicidade do instrumento como do raio de curvatura. Os instrumentos de maior conicidade devem ser utilizados com grande cuidado em canais curvos.

Lopes et al. (2007) pesquisaram a influência do comprimento do segmento curvo de um canal radicular artificial e o número de ciclos necessários à fratura. Para tanto, valeram-se de 12 instrumentos do sistema Protaper® F3 de 25mm rotacionados em 250rpm. As superfícies fraturadas dos instrumentos foram observadas por MEV. Os resultados indicaram que o número requerido de ciclos para causar uma fratura foi influenciado pelo comprimento do arco do canal radicular e a morfologia da superfície fraturada apresentou características dúcteis não ocorrendo deformação plástica. Levando em consideração os resultados obtidos nesta presente investigação concluiu-se que quanto maior for o ângulo ou comprimento da curvatura do canal, a fratura ocorre em menor número de ciclos, ou seja, menor a resistência à fadiga.

Kosti et al. (2011) investigaram o efeito da curvatura do canal radicular sobre a incidência de falha e mecanismo de fratura de instrumentos rotatórios ProFile®.

Trezentos canais radiculares mesiais foram utilizados com a técnica coroa-ápice de tamanho 20 e 25/.04; 20 e 25/.06. Os canais radiculares foram classificados de acordo com o ângulo e raio de curvatura: canais retos (Grupo A:  $0 + 10^\circ$ , raio de 0mm), canais moderadamente curvos (Grupo B:  $30 \pm 10^\circ$ , raio  $2 \pm 1$ mm) e canais severamente curvos (Grupo C:  $60 \pm 10^\circ$ , raio  $2 \pm 1$ mm). Os instrumentos foram vistoriados antes e após cada instrumentação classificando sinais de deformação em quatro categorias: instrumentos que concluiu a instrumentação de vinte canais sem fratura ou deformação, instrumentos fraturados sem deformação plástica, instrumentos fraturados com deformação plástica e instrumentos plasticamente deformados. Nenhum instrumento foi fraturado em canais retos. Para os canais moderadamente curvos, cinco instrumentos foram fraturados e três sofreram deformação plástica. Para canais severamente curvos, quinze instrumentos foram fraturados, sete deformados e três fraturados com deformação plástica. Independente do tamanho do instrumento fraturas e falhas foram mais frequentes no Grupo C. A leitura no MEV revelou que as superfícies fraturadas mostraram um padrão característico de fratura dúctil. Concluíram os autores que canais radiculares com curvatura abrupta afeta negativamente o percentual de deficiências dos instrumentos ProFile®.

Pirani et al. (2011) compararam a resistência à fadiga cíclica de quatro instrumentos rotatórios de NiTi e avaliaram a superfície, fractografia e a matriz morfológica destes instrumentos. Os sistemas EasyShape®, ProTaper®, NRT® e AlphaKite® foram submetidos à testes de fadiga cíclica até a ocorrência da fratura em canais artificiais com ângulo de curvatura de  $45^\circ$  e  $60^\circ$  e um raio de curvatura de 5mm. As propriedades de liga NiTi foram investigadas por microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura ambiental (ESEM) e de energia dispersiva de

raios-x, espectrofotometria (EDS). A análise ESEM foi conduzida em instrumentos novos para examinar as características de superfície e em instrumentos após o uso, ou seja, fraturados, para identificar a origem de “crack” e as características fractográficas. A análise dos testes de variância revelaram diferenças significativas entre os grupos. As limas NRT® mostraram maior resistência à fadiga seguido por AlphaKite®, EasyShape® e ProTaper®. Todos os novos instrumentos apresentaram imperfeições superficiais na análise fractográfica mostrando iniciação de fendas. A inspeção microscópia óptica da matriz de liga de NiTi mostrou diferentes tamanhos de inclusões não metálicas entre as amostras. A análise EDS destas inclusões mostrou que eram compostas de carbono e oxigênio, além de níquel e titânio. Sob microscopia de luz, em todos os instrumentos verificam-se que os grãos austeníticos apareceram maiores ao longo da parte ativa e menores perto da ponta. Concluíram os autores que, as limas NRT apresentaram maior vida em fadiga. Todas as amostras apresentaram irregularidades da superfície e inclusões não metálicas. Grãos austeníticos foram menores perto da ponta quando comparados ao longo da haste de trabalho. Quanto ao ângulo de curvatura confirmou-se sua influência na fadiga dos instrumentos de NiTi.

Lee et al. (2011) investigaram a resistência à fadiga cíclica de vários instrumentos rotatórios de NiTi sob as curvaturas do canal radicular correlacionando vários testes de fratura por fadiga cíclica com um análise de elementos finitos (FEA). Quatro marcas de instrumentos de NiTi com diferentes geometrias de corte transversal, foram selecionados para este estudo: HeroShaper® de tamanho 30/.06, Mtwo® de tamanho 30/.05 e ProTaper® de tamanho F3, todos operados com velocidade de 300rpm. O teste de fadiga cíclica foi conduzido em um dispositivo sob medida com canais simulados com 25°, 35° e 34° graus de curvatura. ProTaper® e

HeroShaper® (instrumento que apresenta maior dureza) apresentou a menor resistência a fadiga cíclica e maior concentração de estresse para todas as curvaturas testadas, enquanto que Mtwo® mostrou melhor resistência à fadiga cíclica. O resultado do FEA mostrou que quando as tensões aumentam o número de rotações do instrumento à fratura diminui. O instrumento ProTaper® é provável que seja mais susceptível a fratura em canais curvos devido a tensões mais elevadas, enquanto que Mtwo® e ProFile® pode ser mais segura em canais curvos. Os autores concluíram que o instrumento com maior dureza tinha maior concentração de estresse na FEA e menor número de rotações até a fratura no teste de fadiga cíclica. À medida que a curvatura do canal aumenta, os ciclos à fratura média diminui para todos os sistemas de instrumentos. Certamente os especialistas devem utilizar instrumentos seletivamente dependendo do grau de curvatura do canal.

Com vistas a analisar a influência na localização da curvatura ao longo de um canal artificial em fadiga cíclica de um instrumento endodôntico rotatório de NiTi Lopes et al. (2011) avaliaram os efeitos da localização da curvatura ao longo de um canal artificial em fadiga cíclica (CF) de um instrumento rotatório Mtwo® de NiTi, verificando o número de ciclos para fratura por fadiga (NCF) e as características morfológicas dos instrumentos fraturados. Foram utilizados canais artificiais com raio de curvatura de 10mm e comprimento do arco de 11mm e instrumentos de tamanho 40/.04 de 25mm em uma velocidade de 280rpm em dois grupos, a saber: grupo A, curvatura posicionado no terço médio e Grupo B, curvatura posicionado no terço apical. O número de ciclos até a fratura foi obtida multiplicando a velocidade de rotação pelo tempo até a fratura ocorrer. Os dados foram analisados pelo teste t e as superfícies fraturadas foram analisadas por MEV. O NCF mais elevado foi encontrado no grupo B. Concluíram que o número de ciclos para a fratura de

instrumentos Mtwo® aumenta quando o arco foi mudado a partir do terço médio para o terço apical. Portanto, quanto maior o diâmetro do eixo helicoidal de um instrumento se aproxima do ponto mais alto da tensão/compressão, maior intensidade das tensões e menor o NCF do instrumento. As características morfológicas das superfícies fraturadas foram do tipo dúctil.

Os defeitos provenientes da fabricação por usinagem também são considerados fatores de risco para a ocorrência de fraturas. A necessidade de solucionar tais problemas fez com que pesquisadores estudassem novos processos de tratamento dados à liga de NiTi, com a finalidade de aumentar a dureza superficial do instrumento, assim como a lisura desta superfície, sua flexibilidade, capacidade de corte e conseqüentemente sua durabilidade.

Nesse contexto, Anderson et al. (2007) pesquisaram o efeito do eletropolimento na resistência à flexão e à torção de instrumentos rotatórios de NiTi, considerando número de rotações e diferentes torques. Os instrumentos analisados foram EndoWave, ProFile e RaCe, todos de tamanho 30, conicidade .04 e pertencentes ao mesmo lote de fabricação. O desempenho de instrumentos eletropolidos é significativamente melhor do que instrumentos não eletropolidos. Após visualização no MEV, os resultados indicaram que os instrumentos mostraram sulcos de moagem, rachaduras e fossas nos instrumentos não eletropolidos, uma vez que, os benefícios oriundos do eletropolimento são de prolongar a vida em fadiga reduzindo as irregularidades de superfície que servem como pontos para concentração de tensões e iniciação de fendas dos instrumentos. O número de rotações dos instrumentos eletropolidos foi significativamente maior em todas as marcas quando comparadas com instrumentos não eletropolidos. Os torques aplicados entre os instrumentos que receberam tratamento de superfície foram significativos apenas

para instrumentos RaCe. Porém, este resultado indica que o instrumento eletropolido por si só não é o único fator que influencia a resistência à fadiga cíclica, mas a geometria, ou seja, a secção transversal pode ser de maior importância.

Por sua vez, Herold et al. (2007) avaliaram em microscopia eletrônica de varredura, utilizando aumentos de quinhentos, mil e duas mil vezes, o desenvolvimento de microfraturas nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio das marcas EndoSequence® e ProFile® depois de sete e 14 usos. Para este estudo utilizaram dentes com curvatura de 37° que foram divididos aleatoriamente em três grupos usando como critério a velocidade utilizada. O sistema EndoSequence® foi dividido em dois grupos, o primeiro utilizou a velocidade de 300rpm e o segundo a velocidade de 600rpm, enquanto o sistema ProFile® operou com velocidade de 300rpm. Observaram microfraturas em todos os instrumentos EndoSequence®, instrumentos estes que receberam polimento eletroquímico durante o processo de fabricação, enquanto nos instrumentos ProFile® não havia microfraturas. Concluíram que o polimento eletroquímico não inibiu estas microfraturas nos instrumentos EndoSequence®.

Bui et al. (2008) salientam que durante o processo de eletropolimento o material é submergido em uma solução altamente iônica com uma corrente elétrica. Este tratamento na superfície do material remove ranhuras superficiais que podem atuar como centros de propagação de fratura. Acredita-se que o eletropolimento melhora a força de torção e resistência à fadiga cíclica do instrumento. Com essa hipótese, os autores investigaram o efeito do eletropolimento em instrumentos rotatórios ProFile®, quanto a resistência ao torque, à fadiga cíclica e eficiência de corte. Foram utilizados 15 instrumentos não eletropolidos ProFile® de tamanho 25, conicidade .04 e comprimento de 25mm para o grupo controle e 15 instrumentos

eletropolidos ProFile® de tamanho 25, conicidade .04 e 25mm de comprimento para o grupo experimental. A fadiga cíclica foi determinada pelo número de rotações do instrumento até a ocorrência da sua fratura, operados na velocidade de 300rpm conforme recomendação do fabricante. Os canais radiculares simulados continham grau de curvatura de 30°, 45° e 60° e raio de 5mm. A eficiência de corte foi determinada por meio de medição da velocidade. Segundo os autores o grupo controle (não eletropolidos) era mais resistente à fadiga cíclica quando comparado com o grupo experimental (eletropolidos). Testes de resistência à torção não mostrou diferença significativa em relação ao torque, no entanto, o grupo controle foi capaz de sustentar um ângulo maior de rotação. Para os testes de eficiência de corte houve um ligeiro aumento na velocidade de corte no grupo experimental. Concluiu-se que o eletropolimento dos instrumentos ProFile® de NiTi não oferece os benefícios comercializados por outros fabricantes e novas pesquisas comparativas deverão ser realizadas para verificar o efeito do eletropolimento em outros sistemas rotatórios.

Chianello et al. (2008), valendo-se de MEV, conferiram a qualidade do acabamento superficial de instrumentos rotatórios, isto é, a presença de defeitos e falhas na superfície de corte de instrumentos de NiTi. Um total de cinquenta instrumentos das marcas ProFile®, ProTaper®, RaCe®, HERO® e K3® foram retirados de suas caixas, escolhidos aleatoriamente e fotomicrografados nos seus 3mm finais com uma ampliação de 190 vezes. Concluíram que todos os instrumentos apresentaram defeitos ou falhas de fabricação em suas superfícies.

Segundo Boessler et al. (2009) o eletropolimento na superfície de NiTi pode reduzir a incidência de fraturas, porém pode potencialmente alterar as propriedades mecânicas dos mesmos. Nesse sentido, os autores estudaram o efeito de dois tipos

de superfície (não-eletropolidos e eletropolidos) de instrumentos ProTaper® de escultura com relação ao torque e a força de penetração apical durante o preparo de canais simulados. Os ensaios foram realizados com limas SX, S1 e S2. Os canais simulados foram obtidos a partir de trinta molares humanos de onde foram removidos discos de dentina com 3mm de espessura e confeccionados canais de 0,5mm de diâmetro. Os dados de torque e força apical durante os preparos foram adquiridos a partir de sensores analógicos, a uma taxa de 100Hz ou interferência de 12 bit (Pci-Mio-16 Ce; National Instruments, Austin, Tx). Os autores observaram mudanças nos parâmetros de corte durante o preparo de até cinco canais radiculares simulados, não havendo alteração na longevidade dos instrumentos eletropolidos. Concluíram que o eletropolimento dos instrumentos de escultura ProTaper® contribuiu para necessidade do aumento do torque durante o preparo dos canais radiculares simulados.

Salum et al. (2010) descrevem que as falhas nas superfícies dos instrumentos são provenientes de deficiências na fabricação, assim como cinemática de uso incorreta, especialmente quando usado repetidamente. O objetivo deste estudo foi comparar, valendo-se de MEV, a deformação de dois tipos de instrumentos endodônticos de NiTi. Foram selecionadas aleatoriamente sessenta limas de NiTi manuais os quais foram instrumentados em vinte blocos de resina fenólica em canais simulados com 75° de curvatura. Dividiu-se em dois grupos A e B. No grupo A, realizou a instrumentação fazendo uso de 36 limas sendo 24 do tipo K e 12 limas tipo Hedströen ambas de NiTi acopladas em contra ângulo do aparelho Endo-Max (Adiel, Riberão Preto-SP) em movimento de rotação alternada de trezentos ciclos por minuto. No grupo B, os canais simulados foram instrumentados com 24 limas tipo K de NiTi, utilizando o mesmo sistema. Antes da realização do preparo do canal

simulado, os instrumentos foram avaliados e fotomicrogrados na ponta e a 5mm desta. Após o sexto uso, nova avaliação e fotomicrografia microscópica foi realizada, na mesma região que foi feita a primeira. A ampliação utilizada foi de cem vezes, a fim de investigar deformação e distorção e uma vez identificadas essas falhas, fotomicrografias adicionais foram feitas, com ampliação de 250 vezes e se necessário aumento de mil vezes. De acordo com os resultados do presente estudo não houve diferença significativa em pontuações médias relativas à ponta e 5mm a partir da ponta do instrumento no Grupo A e Grupo B. Por outro lado, ocorreu diferença estatisticamente significativa ao comparar escores médios da ponta em relação a 5mm a partir da ponta dos instrumentos do Grupo A e Grupo B. As imagens de MEV mostraram que todos os instrumentos de ambos os grupos sofreram deformações. Entretanto, ao analisar a ponta e 5mm da ponta, não houve diferença entre deformação das lâminas de corte dos instrumentos no grupo A em relação ao grupo B. Parece que a ponta do instrumento sofre mais deformação do que a 5mm da ponta, uma vez que, esta porção do instrumento é mais danificada quando penetra até chegar na região apical que é a região de menor diâmetro do canal radicular. Concluíram que os grupos estudados apresentaram perda semelhante tanto na capacidade de corte e deformação. O poder de corte diminuiu com o número de usos.

Arantes (2010) avaliou por meio de MEV instrumentos endodônticos do sistema rotatório NiTi, antes e após o uso, considerando limpeza, defeitos e deformações. Para tal, vinte instrumentos das marcas Twisted File®, BioRaCe®, Mtwo® e EndoWave® foram fotografados quanto à presença de sujidade. As limas foram lavadas e novamente fotografadas para visualizar defeitos tendo como critérios a presença ou não de borda irregular, ranhura, microcavidade e rebarba. Realizou-se

preparo dos canais radiculares simulados por cinco vezes, nova limpeza e análise microscópica foram feitas utilizando os mesmos critérios. As fotomicrografias foram realizadas com aumento de cento e noventa vezes. De posse dos escores dos avaliadores, os dados foram submetidos à análise estatística para os itens sujidade, defeitos e deformações. A diferença estatisticamente significativa ocorreu entre Mtwo® com outros instrumentos no item sujidade. Houve diferença estatisticamente significativa entre Twisted File® e outros instrumentos quanto a defeitos. Não houve diferença estatisticamente significativa quanto às deformações entre os grupos. Concluiu o autor que todos os instrumentos estavam sujos exceto a marca Mtwo®. A presença de defeitos foi observada em todos os instrumentos Twisted File®, enquanto que para os instrumentos BioRaCe® e Mtwo® este índice foi menor. Os instrumentos EndoWave não apresentaram os defeitos citados. Quanto à deformação para os grupos avaliados, os mesmos comportaram-se de forma semelhante.

Lopes et al. (2010) apontam que o eletropolimento é um método de acabamento de superfície utilizados pelos fabricantes de instrumentos rotatórios de NiTi para remover os defeitos de superfície que possam permanecer após o processo de usinagem. Os autores avaliaram a influência do eletropolimento sobre o número de ciclos à fratura de instrumentos rotatórios BioRace®. Instrumentos de tamanho 40/.02 de 25mm (BR5C) com e sem tratamento de superfície foram utilizados em um canal artificial curvo a 300rpm até fraturar. As superfícies fraturadas foram analisadas por MEV. Instrumentos eletropolidos exibiram um número maior de ciclos até a fratura quando comparados com instrumentos não eletropolidos. Os resultados obtidos mostraram que não houve diferença significativa entre ambos os instrumentos no que diz respeito à resistência à flexão. Ao exame

em MEV mostrou que a superfície fraturada de ambos os instrumentos tiveram características morfológicas dúcteis. Instrumentos eletropolidos apresentam rachaduras finas que assumiram um caminho irregular, enquanto que instrumentos não eletropolidos mostrou rachaduras correndo ao longo dos sulcos de usinagem. Concluiu-se que o eletropolimento das superfícies dos instrumentos BioRace aumentou significativamente a resistência a fadiga cíclica.

Gavini et al (2010) avaliaram a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio submetidos a implantação de íons nitrogênio, utilizando um dispositivo desenvolvido especialmente para executar testes dinâmicos. O conjunto motor elétrico e contra ângulo com redução 16:1 preso paralelamente à base do dispositivo foi utilizado. O motor elétrico foi calibrado para trabalhar em rotação contínua na velocidade de 350rpm e torque de 2Ncm. O canal artificial foi confeccionado em aço, na forma de um arco cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, com um ângulo de curvatura de 40° e raio de 5mm, de modo que o instrumento seja posicionado para girar livremente, simulando uma instrumentação rotatória. O tempo de teste foi registrado com um cronômetro digital até o momento que o instrumento fraturava. O tempo médio até a fratura foi gravado e posteriormente convertido em números de ciclos. Os resultados mostram que os instrumentos submetidos a implantação de íons nitrogênio atingiram números significativamente maiores de ciclos antes da fratura com uma média de 510 ciclos, enquanto àqueles que não receberam tal tratamento, completaram uma média de 381 ciclos. Os autores concluíram que as implantações de íons nitrogênio melhoram a resistência à fadiga dos instrumentos quando submetidos à rotação.

O design dos instrumentos rotatórios mudou rapidamente ao longo das últimas duas décadas (Gao et al., 2010). A fim de manter esse ritmo, pesquisas

contribuem com o progresso de técnicas avançadas de preparo dos canais radiculares, possibilitaram a introdução de novas ligas e o desenvolvimento de novos processos de fabricação com um foco especial em melhorar a resistência à fratura de instrumentos de NiTi.

Gambarini et al. (2008) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de instrumentos NiTi fabricados por diferentes processos. Eles compararam os instrumentos Twisted file (SybronEndo, Orange, CA) fabricados pelo método de torção e os instrumentos GT series X (Dentsply Tulsa-Dental Specialties, Tulsa, OK) que utilizam a liga M-Wire, com os instrumentos K3 (SybronEndo), fabricados por métodos tradicionais de usinagem. O estudo baseou-se em dois grupos que foram divididos de acordo com o tamanho dos instrumentos. Assim, o grupo A foi formado por limas K3 e TF, ambas de tamanho 25 e taper 0.6. O grupo B avaliou os instrumentos K3 e GTX, ambos de tamanho 20 e taper 0.6. Foram avaliados dez instrumentos de cada sistema, totalizando quarenta instrumentos. Os testes foram realizados por um dispositivo específico que avalia a resistência à fadiga cíclica do instrumento, por meio dos ciclos que este realiza até a sua fratura. Os resultados indicaram um aumento significativo na média dos ciclos até a fratura dos instrumentos TF 25 0.6, quando comparados com os instrumentos K3 do mesmo tamanho. Já os instrumentos do grupo A não mostraram diferença estatística. Assim, os autores concluíram que os instrumentos fabricados com M-Wire não mostraram ser mais resistentes à fadiga cíclica quando comparados aos instrumentos fabricados por métodos tradicionais de usinagem.

Segundo Larsen et al. (2009) uma nova geração de instrumentos rotatórios de NiTi, incluindo Twisted File® (TF) e ProFile GT Serie X® (GTX), foi introduzida no mercado. Sendo assim, os autores realizaram um estudo cujo objetivo foi determinar

se os novos instrumentos de NiTi são resistentes a fadiga cíclica quando comparados com os tradicionais EndoSequence® (ES) e ProFile® (PF). Testaram instrumentos de tamanho 25 TF, ES e PF e tamanho 20 GTX com Taper 0,4 e 0,6 em canais simulados com curvatura de 60° e 3mm de raio. O número de rotações até a fratura foi anotado para cada instrumento. Os instrumentos GTX taper 0,4 e 0,6 tamanho 20 tiveram desempenho significativamente melhor quando comparada com instrumentos tamanho 25; talvez isso possa ser explicado pelo incremento da flexibilidade do instrumento tamanho 20 quando comparado com o instrumento 25. Os instrumentos TF foram significativamente melhor quanto à resistência a fadiga cíclica que o instrumento ES, mas não houve diferença quando comparados com PF de mesmo tamanho e taper. Os autores concluíram que o novo processo de fabricação parece oferecer uma grande resistência à fadiga cíclica em canais simulados.

Kell et al. (2009) avaliaram um novo método de fabricação de limas de níquel-titânio. O sistema rotatório avaliado foi GT® série X (Dentsply/Tulsa Dental). Durante o processo de fabricação dessas limas, o níquel-titânio sofre alterações de temperatura e a nova derivação desta liga é chamada M-Wire . O objetivo do estudo foi comparar as possíveis vantagens dos diferentes métodos de fabricação deste instrumento e dos tradicionais instrumentos da série GT® do mesmo fabricante. Os autores concluíram que apesar de poucos estudos a esse respeito estes novos instrumentos apresentaram maior resistência à torção.

Oh et al. (2010) examinaram o efeito dos diferentes métodos de produção e a área transversal sobre a resistência à fadiga cíclica de quatro marcas diferentes de instrumentos rotatórios de NiTi (K3, ProFile, RaCe e Twisted File), utilizados num canal radicular simulado com movimento de bicada até a fratura e analisadas

utilizando MEV. Segundo os autores, os instrumentos Twisted File foram as mais resistentes à fadiga, ProFile foi mais resistente do que K3 e a resistência à fadiga cíclica aumentou com a diminuição da área transversal do instrumento, portanto, Twisted File apresentou menor área transversal e o K3 a maior. Enquanto que na análise de superfície os instrumentos RaCe parecia estar livre de defeitos, os ProFile e K3 apresentaram sulcos de usinagem. O tratamento de superfície diminui a formação de defeitos de usinagem durante o processo de trituração, porém, o fabricante alega que esta tecnologia de fabricação aumenta a resistência à fadiga cíclica e flexibilidade de forma significativa.

Rodrigues et al. (2011) avaliaram por testes de ensaios de estática e dinâmica a fadiga cíclica e o número de ciclos à fratura de dois tipos de instrumentos rotatórios de NiTi ambas de secção transversal triangular: Twisted File® fabricados por torção e RaCe® fabricados por usinagem. Vinte instrumentos Twisted File® e vinte instrumentos RaCe® foram utilizados, ambos de tamanho 25 e conicidade .06. Todos os instrumentos foram posicionados em um dispositivo e programados para girar livremente em canal artificial curvo em velocidade de 310rpm até a ocorrência de fratura. As medições dos fragmentos fraturados mostraram que as fraturas ocorreram no ponto de flexão máxima e o número de ciclos à fratura foi significativamente menor para os instrumentos RaCe®. O teste de resistência à flexão revelou que era necessária menos força para os instrumentos Twisted File®. O exame em MEV revelou características morfológicas dúcteis nas superfícies fraturadas de todos os instrumentos e sem deformação plástica em seus eixos helicoidais. De acordo com os autores os instrumentos rotatórios de NiTi fabricados por torção apresentam maior resistência à fadiga cíclica em comparação com os instrumentos fabricados por usinagem e que os instrumentos Twisted File® são mais

flexíveis do que os instrumentos RaCe®.

Shen et al. (2012) objetivaram-se analisar o comportamento da fase de transformação e a microestrutura dos instrumentos fabricados a partir da liga NiTi M-Wire, comparando-os com instrumentos fabricados a partir da liga convencional de NiTi. Os instrumentos EndoSequence (ES), Profile (PF), ProFile Vortex (Vortex), Twistd File (TF), Typhoon (TYP), e Typhoon™ CM (TYP CM), todos de tamanho 25/.04, foram examinados por calorimetria diferencial de varredura (DSC) e difração de raios-x (XRD). As microestruturas de cada instrumento foram observadas e gravadas em microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura com análises espectrométricas de energia dispersiva por raios-x (EDS). As análises de DSC mostraram que cada segmento da TYP CM e Vortex apresentavam transformação austenita ou austenite finish (Af) superior a 37°C, enquanto que os instrumentos feitos a partir da liga convencional de NiTi (ES, PF, TF e TYP) apresentavam temperaturas Af substancialmente inferiores da boca. Todos os instrumentos apresentaram microestruturas martensita em temperatura ambiente. A análise EDS indicou que a precipitação de todos os instrumentos de NiTi foi rica em titânio, com uma composição aproximada de Ti<sub>2</sub>Ni. Os autores concluíram que os instrumentos TYP CM e Vortex com tratamento térmico podem contribuir para aumentar a temperatura de transformação austenita.

O sistema de limas rotatórias de NiTi ProFile® (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) foi introduzida pela primeira vez em 1994. Era chamado ProFile Series 29 (Thompson & Dummer, 1997ab). Recentemente, estes instrumentos foram modificados e o sistema agora é chamado ProFile Vortex® (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa OK). As limas ProFile Vortex são fabricados a partir do níquel-titânio modificado, também conhecido como M-wire. O M-Wire foi introduzido em 2008 e é

produzido por meio da aplicação de uma série de tratamentos térmicos à liga de NiTi. Evidências preliminares sugerem que o uso do M-Wire aumentou a resistência à fadiga do instrumento rotatório mantendo as mesmas propriedades de torção dos instrumentos tradicionais (Johnson et al., 2008).

As limas Profile Vortex apresentam-se de acordo com as normas da ISO, com numeração de 15 a 50, totalizando oito instrumentos, com conicidades de 0,04 e 0,06. A haste da lima com conicidade .04 apresenta-se com dois anéis e stopper na cor vermelha e a lima de conicidade .06 apresenta-se com três anéis e seu stopper na cor verde. São encontradas com comprimentos de 21, 25 e 30mm. Todos os instrumentos se apresentam com secção transversal triangular, que lhes conferem maior resistência, ponta inativa com ausência de arestas radiais e design inovador com ângulos helicoidais específicos. O fabricante sugere que esta geometria promova um comportamento de corte mais eficiente. Outro fator que influencia na eficácia de corte é a velocidade (rpm). Segundo o fabricante, a velocidade varia de instrumento para instrumento e as limas Vortex podem ser operadas em até 500rpm (Peters & Peters 2011). Várias razões existem para manter a velocidade com instrumentos rotatórios NiTi baixa (abaixo 300rpm por exemplo), incluindo mais tempo de vida útil até ocorrer a fratura por fadiga (Hülsmann et al., 2005) e menor incidência de travamento dentro do canal (Yared et al., 2001). No entanto, um artigo recente defende o aumento da velocidade de trabalho com instrumentos Vortex, baseado na hipótese de que uma eficiência de corte mais alta compensaria essas desvantagens (Gao et al., 2010). Estes autores avaliaram a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) feitos com diferentes materiais: M-Wire e regular Wire (SE-Wire) considerando diferentes velocidades, 300 e 500rpm e diferentes conicidades .04 e .06. O teste de

fadiga cíclica foi realizado em 160 canais artificiais feitos de aço inoxidável, com 5mm de raio e 90° de curvatura. O tempo até a fratura foi registrado e o total de números de ciclos até a fratura foi calculado e comparado com o total das 160 amostras. A superfície do instrumento onde ocorreu a fratura foi visualizada no microscópio e observaram que mais de 50% dos instrumentos fraturados feitos com SE-Wire exibiram múltiplas trincas, enquanto os instrumentos feitos com M-wire exibiram uma única trinca. Em geral, houve diferença estatística entre os instrumentos feitos com diferentes materiais. No entanto, não houve diferença entre os instrumentos feitos com o mesmo material, quando comparadas as diferentes velocidades. As limas Profile Vortex feitas com M-Wire, apresentaram uma resistência à fadiga cíclica superior, quando comparadas com as limas feitas com SE-Wire. Os autores concluíram que o tratamento térmico da liga de NiTi, eleva resistência prolongada à fadiga dos instrumentos Vortex. Esse fato seria particularmente adequado para altas velocidades de trabalho.

Bardsley (2011) conduziu um estudo in vitro para avaliar o impacto de três diferentes velocidades (rpm) considerando o torque(Nmm) e a força apical (N). Canais em forma de S, simulados em blocos de plástico foram instrumentados com limas Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) #15 a #30 com conicidade de .04 (n=12/grupo). A sequência de instrumentação obedeceu às especificações do fabricante: #30, 25 e 20 foram introduzidos dentro do canal progressivamente utilizando a técnica "crown-down", #15 trabalhou em todo comprimento do canal e o alargamento apical foi feito com os instrumentos 20 e 25. Um total de 216 preparos foram realizados utilizando uma plataforma de teste personalizada e as velocidades aplicadas para cada grupo foram de 200, 400 e 600rpm. Foram realizados dois ciclos de vai e vem, sendo que, os avanços em profundidade foram pré-definidos. O

torque e a força apical foram continuamente registrados e os valores estatisticamente contrastados através de análise de variância. Os resultados obtidos mostraram que o torque e a força apical tiveram oscilações e foram maiores no grupo de 200rpm em todos os tamanhos. O torque e a força foram reduzidos em 32% e 48%, respectivamente em até 400rpm. Não havendo novas reduções quando a velocidade foi aumentada em 600rpm. O autor concluiu que foi significativa o impacto da velocidade dos instrumentos Vortex durante o preparo dos canais simulados no grupo de 400rpm, gerando menos torque e força, quando comparados com o grupo de 200rpm.

Gao et al. (2012) conduziram um estudo in vitro onde o aço inoxidável, o NiTi convencional, o M-Wire NiTi e a Vortex Blue NiTi, foram utilizados para criar um protótipo da lima Profile Vortex de tamanho 25 e conicidade .06, com o intuito de avaliar o impacto destas diferentes matérias primas na resistência à fadiga cíclica, nas propriedades torcionais, flexibilidade e dureza vickers, quando comparados com a lima Profile Vortex possuindo as mesmas condições geométricas. A lima Vortex Blue NiTi foi introduzida recentemente e sua fabricação determina um novo método de processamento da liga NiTi que resulta em uma camada azul de óxido de titânio. Os testes de fadiga cíclica foram realizados em um canal de aço inoxidável construído artificialmente com um raio de 5mm e um ângulo de curvatura de 90°, submetidos a uma velocidade de 500rpm. Propriedades de torção e flexibilidade na flexão foram avaliadas de acordo com a especificação ISO 3630-1. O teste de microdureza Vickers foi aplicado na secção transversal dos instrumentos com 300g de carga com tempo de permanência de 15 segundos. Os resultados mostraram diferenças significativas na média de vida em fadiga e flexibilidade para os instrumentos feitos de materiais diferentes ( $P < 0.05$ ). A lima Profile Vortex Blue NiTi

ficou em primeiro lugar tanto em resistência à fadiga como em flexibilidade, seguida pelo M-Wire NiTi, NiTi convencional e aço inoxidável. Quanto à resistência por torção e microdureza, o aço inoxidável e M-Wire NiTi foram classificados em primeiro lugar e segundo, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o NiTi convencional e a Vortex Blue. Sob as limitações deste estudo, os autores concluíram que a liga NiTi pareceu ser superior em comparação com o aço inoxidável para a sua aplicação em instrumentos rotatórios. A Vortex Blue e M-Wire NiTi ofereceram vantagens funcionais sobre NiTi convencional. A lima Profile Vortex Blue apresentou melhor resistência à fadiga e flexibilidade em comparação com Vortex ProFile M-Wire.

Bouska et al. (2012) estudaram os instrumentos Profile Vortex (PV; Denstply, Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), Twisted File (TF; Sybron Dental Specialties, Orange, CA), Profile (PF; Denstply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), GTX (GTX, Denstply Tulsa Dental Specialties) e Endosequence (ES; Brasseler, Savannah, GA). O objetivo do estudo foi avaliar a resistência à fadiga cíclica da lima Profile Vortex, com outras limas que apresentam diferentes geometrias e passam por diferentes processos de fabricação. Todos os instrumentos apresentavam o mesmo tamanho, #25 e a mesma conicidade, .06. As velocidades e torques aplicados variavam de acordo com a indicação de cada fabricante. Assim, os instrumentos foram submetidos ao teste de fadiga cíclica em um dispositivo contendo um canal simulado confeccionado à base de aço, apresentando curvatura de 60° e raio de 5mm. Os resultados demonstraram diferenças significantes entre os instrumentos. Desse modo, os autores sugeriram que essas diferenças podem ser devido aos diferentes processos de fabricação ou pelas diferenças geométricas (desing) que alguns instrumentos apresentam. Baseados nos resultados, concluíram que as limas PV, TF

e GTX apresentaram maior resistência à fadiga cíclica quando comparados com as limas ES e PF.

Registradas as informações existentes na literatura, percebe-se a necessidade de mais pesquisas sobre os novos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, que são fabricados com a finalidade de diminuir o índice de fraturas e aumentar a eficácia de corte durante o preparo do canal radicular. Sendo assim, é válido mais um estudo que busca aclarar dúvidas ainda persistentes.

### 3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo propõe-se a comparar as limas endodônticas rotatórias de níquel-titânio Protaper Universal® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) com as limas rotatórias de níquel-titânio ProFile Vortex® (Dentsply Tulsa Dental, USA), avaliando:

- a) capacidade de corte dos instrumentos;
- b) resistência à fadiga cíclica dos instrumentos antes e após cinco usos.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 CONFECÇÃO DOS CANAIS SIMULADOS

Foram utilizados neste experimento cem blocos de resina com canais simulados possuindo 75° de curvatura, confeccionados à base de resina fenólica (Baquelite®). Tais blocos foram confeccionados nas dependências do Laboratório de Materiais, Tratamentos de Superfície e Nanotecnologia do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté.

A confecção dos blocos iniciou-se da seguinte maneira: com uma colher medidora obteve-se a quantidade determinada de resina granulada para realizar a fixação a quente no aparelho termo-plastificador (Termopress 2, São Paulo-SP), utilizando carga de 20 a 25kN, tempo de dez a doze minutos e temperatura entre 190°C a 210°C (Figura 1).



Figura 1 – Termo-plastificador (Termopress 2): embutimento a quente de materiais

Um fio ortodôntico de diâmetro 0.06mm com 21mm de comprimento foi curvado em 75° com o auxílio de um gabarito, construído por meio de cálculos trigonométricos precisamente para essa finalidade (Medeiros et al., 2009). Este fio foi colocado sobre a resina granulada, de modo que permanecesse centralizado na unidade de embutimento, e em seguida colocou-se outra porção de resina para cobrir o fio ortodôntico, e então procedeu-se a etapa de moldagem do cilindro. A seguir, acionou o termo-plastificador, conseguindo com esse procedimento as amostras do substrato para o experimento (Figura 2).

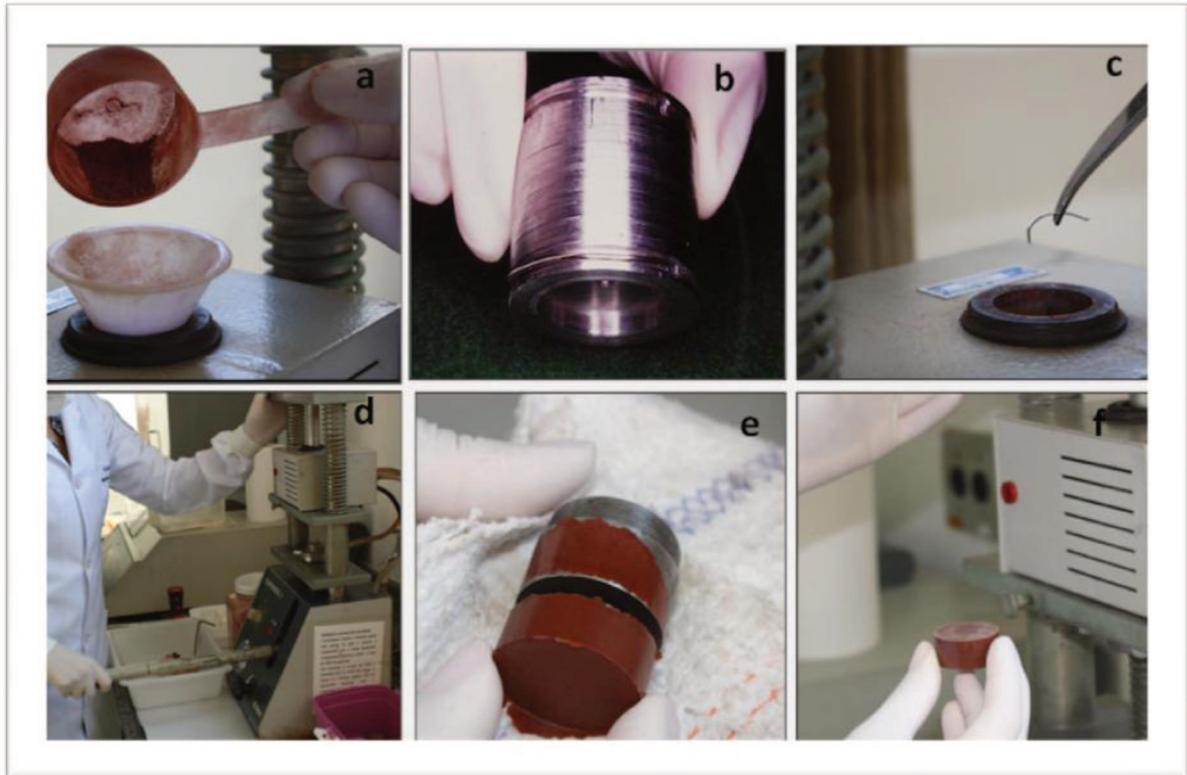


Figura 2 – Confeção dos canais simulados: (a) resina fenólica Baquelite®; (b) gabarito para simulação da curvatura de 75°; (c) fio ortodôntico curvado em 75° que simulou o canal radicular; (d) embutimento a quente; (e) e (f) amostra após o embutimento

Depois de realizado o embutimento, as amostras foram lixadas com lixa tipo grana número 180, em politriz automática (modelo DP-10/EUA) (Figura 3). Em seguida retirou-se o fio ortodôntico do interior do bloco, com alicate de ortodontia, simulando assim o espaço correspondente ao canal radicular (Figura 4).



Figura 3 – Polimatriz automática: realização do acabamento e polimento das amostras

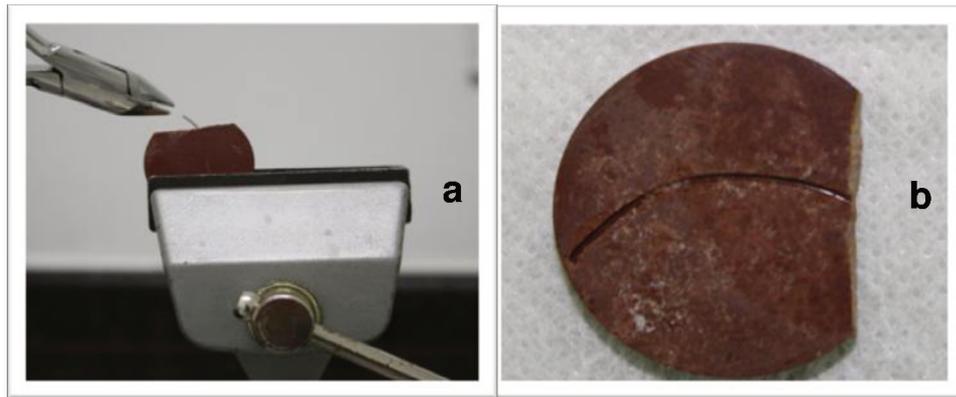


Figura 4 – (a) Remoção do fio ortodôntico para simular o espaço correspondente ao canal radicular; (b) espaço gerado pela remoção do fio ortodôntico (secção evidenciando o canal)

## 4.2 LIMITE APICAL DOS CANAIS SIMULADOS

Todos os canais simulados foram confeccionados com o comprimento de 21mm, confirmados por meio do compasso de ponta seca (Figura 5).

Para obter maior precisão antes do preparo químico-cirúrgico, efetuou-se a odontometria, de modo a definir como limite de preparo do canal simulado, em cada bloco, um milímetro de distanciamento do término do canal. Tal procedimento foi executado introduzindo-se a lima tipo K #15 (Dentsply Maileffer, Ballaigues-Suíça), posicionada em 21mm, recuando-se 1mm, com o auxílio de um cursor, determinando o comprimento real de trabalho (CRT) em 20mm.

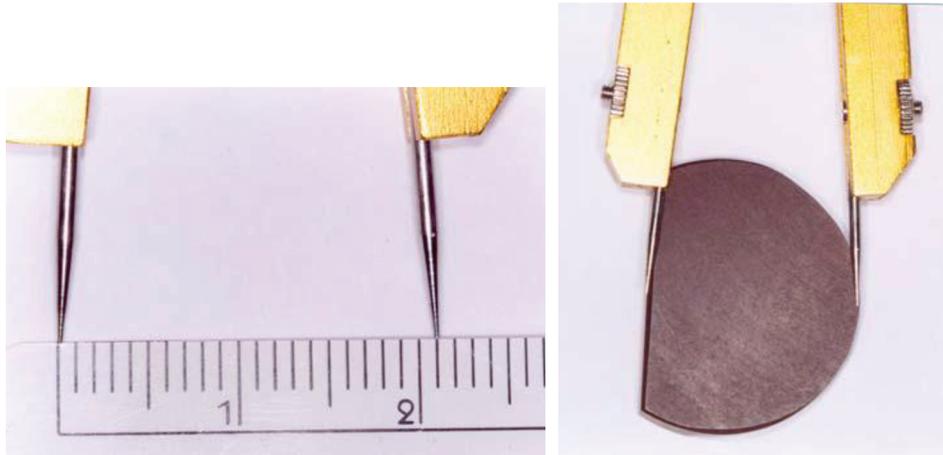


Figura 5 – Compasso de ponta seca: confirmação do comprimento da amostra em 21mm

### 4.3 PREPARO DOS CANAIS SIMULADOS

No que diz respeito ao operador, esse é cirurgião-dentista, especialista em endodontia e com amplo conhecimento e domínio na instrumentação mecanizada em sistemas de canais radiculares.

Para conferir conicidade ao canal simulado, foi realizado o preparo do terço cervical com brocas Gates-Glidden (Dentsply Maileffer; Ballaigues-Suíça), números 1, 2 e 3 sequencialmente, em baixa rotação, e em seguida realizado o preparo manual com as limas Flexofile #15 a #25 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues-Suíça), seriando em todo o comprimento de trabalho, com vistas a facilitar a instrumentação com as limas rotatórias de níquel-titânio. Para esse procedimento, foi utilizado como substância química auxiliar da instrumentação, hipoclorito de sódio a 1% associado ao creme Endo-PTC (Famácia Fórmula & Ação, São Paulo-SP). A cada troca de um instrumento por outro de maior calibre, foi realizada a irrigação com 5 mL Tergensol (Officinalis, São Paulo-SP). Após o uso do último instrumento realizou-se irrigação final com 10 mL de hipoclorito de sódio a 1%, seguido de 10mL de Tergensol.

Em relação à cinemática utilizada no preparo dos canais simulados com os instrumentos manuais, executou-se a penetração mediante manobra tríplice: com ligeiro movimento de um quarto de volta à direita e à esquerda, pressionando-se o instrumento em direção apical, introduzindo-o no canal até certo ponto, quando então o recuou até quase sua retirada total para nova introdução, repetindo-se o ciclo mencionado no objetivo de aproximar gradativamente a medida previamente determinada pela odontometria.

#### 4.4 DESIDRATAÇÃO INICIAL DOS BLOCOS DE RESINA

Concluído o preparo cérvico-apical, procedeu-se a secagem dos canais, com cones de papel absorventes (Dentsply-Maillefer Instruments S.A., Ballaigues-Suíça). Em seguida, os blocos foram levados à estufa modelo 515 B (Fanem, Guarulhos-SP) a 100 °C, por um período de duas horas (Sakane, 2007) para desidratação.

#### 4.5 PESAGEM INICIAL DOS BLOCOS DE RESINA

Os blocos foram pesados em balança analítica digital de precisão modelo SA-210 (Quimes-Aparelhos Científicos Ltda; Diadema-São Paulo), para registro do peso inicial (P0) antes da instrumentação rotatória. Essa etapa foi realizada para investigar a capacidade de corte dos instrumentos avaliados (Figura 6).



Figura 6 – Balança analítica digital: pesagem das amostras após preparo cervical

#### 4.6 LIMPEZA DOS INSTRUMENTOS

Com a finalidade de remover sujidades da superfície dos instrumentos para futura realização das leituras em microscopia eletrônica de varredura, os instrumentos foram submetidos a métodos de limpeza mecânico, químico e finalmente lavagem em cuba ultrassônica, de acordo com os procedimentos de biossegurança. Para referida limpeza procedeu-se inicialmente, lavagem com água corrente sendo mecanicamente limpos com solução detergente neutro e escova. Logo após foram levados para uma cuba ultrassônica (Maxclean 700; Indaiatuba-São Paulo) com sistema de aquecimento por dez minutos utilizando água/detergente enzimático na diluição de 5 mL por litro de água. Em seguida, foi realizada a secagem dos instrumentos com compressa dupla e os mesmos foram armazenados em recipientes metálicos designados à identificação de cada instrumento.

## 4.7 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS

Foram selecionados quarenta instrumentos rotatórios de níquel-titânio, divididos da seguinte maneira:

- Grupo A: vinte instrumentos do sistema ProFile® Vortex™ (Dentsply Tulsa Dental; Tulsa-USA) com 25mm de comprimento, diâmetro #25 e conicidade 0.06 (Figura 7).
- Grupo B: vinte instrumentos F1 do Sistema ProTaper Universal® (Dentsply Maillefer, Ballaigues-Suíça) com 25mm de comprimento. Justifica-se a escolha do instrumento F1 por sua conicidade de 0.55 a 5mm da ponta (D5), ser a mesma que o instrumento #25.06 (Figura 8).

Cada grupo foi subdividido em dois subgrupos composto por dez espécimes cada (n=10), baseados nos números de usos que foram submetidos, assim definidos: A0, B0, instrumentos sem nenhum uso; A5, B5, instrumentos com cinco ciclos de usos.

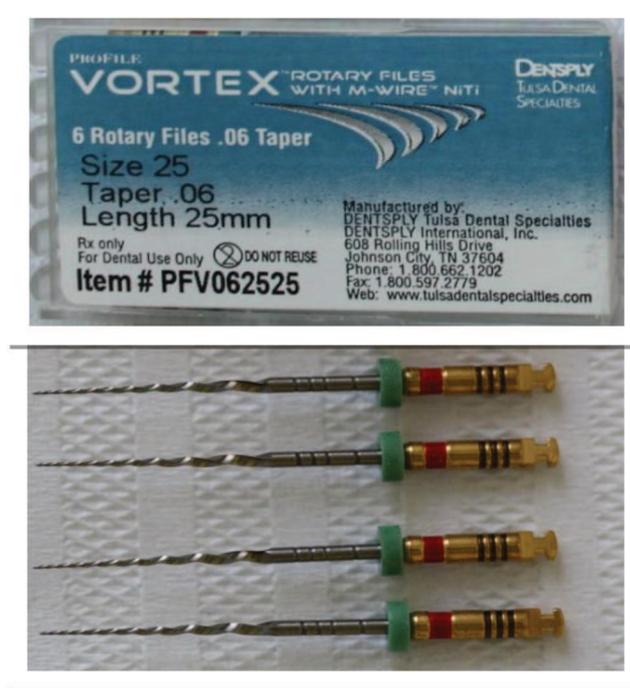


Figura 7 – Sistema Profile® Vortex™: instrumentos 25.06



Figura 8 – Sistema ProTaper Universal®: instrumentos F1

## 4.8 REALIZAÇÃO DOS CICLOS

Esse experimento foi realizado no Laboratório de Materiais e Nanotecnologia - Departamento de Engenharia da Universidade de Taubaté - São Paulo. A realização dos ciclos de uso consistiu na instrumentação dos canais simulados por meio dos instrumentos dos grupos A5 e B5, onde em cada um deles colocou-se cursores de silicone em 20mm de comprimento.

Para tanto, utilizou-se motor elétrico EndoMax Instrumentação Mecanizada (Adiel; Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) valendo-se de movimento contínuo e velocidade preconizada pelo fabricante, isto é, 500rpm para a lima Vortex e 350rpm para a lima ProTaper torque determinado em 2.0 Newton (Ncm) (Figura 9a).

Nesta etapa utilizou-se como substância química auxiliar, hipoclorito de sódio a 1%, associado ao creme Endo-PTC (Famácia Fórmula & Ação, São Paulo-SP). A irrigação final do canal simulado foi feita com 5 mL de Tergensol (Officinalis; São Paulo-SP). Etapa essa realizada, a fim de concluir a pesagem final dos blocos para determinação da capacidade de corte dos instrumentos.

A instrumentação foi realizada com movimentos de bicada (*pecking motion*), conforme instrução do fabricante, exercendo suave pressão em direção ao limite de trabalho, com retrocesso e nova penetração, totalizando-se dez movimentos para cada instrumento em cada canal simulado. A referida manobra foi repetida nas amostras seguintes, estabelecendo um instrumento usado em cinco canais simulados (Figura 9b).

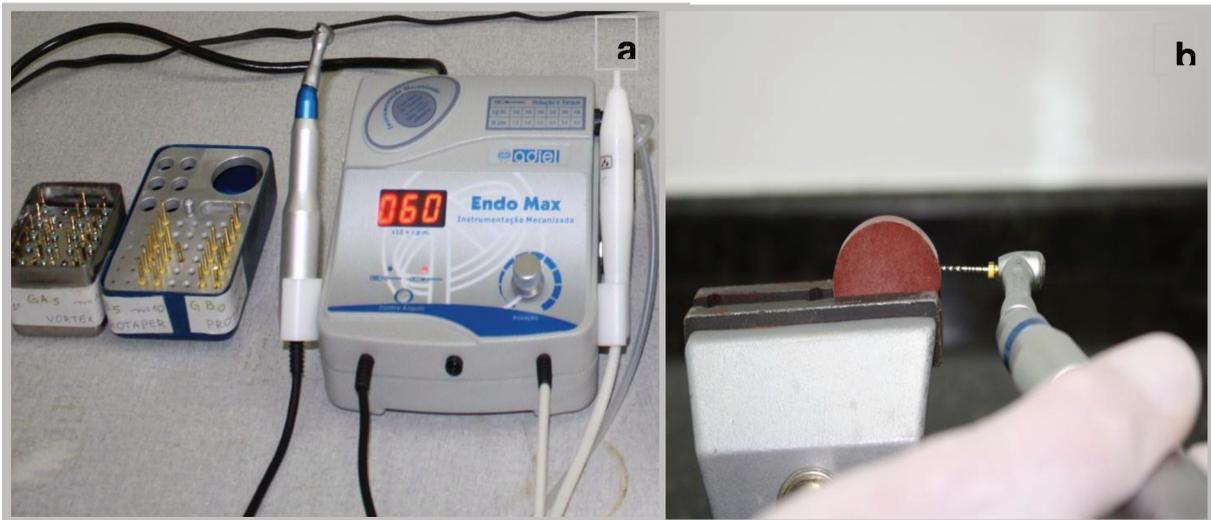


Figura 9 – (a) instrumentos e motor elétrico EndoMax Instrumentação Mecanizada; (b) preparo do canal simulado

#### 4.9 DESIDRATAÇÃO FINAL DOS BLOCOS DE RESINA

Terminada a fase de preparo dos blocos procedeu-se a secagem dos canais simulados com cones de papel absorvente e em continuidade, os referidos blocos foram levados à estufa por um período de duas horas a uma temperatura de 100 °C conforme descrito anteriormente.

#### 4.10 PESAGEM FINAL DOS BLOCOS DE RESINA

Após a desidratação, foi conferido o peso final de cada bloco (P1) na balança analítica a fim de averiguar a quantidade de resina removida após cada instrumentação e avaliar a diferença de peso dos blocos, por meio da subtração do primeiro valor (P0) pelo segundo (P1), o que fornece a quantidade de material removido durante a realização da instrumentação.

#### 4.11 LIMPEZA DOS INSTRUMENTOS APÓS O USO

A limpeza e esterilização das limas foram realizadas novamente após o término dos ciclos. Os instrumentos passaram pelo mesmo processo que sofreram antes de iniciar os preparos dos canais simulados, igualmente descrito no item 4.6.

#### 4.12 ANÁLISE MICROSCÓPICA

Uma vez realizado o processo de limpeza dos instrumentos, realizou-se a leitura em microscopia eletrônica de varredura (SEM-LV JSM 5900) (Figura 10) a fim de verificar se algum instrumento apresentava qualquer alteração ou falha na sua fabricação e, nesse caso, seria excluído. Esta análise microscópica foi realizada no Centro Nacional de Pesquisa em Energia e Materiais (CNPEM, Campinas, São Paulo).



Figura 10 – Microscópio Eletrônico de Varredura: SEM-LV JSM 5900 (CNPEM/Campinas - São Paulo – Brasil)

As leituras foram realizadas na ponta dos instrumentos e a cinco milímetros da ponta, com aumento de 100X e 200X, em todas as amostras, sendo as imagens armazenadas em Hardware (8 GB, Kingston).

Os instrumentos pertencentes ao subgrupo A5 e B5, foram visualizados novamente em microscopia eletrônica de varredura, após atuarem nos canais simulados e sofrerem a referida limpeza, como também os instrumentos fraturados após o ensaio dinâmico (Apêndices D e E).

A referência utilizada no instrumento para que este seja visualizado sempre no mesmo ponto, foi o encaixe localizado na sua haste. Assim, ao fixar o instrumento no suporte metálico para leva-lo ao microscópio, o encaixe localizado na haste, ficou voltado para cima.

Após a fratura do instrumento durante ensaio dinâmico, nova visualização no microscópio eletrônico de varredura foi realizada, a fim de analisar a superfície da fratura.

#### 4.13 ENSAIO DE FADIGA CÍCLICA

Posteriormente à visualização no MEV, os instrumentos que estavam acomodados em recipientes metálicos identificando cada grupo, sofreram os ensaios para avaliar a resistência à fadiga cíclica. Para tal fim, foi utilizado um dispositivo que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo e ainda o descolamento axial dos mesmos, simulando a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, levando em consideração a região de máxima curvatura.

O dispositivo foi desenvolvido no Laboratório de Usinagem – Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté. O desenho deste dispositivo assemelhou-se aos aparelhos utilizados em outros estudos como Bahia & Buono (2005) e Gavini (2006) que também realizaram seus experimentos sem a influência do operador.

O dispositivo consistiu em uma base de ferro de 20X20X7cm, apoiada em quatro pés de borracha para evitar vibrações durante o ensaio. No interior desta base, localiza-se o motor que proporciona movimento axial do canal artificial. Sobre ela, foram posicionados suportes para fixação do contra ângulo e do canal artificial. A fonte de alimentação que contém os dispositivos de regulagem de rotação e o contador de pulso foram acoplados e posicionados próximos a base de teste (Figura 11).

## Materiais e Métodos

O acionamento dos instrumentos foi realizado utilizando-se um motor elétrico com velocidade de rotação e torque controláveis, EndoMax Instrumentação Mecanizada ao qual foi acoplado uma peça de mão com redução 16:1. O motor foi operado a uma velocidade constante de 350rpm para os instrumentos Protaper e 500rpm para os instrumentos Profile Vortex e programado para trabalhar com torque de 2N.cm, baseando-se nas instruções fornecidas pelo fabricante (Figura 11).

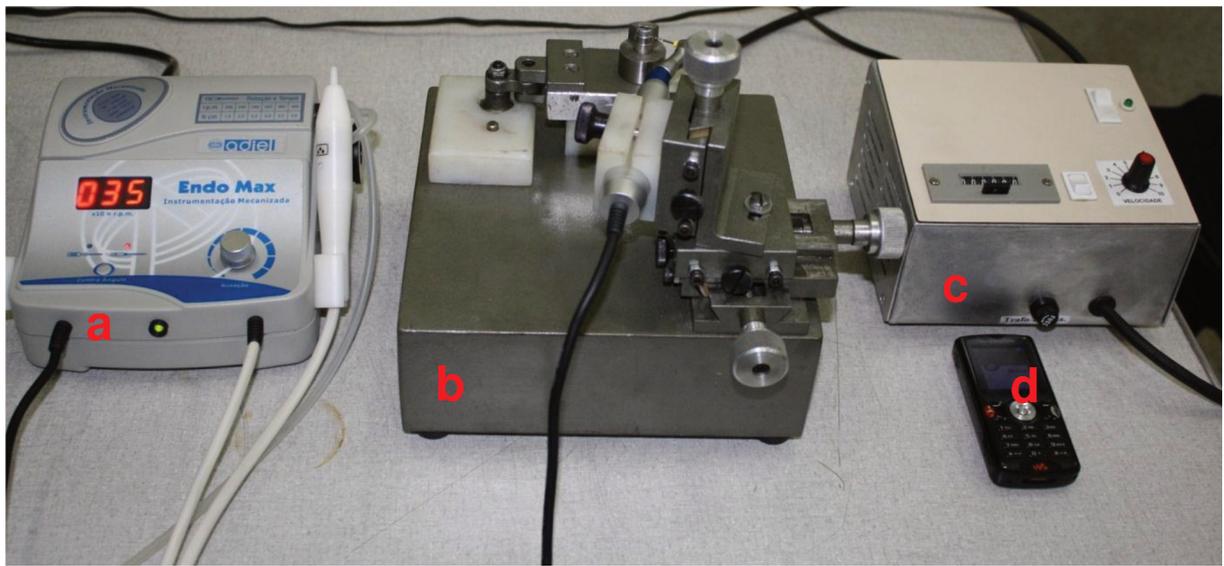


Figura 11 – (a) Motor elétrico utilizado para o acionamento dos instrumentos; (b) dispositivo utilizado para o ensaio dinâmico; (c) fonte de alimentação que contém os dispositivos de regulação de rotação e o contador de pulso; (d) cronômetro digital

Durante a realização do ensaio dinâmico o contra ângulo permaneceu em uma posição fixa, presa por braçadeiras aparafusadas na base de ferro. O suporte que sustentava o contra ângulo possuía um mecanismo regulável, tanto no sentido vertical, quanto horizontal o que permitia sua movimentação em três eixos X-Y-Z e movimento angular. Após os instrumentos serem acoplados a este contra ângulo, regulava-se a altura do suporte de maneira que o instrumento era inserido no canal artificial numa trajetória retilínea, sem tensões, permitindo sua livre rotação no sentido horário (Tabela 12).

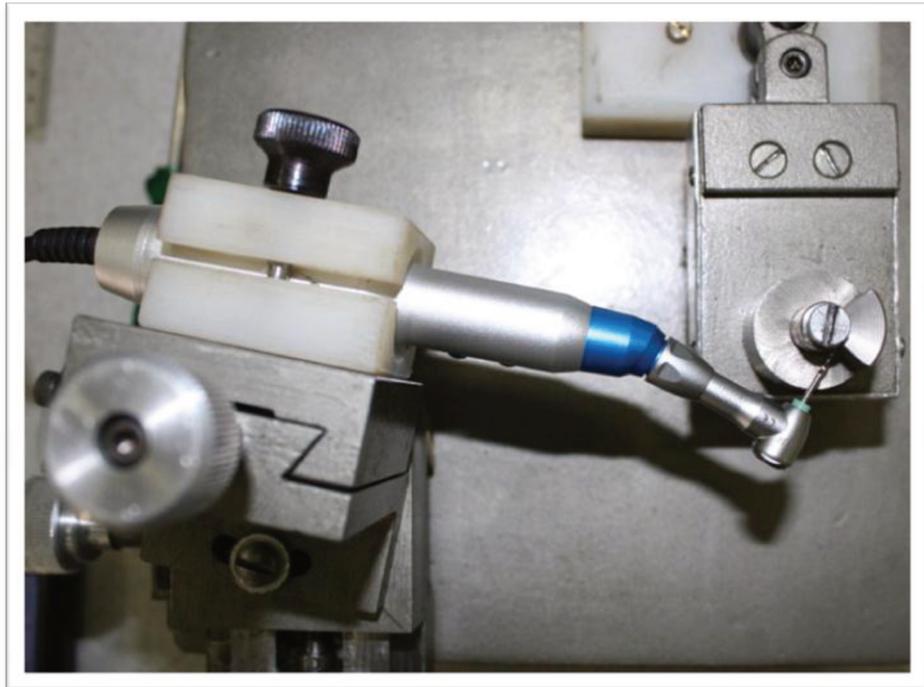


Figura 12 – Contra ângulo posicionado no dispositivo de bancada

O que definiu o movimento axial do instrumento foi justamente o deslocamento do canal artificial, por meio de um sistema excêntrico acoplado a dois transladores de mesma direção e um motor DC de 24V. A velocidade de deslocamento axial do canal artificial foi ajustada por meio de uma fonte regulável. Assim, quando o painel desta fonte regulável marcava o nº 5 o canal artificial deslocava-se em direção ao instrumento a ser testado, 140 por minuto, que por sua vez, registrava no contador de pulso, 140 ciclos. Isto é o mesmo que dizer que os instrumentos entravam e saíam do canal artificial 140 vezes por minuto.

Utilizando este aparato, elaborado especialmente para este trabalho, foi possível regular a frequência e a amplitude do movimento do instrumento dentro do canal simulado. Independente da velocidade de deslocamento do canal artificial, os instrumentos deslocavam-se numa amplitude de 1,5mm para dentro do canal artificial e 1,5mm em direção contrária.

O canal artificial foi confeccionado a partir de uma peça de aço inoxidável (Gambarini, 2001; Grande et al., 2006; Lopes et al., 2007), temperada e usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajustou a um cilindro guia, de 25mm de comprimento e feito do mesmo material, com um ângulo de curvatura de 45° e raio de 5mm (Pruett et al., 1997). Tanto o arco quanto o cilindro guia possuíam um sulco de 1mm de profundidade, localizado à 5mm de sua extremidade superior de maneira a coincidir com a altura em que estava posicionado o contra ângulo. Este sulco serviu como um trajeto guia para o instrumento, que permaneceu curvado e com liberdade para girar entre o cilindro e o arco externo (Figura 13).

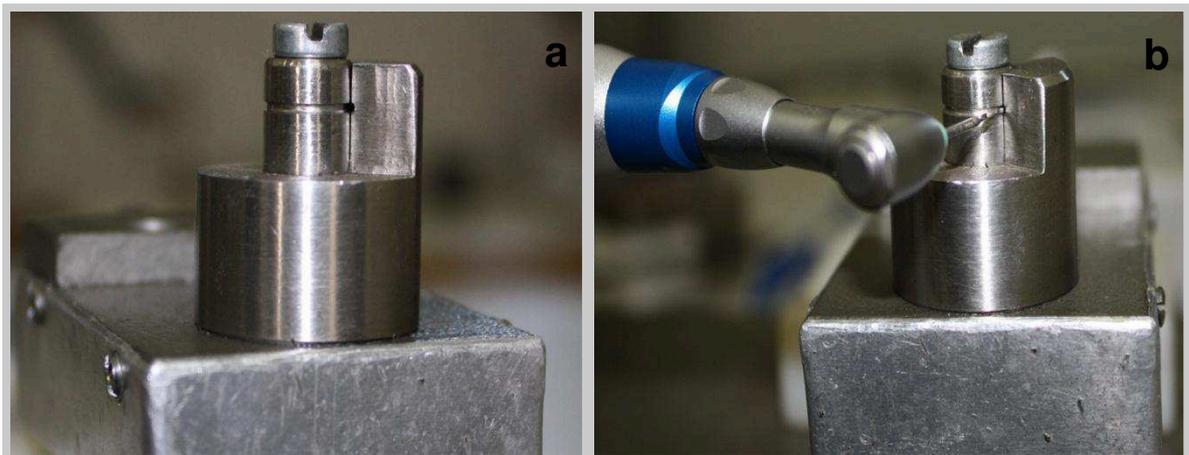


Figura 13 – (a) Conjunto arco mais cilindro guia compondo o canal artificial (b) adaptação da parte ativa do instrumento no sulco correspondente ao canal artificial

O posicionamento dos instrumentos no canal artificial, de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 4mm da ponta, foi realizado considerando a região do instrumento submetida às condições mais severas de deformação cíclica durante o preparo de canais radiculares curvos (Spanaki-Voreadi et al., 2006). Durante os ensaios, os instrumentos foram posicionados, de tal forma, que houve um pequeno transpasse (cerca de 1mm) da ponta dos instrumentos para além do término das paredes do canal artificial, permitindo a visualização de suas extremidades (Gavini, 2006), fato este que facilitou a marcação do momento preciso

da fratura do instrumento. Assim, no exato momento em que o motor elétrico era acionado, era também acionado o motor responsável pelo deslocamento do canal artificial que iniciava seu movimento axial permitindo que os instrumentos, em rotação contínua, penetrassem e saíssem do canal simulado até que a fratura fosse percebida por meio de inspeção visual. Desta forma, o tempo decorrido entre o acionamento do motor e a constatação visual da fratura foi registrado em um cronômetro digital (Gambarini, 2001; Pessoa, 2003; Gavini, 2006). O número de ciclos até a fratura foi registrado pelo contador de pulso, resultado este confirmado, multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo gasto até a fratura (Grande et al., 2006).

#### 4.14 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Concluída esta fase experimental, os dados relativos foram tabulados e submetidos à análise estatística por meio do programa BioEstat 5.0. Utilizou-se estatística descritiva mostrando média aritmética dos dados, desvio padrão, coeficiente de variação, teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade dos dados e inferência estatística utilizando nível de significância de 5% .

Teste paramétrico “t” de Student para comparação de duas amostras independentes foi aplicado, já que os dados foram normalmente distribuídos, assim como o teste não paramétrico de Mann-Whitney, para comparar aquelas amostras onde os dados não foram normalmente distribuídos.

## 5 RESULTADOS

Os resultados da pesquisa estão expressos nas tabelas 1 a 15 e nas fotomicrografias ( Apêndices A, D e E).

O apêndice A expressa em números, os pesos antes e após o preparo dos canais simulados e a diferença destes pesos referente à instrumentação automatizada, que por conveniência foram expressos em gramas. A primeira coluna aponta a pesagem inicial em gramas, a segunda coluna assinala a pesagem final em gramas e a terceira coluna anota a diferença entre os pesos em gramas iniciais e finais de ambas as limas.

Por sua vez, as tabelas 1 e 2 proporcionam valores relativos às médias, desvio padrão, coeficiente de variação e teste de Kolmogorov-Smirnov concernente às perdas de peso em gramas dos blocos decorrentes de um único uso dos instrumentos Profile Vortex® e ProTaper® não apresentando significado estatístico (Pvalor>0,05).

Tabela 1 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov dos pesos dos blocos antes e após 1 uso valendo-se de limas Profile Vortex® em relação à grandeza remoção (g) e teste “t” Student

GRUPO	REMOÇÃO (g)			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
BLOCOS 0 (n=50)	8,52	±1,95	22,88	0,125 Pvalor>0,05
BLOCOS 1 (n=50)	8,51	±1,95	22,91	0,124 Pvalor>0,05
	t = 0,01		Pvalor = 0,995	

Não-significante, pesos dos blocos antes e após 1 uso são iguais ao nível de 5%

## Resultados

Tabela 2 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov dos pesos dos blocos antes e após 1 uso valendo-se de limas ProTaper® em relação à grandeza remoção (g) e teste “t” Student

GRUPO	REMOÇÃO (g)			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
BLOCOS 0 (n=50)	9,75	±1,68	17,23	0,078 p>0,05
BLOCOS 1 (n=50)	9,75	±1,68	17,23	0,078 p>0,05
	t = 0,00 p= 0,997			

Não-significante, pesos dos blocos antes e após um uso são iguais ao nível de 5%.

A tabela 3, apresenta valores relativos às médias, desvio padrão, coeficiente de variação e teste de normalidade referente à diferença dos pesos dos blocos entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® após uso em relação à grandeza remoção apresentando diferença estatística significativa entre os dois instrumentos ( $p < 0,05$ ).

Tabela 3 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da diferença dos pesos dos blocos entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® depois do uso em relação à grandeza remoção (g) e teste “t” Student

GRUPO	REMOÇÃO (g)			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® (n=50)	0,00295	±0,0436	1477,99	0,428 p<0,05
PROTAPER® (n=50)	0,001092	±0,000389	35,62	0,134 p>0,05
	t = 3,01 p= 0,004			

Significante, pesos dos blocos entre as limas depois de um uso são diferentes ao nível de 5%

Por outro lado, a tabela 4 aponta médias, desvio padrão, coeficiente de variação e teste de normalidade referente ao número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso. Segundo esta tabela pode-se notar a

## Resultados

diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) quando se comparam os dois instrumentos, onde a lima Profile Vortex® apresentou número maior de ciclos até a fratura demonstrando maior resistência em relação a lima ProTaper®.

Tabela 4 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® (n=10)	195	$\pm 60,7$	31,12	0,122 $p > 0,05$
PROTAPER® (n=10)	94	$\pm 34,3$	36,48	0,177 $p > 0,05$
	$t = 4,58 \quad p = 0,00001$			

Significante, número de ciclos a fratura entre as limas são diferentes ao nível de 5%

Tabela 5 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® (n=10)	827	$\pm 262$	31,68	0,116 $p > 0,05$
PROTAPER® (n=10)	398	$\pm 144$	36,18	0,183 $p > 0,05$
	$t = 4,54 \quad p = 0,00001$			

Significante, tempo a fratura entre as limas são diferentes ao nível de 5%

Com relação ao tempo despendido até a ocorrência da fratura, a tabela 5 expressa Média ( $\bar{x}$ ) Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do tempo em segundos até a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso.

De acordo com esta tabela houve diferença estatisticamente significativa

## Resultados

( $p < 0,05$ ) quando se comparou os dois instrumentos o que demonstra que a lima Profile Vortex® apresentou maior tempo para a ocorrência de fratura quando comparada com a lima ProTaper®.

Tabela 6 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® (n=10)	4,80	$\pm 1,03$	21,45	0,181 $p > 0,05$
PROTAPER® (n=10)	3,80	$\pm 0,632$	16,63	0,324 $p > 0,05$
			t = 2,61	p = 0,021

Significante, porção do instrumento fraturado entre as limas são diferentes ao nível de 5%

A tabela 6 apresenta Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do comprimento da parte do instrumento que se fraturou durante o ensaio entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® sem uso. Conforme esta tabela, em média, o comprimento da porção fraturada dos instrumentos Profile Vortex® que não foram usados foi maior do que a média dos instrumentos ProTaper® sem uso com significado estatístico.

## Resultados

Tabela 7 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® (N=10)	157,8	±36,2	22,94	0,168 Pvalor>0,05
PROTAPER® (N=10)	82,5	±31,0	37,57	0,193 Pvalor>0,05
	t = 4,94		Pvalor = 0,00001	

Significante, número de ciclos a fratura entre as limas são diferentes ao nível de 5%

A tabela 7 mostra Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do número de ciclos a fratura comparando limas Profile Vortex® e ProTaper® no quinto uso.

De acordo com estes dados o número de ciclos à fratura da lima Vortex® foi maior e estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) do que o número de ciclos a fratura da lima ProTaper® .

Tabela 8 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos à fratura entre as limas Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® (n=10)	689	±184	26,70	0,203 p>0,05
PROTAPER® (n=10)	358	±129	36,03	0,186 p>0,05
	t = 4,66		p= 0,00001	

Significante, tempo a fratura entre as limas são diferentes ao nível de 5%

## Resultados

Por sua vez, a tabela 9 expressa Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste de Mann-Whitney.

No que concerne a referida tabela se verifica que a porção do instrumento fraturado em cinco usos da lima Profile Vortex® foi maior que a lima ProTaper® com significado estatístico entre essas duas limas ( $p < 0,05$ ).

Tabela 9 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® e ProTaper® no quinto uso e teste de Mann-Whitney

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® 5(n=10)	5,70	$\pm 0,483$	8,47	0,433 $p < 0,05$
PROTAPER® 5(n=10)	4,30	$\pm 1,16$	26,97	0,302 $p < 0,05$
		$z = 2,7969$	$p = 0,0042$	

Significante, porção do instrumento fraturado entre as limas são diferentes, ao nível de 5%

A tabela 10 expressa Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do número de ciclos à fratura entre as limas Profile Vortex® sem uso e no quinto uso e mostra que apesar de apresentar numericamente médias diferentes, não ocorreu diferença estatisticamente significativa.

## Resultados

Tabela 10 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas Profile Vortex® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® 0 (n=10)	195	±60,7	31,12	0,122 p>0,05
VORTEX® 5 (n=10)	157,8	±36,2	22,94	0,168 p>0,05
			t = 1,67	p= 0,118

Não-Significante, número de ciclos a fratura entre as limas são iguais, ao nível de 5%

A tabela 11 refere-se à Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do número de ciclos à fratura entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student.

Estes indicadores frente ao teste “t” de Student forneceu valor de teste t = 0,78 para um nível de significância de 5% permitindo assegurar que as limas ProTaper® sem uso, quando confrontadas com aquelas em cinco usos, apresentam-se comportamentos iguais, ou seja, não ocorreu significado estatístico (p>0,05).

Tabela 11 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do número de ciclos a fratura entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
PROTAPER® 0 (n=10)	94,0	±34,3	36,48	0,177 p>0,05
PROTAPER® 5 (n=10)	82,5	±31,8	38,54	0,193 p>0,05
			t = 0,78	p= 0,448

Não-Significante, número de ciclos a fratura são iguais ao nível de 5%

## Resultados

Para mais, a tabela 12 expressa Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do tempo em segundos à fratura entre as limas Profile Vortex® sem uso e no quinto uso.

Tais indicadores permitiram atestar que não existe diferenças estatísticas significantes entre as limas Profile Vortex® sem uso e após cinco usos o que vale dizer que o tempo decorrido até a fratura destas limas portou-se de modo igual ( $p>0,05$ ).

Tabela 12 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos à fratura entre as limas Profile Vortex® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® 0 (n=10)	827	±262	31,68	0,116 $p>0,05$
VORTEX® 5 (n=10)	689	±184	26,70	0,203 $p>0,05$
			t = 1,36	p= 0,192

Não-Significante, tempo a fratura em segundos são iguais ao nível de 5%

A tabela 13 demonstra Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade do tempo em segundos à fratura entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso.

Os resultados confrontados destes cálculos, uma vez efetuado o teste estatístico, demonstram igualdade entre as duas condições, ou seja, não houve diferença estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ) quando se confrontou os tempos das limas ProTaper® sem uso com aquelas mesmas limas no quinto uso.

## Resultados

Tabela 13 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov do tempo em segundos a fratura entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
PROTAPER® 0 (n=10)	398	±144	36,18	0,183 p>0,05
PROTAPER® 5 (n=10)	358	±129	36,03	0,186 p>0,05
			t = 0,65	p = 0,524

Não-Significante, tempo a fratura em segundos são iguais ao nível de 5%

A tabela 14 contém Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® sem uso e quinto uso.

Esta tabela estabelece que as amostras de limas Profile Vortex® avaliadas em cada condição permitiram afirmar diferenças no que respeita o comprimento da porção fraturada do instrumento, isto é, muito embora a média desta porção fraturada mostrou-se numericamente próxima uma da outra ocorreu diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre as duas situações.

Tabela 14 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex® sem uso e quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
VORTEX® 0 (n=10)	4,80	±1,03	21,45	0,181 p>0,05
VORTEX® 5 (n=10)	5,70	±0,483	8,47	0,433 p<0,05
			t = 2,50	p = 0,028

Significante, porção do instrumento fraturado são diferentes ao nível de 5%

## Resultados

No que respeita ao comprimento da porção fraturada entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso a tabela 15 destaca Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de normalidade.

Nestas circunstâncias observa-se que o comprimento da porção fraturada das limas ProTaper® tanto sem uso como no quinto uso apresentaram-se comportamentos iguais não obstante diferentes do ponto de vista numérico, ou seja, sem significado estatístico.

Tabela 15 – Média ( $\bar{x}$ ), Desvio Padrão ( $\sigma$ ), Coeficiente de Variação (CV) e teste de Kolmogorov-Smirnov da porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas ProTaper® sem uso e no quinto uso e teste “t” Student

GRUPO	FRATURA			
	$\bar{x}$	$\sigma$ (mg)	CV (%)	K-S
PROTAPER® 0 (n=10)	3,80	$\pm 0,632$	16,63	0,324 p>0,05
PROTAPER® 5 (n=10)	4,30	$\pm 1,16$	26,97	0,302 p<0,05
			t = 1,20	p = 0,253

Não-Significante, porção do instrumento fraturado são iguais, ao nível de 5%

## 6 DISCUSSÃO

O preparo químico-cirúrgico representa uma etapa de grande importância no tratamento endodôntico e para realiza-la é necessária a utilização de instrumentos que possibilitem a obtenção de uma forma adequada para obturação do sistema endodôntico.

Dentre os instrumentos usados com essa finalidade, destacam-se aqueles confeccionados com liga de níquel-titânio e em aço inoxidável. A limitação atribuída pela anatomia dental interna fez com que a liga de níquel-titânio sobressaísse em relação ao aço-inoxidável, tendo como sua principal característica a superelasticidade. Inúmeros instrumentos de níquel-titânio estão à disposição do profissional, estes passam por diferentes métodos de fabricação que lhes conferem principalmente alta flexibilidade e resistência à fratura. Tais conceitos proporcionaram a instrumentação automatizada, que por intermédio de estudos, autores comprovam sua eficiência no que diz respeito à modelagem, sua segurança ao diminuir o risco de acidentes iatrogênicos, como também redução do tempo operacional e, por essa razão, maior conforto para o profissional e também para o paciente (Gambarini, 2001; Lloyd, 2005; Machado, 2007; Leonardo, 2005).

Essas propriedades permitiram a fabricação de instrumentos com conicidades maiores que 0.02 convencionalmente utilizadas em instrumentos manuais, havendo uma mudança da técnica de instrumentação empregada. Conseqüentemente, a função desse aumento de taper facilitou a obtenção de uma conicidade regular e aumentada do conduto radicular, com menores diâmetros em direção à região apical, possibilitando uma melhor irrigação e melhor adaptação do material obturador (Bergmans et al., 2003; Schäfer & Vlassis, 2004; Machado, 2007).

Uma vez que a flexibilidade é inversamente relacionada à dimensão do instrumento (determinada pelo tip e taper), os instrumentos rotatórios de NiTi podem apresentar certa rigidez. Por esta razão diferentes geometrias são aplicadas nesses instrumentos, mudanças nas secções transversais e no design são observadas com a finalidade de associar maior flexibilidade com alta conicidade (Xu et al., 2006; Hayashi et al., 2007).

Ao considerar o objetivo de avaliar diferentes instrumentos rotatórios, é nítida a importância de ressaltar o treinamento prévio do profissional executante, pois de nada adianta soluções tecnológicas se não saber usá-las adequada e racionalmente, até mesmo aqueles profissionais com competente treinamento devem conhecer suas limitações e acima de tudo não esquecer os princípios biológicos indispensáveis para um tratamento endodôntico de sucesso.

Há de entender que o grau de treinamento do profissional executante interfere diretamente no controle da cinemática da instrumentação rotatória, refletindo na incidência de complicações e acidentes, principalmente em canais curvos.

Sattapan et al. (2000) relataram que as deformações observadas nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, estão associadas muito mais ao modo de como as limas são utilizadas, do que especificamente ao número de usos durante a instrumentação de canais radiculares.

A cinemática de recuo e avanço progressivo realizada incorretamente pode originar o travamento da lima e em seguida a fratura torsional (Li et al., 2002; Bahia & Bueno, 2005; Lopes et al., 2010). Aliás, três fatores são consideráveis pelo profissional: controle de torque, sistema de auto reverso e controle de velocidade que auxiliam o trabalho do profissional minimizando situações de insucessos no tratamento de canal.

Assim como, a manobra de executar um pré alargamento do canal radicular com limas manuais de diminuto calibre, associadas a brocas Gates-Glidden ou limas rotatórias, recomendadas para o alargamento do terço cervical, é essencial para reduzir o atrito da superfície do instrumento rotatório com as paredes do canal. Com isto reduz o estresse por torção visto que o diâmetro do canal não será menor que o diâmetro da ponta do instrumento (Berutti et al., 2003; Schafer et. al., 2006).

Convém esclarecer que as limas manuais de aço inoxidável são importantes na exploração inicial, com a finalidade de demarcar o caminho do canal radicular a ser inicialmente percorrido pelo primeiro instrumento rotatório da série. As limas manuais apresentam algumas características, como boa resistência à fratura, não oxidam, permitem a fabricação por usinagem ou torção e conferem certa flexibilidade, notadamente àquelas de numeração menor.

Outra causa que pode levar o instrumento a fraturar-se ao girar no interior do canal é o estresse por flexão, responsável pela fratura por fadiga cíclica.

A fratura flexural, também denominada como fratura por fadiga cíclica, é o tipo predominante de fratura que ocorre nos instrumentos rotatórios de NiTi, afirmam Parashos et al. (2004) e Wei et al. (2007), baseados em seus resultados que mostram uma prevalência maior desse tipo de fratura quando comparada com o tipo de fratura torsional.

O uso clínico prolongado e contínuo, principalmente em canais curvos, está entre os principais fatores que levam à fadiga cíclica (Al-Fouzan, 2003; Pessoa, 2003; Bahia & Buono, 2005; Troian et al., 2006). Por esta razão sugere-se utilizar movimentos de vaivém e evitar que o instrumento fique girando em um mesmo ponto.

Vale ressaltar que o estresse de flexão depende também do raio de curvatura,

já que o menor raio de curvatura determina maior fadiga cíclica (Pruett et al., 1997; Gambarini, 2001). Por isso é importante realizar o alargamento do terço cervical da raiz e a seleção clínica antecipada do instrumento que consiga girar nessa curvatura de forma segura.

A dinâmica da ocorrência da fratura por fadiga cíclica é corroborada por vários autores que afirmam que as forças de tração e compressão, na área da curvatura do canal radicular, constituem a forma mais destrutiva de carregamento cíclico e consequente fratura (Lopes & Siqueira, 2010). Nesse contexto, a área do instrumento que sofre flexão e deflexão alternadas devido às repetições cíclicas, iniciam-se trincas que se propagam até a separação do instrumento. Muitas vezes essas alterações micro estruturais não podem ser visualizadas dificultando a prevenção de fraturas. Cabe ressaltar a importância de orientar o profissional na visualização com lupa de aumento a superfície dos instrumentos depois do uso, para evitar seu descarte antecipado, assim como, a importância dos trabalhos na tentativa de estabelecer critérios bem fundamentados para no descarte dos instrumentos.

Fica claro que uma adequada intervenção endodôntica exige o conhecimento detalhado da configuração interna do dente, contudo, o estudo detalhado da cavidade pulpar de cada elemento dentário, seus aspectos normais, bem como as variações anatômicas mais frequentes, é de extrema importância. Cabe ressaltar que em um mesmo indivíduo não existem dois dentes iguais, considerando-se entre outros fatores, comprimento, largura, bem como dimensões coronárias e radiculares, morfologia externa e interna, número e trajeto dos canais e inclinações dentárias nas arcadas.

De tal sorte que, o preparo químico-cirúrgico do canal radicular com limas

rotatórias de NiTi na atualidade é muito divulgado entre os especialistas em endodontia e, cada vez mais, está se popularizando entre os clínicos gerais e alunos de graduação. As vantagens apresentadas por este sistema são indiscutíveis, entretanto, como em qualquer tecnologia, há riscos. Sendo assim, a ocorrência de fratura de instrumentos no interior do canal é uma realidade podendo inclusive distorcer o prognóstico do tratamento endodôntico. Na maior parte das vezes a fratura incide no terço apical do canal radicular onde parte da lima é de difícil remoção, o que impede limpeza adequada do sistema de canais e posterior obturação. Embora diferentes técnicas de remoção de fragmentos que foram quebrados no interior do canal radicular são propostas em livros e periódicos, sua prática é dificultosa.

Aliás, a compreensão dos fatores que levam à fratura de instrumentos rotatórios constitui condição essencial para a prevenção desse tipo de imprevisto, uma vez que, leva o profissional a ter precaução e zelo pelas técnicas de preparo do canal radicular de forma mais consciente.

Em resumo um dos fatores importantes a serem considerados para o sucesso do tratamento endodôntico é a cinemática de uso, velocidade de torção, configuração anatômica dos canais, design do instrumento, número de usos e experiência do profissional.

Motivou nesta investigação, avaliar a capacidade de corte de dois tipos de instrumentos de níquel-titânio sendo uma lima F1 do Sistema ProTaper Universal® e, outra, Profile Vortex® #25 .06 bem como a resistência à fadiga cíclica antes e após cinco usos destes mesmos instrumentos.

Dessa forma foram selecionados instrumentos sem uso valendo-se da Microscopia Eletrônica de Varredura (Apêndices B e C) com vistas a analisar a

superfície de corte tanto na ponta como a cinco milímetros da ponta para verificar possíveis deformações em ambos os instrumentos. Observou-se que tais superfícies de ambos os instrumentos não apresentavam deformações, trincas ou defeitos de fabricação e, portanto, a escolha recaiu sobre esses instrumentos para o uso nos canais simulados e ensaio dinâmico.

Procurou-se pesquisar a inter-relação capacidade de corte e número de usos e, a resistência dos instrumentos com relação ao estresse flexural buscando observar o grau de curvatura do canal radicular o qual foi preparado e a incidência de fratura destes dois tipos de instrumentos que passaram por diferentes processos de fabricação.

Para mais, realizou-se esta comparação para conhecer o quanto estes instrumentos removem do interior do canal valendo-se como substrato a resina fenólica. Aliás, a escolha desse substrato foi fundamentada em modelo já realizado em algumas pesquisas (Morrison et al., 1989; Borges, 2005; Alkmin et al., 2007; Gonçalves, 2007; Sakane, 2007; Medeiros et al., 2008; Alves-Claro et al., 2008; Arantes, 2010; Medeiros et al., 2009; Salum et al. 2010; Reis et al., 2011). A utilização da resina fenólica justifica-se em função da dificuldade de localizar dentes humanos, como também, encontra-los com dureza homogênea na superfície dentinária e pela impossibilidade de conferir grau de curvatura igual em todos os canais radiculares de dentes extraídos. Além do mais, a dureza Vickers encontrada na superfície dos blocos de canais simulados é muito próxima da dureza da dentina humana (Claro, 2004).

Além disso, o autor acima referido, baseado nas propriedades descritas, aconselha a resina fenólica para confecção de blocos com canais simulados do que resulta material com dureza homogênea, similaridade com osso bovino úmido, baixa

higroscopia, boa estabilidade dimensional, baixo custo de preparação, reprodutibilidade controlável na preparação das amostras, além de apresentar perda de peso em resposta ao ciclo de limagem requisitos estes imprescindíveis na escolha deste material, para preparação do canal radicular.

O apêndice A revela os pesos iniciais e finais das amostras, em gramas antes e depois da instrumentação mecanizada. Esclareça-se que os pesos iniciais explicitados nesta tabela foram marcados após a penetração sequencial das brocas Gates-Glidden números 1, 2 e 3 seguido do uso de lima tipo Flexofile de números 15 a 25 em todo seu comprimento, a fim de alargar o canal radicular de modo a facilitar o uso dos instrumentos estudados.

A dilatação prévia do terço cervical do canal radicular, também chamada de desgaste anticurvatura, permite que os instrumentos usados posteriormente na preparação apical tenham acesso em linha reta e fiquem submetidos a estresse mínimo, de forma tal que diminuam seu esforço de corte e possibilidade de parafusamento, facilita a penetração da lima no seu comprimento de trabalho evitando um acúmulo de material removido no canal radicular tanto nas paredes como na região apical o que resulta em um canal radicular mais ampliado e, além disso, retira as interferências cervicais e coronárias, o que facilita o preparo do canal radicular especialmente para o instrumento rotatório que incorpora no instrumento conicidade maior comparada com o padrão 2% proposto pela ISO (Shäfer & Vlassis, 2004).

Ainda com relação à mencionada tabela 1 verifica-se diferença dos pesos iniciais e finais em gramas. Para ambos os instrumentos, apesar de diferenças quantitativas anotadas dos pesos dos blocos antes e depois do uso de cada instrumento isoladamente, não ocorreu diferença estatisticamente significativa ao

nível de 5%, o que quer dizer que a proporção de amostras em relação à grandeza remoção relativa ao preparo do canal radicular de cada instrumento antes e após uso não difere entre si, conforme atestam as tabelas 1 e 2.

Tal acontecimento acima descrito deve-se provavelmente o pouco uso dos instrumentos de ambos os grupos, uma vez que, em cada bloco de resina fenólica foi utilizado apenas um instrumento considerando ainda que, a cada cinco blocos o instrumento foi utilizado cinco vezes.

A cada uso do instrumento em um bloco há que se considerar a perda da capacidade de corte em função de um uso. Deste modo, o mesmo instrumento foi usado em cinco blocos, totalizando cinco ciclos de uso. Claro está que a capacidade de corte do instrumento vai diminuindo na medida em que se completa cada ciclo de uso e, portanto, justificam-se a pequena diferença de peso entre os blocos antes e após o uso dos instrumentos e sem significado estatístico.

Reconhece-se ainda que a variação dos movimentos executados durante a manobra de preparação do canal radicular com o instrumento rotatório possa significar que durante o preparo do canal execute-se maior e menor pressão sobre o instrumento, obtendo assim mais ou menos desgaste de material com valores diferentes de remoção. Tais indicadores podem ser observados no apêndice A.

Julga-se que o mesmo operador apesar de ser especialista em Endodontia e com vasta experiência em sistemas rotatórios é passível de lidar com essas variações, de forma que possa amenizar variações de rendimento e propiciar maior eficiência no que diz respeito ao desgaste.

A este fato, é válido ressaltar que o operador percebe-se tal variação de rendimento a cada troca de instrumento e também em relação aos dois instrumentos testados, ou seja, no instrumento F1 pertencente ao sistema Protaper, na qual

operou em velocidade de 350rpm, notou-se a necessidade de maior força apical, enquanto que o instrumento Profile Vortex, rotacionado em uma velocidade de 500rpm, tal força não foi necessária.

Por outro lado, quando se compara os dois instrumentos observou-se diferença estatisticamente significativa ( $P_{\text{valor}} < 0,05$ ) no que condiz a capacidade de corte após o uso, sendo o instrumento Profile Vortex superior ao instrumento ProTaper. Isto significa que a média das diferenças dos pesos dos blocos foi maior quando usou a lima Profile Vortex de acordo com a tabela 3.

A capacidade de corte de instrumentos endodônticos é uma complexa inter-relação de diferentes parâmetros, tais como, secção transversal, ângulo helicoidal, propriedades metalúrgicas e tratamento de superfície dos instrumentos (Hülsmann et al., 2005).

Schäfer & Oitzinger (2008) mostraram que o desenho da secção transversal parece ser um parâmetro decisivo sobre a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi.

Na realidade julga-se que não obstante, ambos os instrumentos apresentam secção transversal triangular que lhes conferem ângulo de corte negativo, com ausência de guia radial. Entende-se que o instrumento Vortex removeu mais material das amostras, pois, trata-se de um instrumento mais flexível causando assim maior contatção de suas espiras e lâminas de corte com as paredes do canal, fato corroborado por Bonaccorso et al. (2009) que afirmaram que a eficiência de corte de um instrumento está diretamente relacionada à sua flexibilidade.

Outra variável que pode determinar a eficiência de corte do instrumento é a velocidade de rotação (rpm). A lima Profile Vortex foi introduzida para trabalhar em uma velocidade de rotação maior (500rpm, em comparação com o convencional

300rpm), em razão do tratamento térmico que ela recebe, que segundo o fabricante a torna mais flexível e com maior resistência à fratura (Berendt, 2007; Peters & Peters, 2011).

Diante do exposto, justifica-se a diferença significativa dos instrumentos em relação à eficiência de corte, pois se a lima Profile Vortex operou em uma velocidade maior que a lima Protaper, ela completou mais ciclos dentro do canal simulado, explicando assim o maior desgaste do material. No entanto, diferentes razões existem para manter baixa a velocidade com instrumentos rotatórios NiTi, a exemplo 300rpm, o que inclui mais tempo de vida útil (Hüllsman et al., 2005) e menor incidência de travamento dentro do canal (Yared et al. 2001). Além do mais, alguns estudiosos observam que trabalhar com velocidade alta pode ser tendioso em gerar deformações nas espiras dos instrumentos de NiTi (Yared, 2004).

Em contrapartida, pesquisa recente defende o aumento da velocidade de trabalho com instrumentos Profile Vortex, baseado na hipótese de que uma eficiência de corte mais alta compensaria essas desvantagens (Gao et al., 2010).

A uniformização da tomada dos pesos dos blocos em função da secagem destes tanto antes como após o preparo do canal foi uma particularidade importante na verificação da grandeza remoção de material com os dois tipos de instrumentos.

Deste modo, procedeu-se a desidratação em estufa antes da pesagem dos blocos e isto representou uma acertada padronização do peso das amostras. O bloco desidratado permite que se remova excesso de líquido na luz do canal radicular fato esse que não ocorre com o uso de cone de papel absorvente na superfície interna do bloco. Visto que o mesmo não ocorre quando se realiza a pesagem logo após a secagem interna do conduto com bomba a vácuo e cones de papel absorvente e a secagem externa do bloco com papel filtro.

Calcula-se que a estufa utilizada para essa finalidade é regulada a 100 °C por um período de duas horas, cumpriu com este objetivo conforme apontam Sakane (2007), Gonçalves (2007), Alves-Claro et al. (2008) e Reis et al. (2011) ao pesarem blocos de canais simulados desidratados. Sendo assim, a capacidade de corte dos instrumentos e a remoção do material do interior do canal radicular simulado em termos de limpeza do conduto resultam em um procedimento real, ou seja, tanto a pesagem antes do preparo do canal, como a pesagem posterior ao preparo dos dois grupos expressa de modo convincente o efeito da remoção quantitativa da instrumentação.

Neste particular, Figueiredo (2011) assegura que a presença de líquidos no interior dos canais radiculares após a irrigação e aspiração bem como a umidade se faz presente mesmo após a secagem com cones de papel absorvente. O desaparecimento desta umidade em menor espaço de tempo se faz em estufa e esta remoção fornece valores em termos de peso que se aproximam mais da realidade nos procedimentos que seguem a intervenção endodôntica.

Ao confrontar os resultados apontados na tabela 4 entre as limas Profile Vortex e ProTaper sem uso no que respeita ao número de ciclos à fratura, constatou-se que em média foram necessários 195 ciclos até a ocorrência de fratura das limas Profile Vortex contra 94 ciclos até ocorrer à fratura das limas ProTaper, havendo significado estatístico ( $P_{\text{valor}} < 0,05$ ).

Isto significa que o instrumento Profile Vortex sem uso possui maior resistência à fadiga cíclica do que o instrumento ProTaper também sem uso. Este resultado corrobora com outros estudos acerca do instrumento Profile Vortex (Gao et al., 2010; Peters & Peters, 2011; Bardsley, 2011; Gao et al., 2012), que associam a alta resistência à fadiga cíclica pela metalurgia aplicada.

Geralmente, a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios é determinada pelo desenho geométrico, condição da superfície e microestrutura (Gao et al., 2010). Neste estudo, o desenho geométrico e acabamento de superfície dos instrumentos avaliados foram basicamente os mesmos. Portanto, a fadiga cíclica superior do instrumento Profile Vortex foi atribuída à microestrutura, afetada pela composição química e pela técnica de fabricação, originando assim, a liga de NiTi M-Wire.

De acordo com um recente estudo sobre a caracterização metalúrgica do M-Wire conduzido por Alapati et al. (2009), essa liga contém uma composição específica formada pelas fases martensita, fase-R e austenita. No entanto, uma questão pertinente é como a característica atribuída à superior resistência à fadiga cíclica poderia se beneficiar dessa microestrutura multifásica complexa em comparação com a microestrutura austenita dominante contida na liga de NiTi convencional.

Para a maioria dos metais e ligas, a vida total em fadiga consiste em duas etapas: (i) iniciação de microfissuras que formam trincas e começam crescer preferencialmente ao longo de planos cristalográficos específicos seguido (ii) da propagação dessas fissuras onde crescem continuamente até a fratura final.

Com base nas investigações de Gao et al. (2010), os instrumentos M-Wire, mostraram tempo superior quanto ao início da formação de trincas em comparação com os instrumentos convencionais. Isto pode ser explicado pela melhor capacidade de reorientação dos variantes martensíticos, devido à menor simetria da estrutura cristalina monoclinica da martensita do que a estrutura cristalina cúbica de austenita.

Juntamente com o mecanismo de transição da fase austenita-martensita (fase-R), a reorientação dos variantes martensíticos é favorável e proporciona melhor

acomodação durante a deformação flexural em fadiga durante a rotação e de forma eficaz reduz a acumulação de defeitos microestruturais, tais como irregularidades de superfície ou núcleos vazios, que servem como propagadores de trinca. Além disso, uma microestrutura híbrida com certa proporção de martensita também é mais suscetível de ter resistência à propagação de trincas do que uma microestrutura totalmente austenítica.

De acordo com McKelvey & Ritchie (2010), outro fator que explica a liga de NiTi M-Wire possuir maior resistência à fadiga, é o fato da propagação de trincas na estrutura austenítica sob fadiga, ocorrer em uma velocidade mais rápida do que na estrutura martensita, quando aplicados o mesmo nível de tensão. Isto é geralmente explicado por uma contração de pequeno volume ( $\pm 0,5\%$ ) durante a fase de transformação austenita para martensita que tem um efeito deletério sobre a resistência à fadiga por aumentar a intensidade do estresse no local da trinca.

Neste particular é possível, valendo-se da Microscopia Eletrônica de Varredura, classificar as características estruturais dos instrumentos fraturados. As fraturas do tipo dúctil apresentam superfície irregular com micro cavidades de formatos hemisféricos, enquanto as fraturas do tipo frágil apresentam morfologia de superfície lisa e brilhante (Lopes & Siqueira 2010).

Ao analisar a superfície de fratura dos instrumentos avaliados nesta presente investigação (Apêndices D e E) constatou-se presença de sinais do tipo dúctil, fato este confirmado por outros autores ao afirmarem que a superfície fraturada dos instrumentos de NiTi apresentam sinais do tipo dúctil (Lopes & Siqueira 2010; Gao et al., 2010).

Ao conferir os resultados observados na tabela 6 entre as limas Profile Vortex e ProTaper sem uso no que respeita ao tempo em segundos até a ocorrência da

fratura, verificou-se que na média o tempo foi maior para limas Profile Vortex (827 segundos) em relação ao instrumento ProTaper (398 segundos) com significado estatístico ( $P_{\text{valor}} < 0,05$ ).

Esses resultados são justificados com os estudos direcionados a liga de NiTi M-Wire explicitados acima. A ocorrência do significado estatístico com ligas diferentes rotacionadas em diferentes velocidades, 500rpm aplicada à Profile Vortex e 350rpm à ProTaper, sugere que o M-Wire prolonga a resistência à fadiga dos instrumentos Profile Vortex, permitindo que estes sejam operados em uma velocidade maior.

Blum et. al. (1999) são concisos em afirmar que a ponta do instrumento é a região que sofre maior estresse mecânico. Essa assertiva torna-se creditada ao observar que neste trabalho as fraturas ocorreram em média a 5mm da ponta do instrumento. Observou-se que em média o comprimento da porção fraturada dos instrumentos Profile Vortex foi maior do que os instrumentos ProTaper, considerando os grupos sem uso e após cinco usos, havendo significado estatístico ( $P_{\text{valor}} < 0,05$ ), conforme mostrado nas tabelas 6 e 19.

Por outro lado, reconhece-se na tabela 14 que a porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas Profile Vortex sem uso e quinto uso, bem como na tabela 15 a porção do instrumento fraturado em milímetros entre as limas ProTaper sem uso e quinto uso, apresentaram-se igualdades de comportamentos embora diferentes do ponto de vista numérico e não mostraram diferença estatisticamente significativa ( $P_{\text{valor}} > 0,05$ ).

Entende-se com estes resultados que os instrumentos Profile Vortex quando comparados com as limas ProTaper que se romperam a uma distância menor da ponta, possuem uma haste de trabalho mais flexível, mesmo ao longo da sua parte

ativa onde a conicidade aumenta à medida que caminha do D0 para o D16.

Aliás, como colocado acima, a flexibilidade é inversamente relacionada à dimensão do instrumento (Xu et al., 2006; Hayashi et al., 2007). Alguns autores acreditam que os instrumentos submetidos à fadiga cíclica têm a sua resistência à fratura inversamente proporcional ao seu calibre e conicidade, isto é, limas de maior diâmetro sofrem maior estresse na região de curvatura máxima, ocorrendo maior risco de ruptura (Haikel et al., 1999; Ullmann & Peters, 2005). Diante dessa assertiva, os instrumentos avaliados nesse estudo mantêm os mesmos padrões de conicidade na região da parte ativa, que sofreram a deflexão. Ou seja, os instrumentos Profile Vortex 25 .06 apresentam conicidade no D0 igual a .25, D1 .31, D2 .37, D3 .49 e D5 .55, enquanto que os instrumentos Protaper F1, mantêm conicidade parecida no D0 .20, D1 .27, D2 .34, D3 .41, D4 .48, chegando a ser semelhante no D5 .55, desse modo elimina-se qualquer interferência em relação à resistência do instrumento devido a conicidade atribuída a este.

Relativamente ao número de ciclos até a ocorrência da fratura entre os instrumentos após o quinto uso, a tabela 7 aponta que em média 157,8 números de ciclos pertenciam às limas Profile Vortex e, em torno de 82,5 números de ciclos foram necessários para as limas ProTaper, computando dados estatisticamente significantes ( $P_{valor} < 0,05$ ).

De fato os instrumentos usados cinco vezes sofrem mais estresse e tornam-se menos resistentes à fratura do que aqueles que não foram usados (Tabela 4).

Em termos comparativos ao avaliar o número de ciclos dos instrumentos sem uso percebe-se que em média cerca de 195 ciclos foram necessários até a ocorrência de fratura das limas Profile Vortex contra 94 números de ciclos a fratura das limas ProTaper, enquanto as limas utilizadas em cinco usos em média cerca de

157,8 eram limas Vortex e em média 82,5 número de ciclos foram necessários para fratura das limas ProTaper.

Do mesmo modo, a média do tempo em segundos até a ocorrência da fratura após cinco usos, assinalado pela tabela 8, foi maior para lima Profile Vortex quando se compara com a lima ProTaper, igualmente com significado estatístico ( $P_{\text{valor}} < 0,05$ ).

Isto significa que do ponto de vista prático, o tempo até a fratura foi maior no instrumento Profile Vortex do que da lima ProTaper, ambos utilizados por cinco vezes no canal simulado, o que denota maior resistência à fratura de uma lima sobre a outra. Agora, quando se compara estes valores obtidos com aqueles da tabela 5, observa-se que a média de tempo em segundos necessária à fratura dos dois instrumentos foi maior quando estes não foram utilizados, ou seja, 827 segundos para a lima Profile Vortex em zero uso contra 689 segundos em cinco usos, enquanto que as limas ProTaper exibiram médias de tempo não tão discrepantes em zero uso (398) contra cinco usos (358).

Existem estudos e diferentes raciocínios sobre a influência do número de vezes que um único instrumento pode ser utilizado com segurança. Alguns autores concluem que os instrumentos rotatórios de níquel-titânio podem ser seguramente usados até dez vezes (Peters & Barbakow, 2002; Yared, 2004), outros até seis vezes (Alapati et al., 2003), até cinco (Sakane, 2007; Gonçalves 2007; Medeiros et al., 2008; Arantes, 2010), quatro (Yared et al., 2000) e três (Svec & Powers, 2000; Pessoa, 2003).

No que concerne ao número de usos, analisado pelo teste estatístico, os resultados desse atual trabalho concordam com os achados de Brisighello (2008), demonstrando que o número de usos não interferiu na resistência à fadiga cíclica

dos instrumentos de NiTi. Segundo Kawakami (2007) e Haddad Filho et al. (2011), um resultado diferente poderia ser encontrado caso os instrumentos fossem utilizados pelo menos por sete vezes.

Para mais, as tabelas 10 e 11 constata-se o comento acima, uma vez que, ao analisar os instrumentos Profile Vortex separadamente dos instrumentos Protaper, considerando os grupos sem uso como também aqueles que sofreram os cinco ciclos de usos, os dois instrumentos apresentaram numericamente médias de ciclos diferentes, no entanto não ocorreram diferenças estatisticamente significantes ( $P_{valor} > 0,05$ ).

O mesmo ocorre ao confrontar as tabelas 12 e 13, no que concerne aos valores do tempo em segundos. Verifica-se que os valores decorridos até a fratura dos instrumentos Profile Vortex, nas duas condições (sem uso e cinco usos) portaram-se de modo igual, portanto sem significado estatístico ( $P_{valor} > 0,05$ ), da mesma maneira elucidaram as limas ProTaper sem uso e no quinto uso, embora as médias de tempo foram menores do que as limas Profile Vortex, os resultados demonstraram igualdade entre as duas condições, ou seja, não houve diferença estatisticamente significativa ( $P_{valor} > 0,05$ ).

Não causou surpresa este acontecimento, porquanto, o instrumento Profile Vortex graças o tratamento metalurgico é mais resistente à fadiga.

Aliás, não há dúvida que o tratamento térmico dado à liga durante a fabricação dos instrumentos Profile Vortex é determinante para a vida útil do instrumento fato este constatado nesta investigação ao confrontar os resultados obtidos, mostrando em média 827 segundos o tempo necessário até a ocorrência da fratura do instrumento sem uso e, para o instrumento usado cinco vezes tal média de tempo foi de 689 segundos.

De fato os instrumentos ProTaper por não sofrerem tratamento térmico eram de se esperar tempos menores até a fratura, pois, tratam-se de instrumentos menos resistentes a fadiga e, portanto, mais fáceis de fraturarem e em tempos menores.

A metodologia empregada neste estudo foi à mesma utilizada por Bahia & Buono (2005), Gavini (2006) e Brisighello (2008) permitindo a rotação livre do instrumento e a padronização da curvatura do canal simulado, assim como do ensaio, que é totalmente dinâmico por reproduzir o movimento de pecking. O canal artificial foi confeccionado a partir de uma peça de aço inoxidável temperada e usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajustou a um cilindro guia, de 25mm de comprimento e feito do mesmo material, com um ângulo de curvatura de 45º e raio de 5mm.

Dentro das diversas interfaces que devem ser consideradas na utilização da instrumentação rotatória, encontra-se o torque, que não pode ultrapassar o limite de elasticidade da lima (Sattapan et al., 2000). O instrumento usado com alto torque torna-se agressivo aumentando a chance de travamento e conseqüentemente fratura. Já um instrumento usado com torque baixo reduz sua eficiência de corte, dificultando sua progressão gradual para dentro do canal radicular. O operador tem a necessidade de aplicar uma força maior no sentido apical, podendo levar ao travamento e por seguinte fratura do instrumento.

A escolha do torque de 2,0Ncm teve como fundamento a orientação recomendada pelos fabricantes e também os achados científicos que indicam ser esse valor o mais seguro durante a modelagem dos canais (Gambarini, 2001; Paqué et al., 2005; Varela-Patinõ et al., 2010).

Associando os resultados desse estudo com os achados de outros trabalhos aqui revisados, é importante ressaltar que o bom senso deve prevalecer ao

interpretar os resultados de qualquer estudo *in vitro*, pois sabemos que durante o uso clínico, é impossível controlar, com segurança, o número de ciclos de um instrumento no interior do canal radicular. Da mesma forma, nem sempre é possível determinar a intensidade de tensões aplicadas ao instrumento na região de máxima curvatura do canal. Porém, a prevenção da fratura por fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi pode ser alcançada adotando-se procedimentos simples, tais como, evitar que os instrumentos, principalmente de maiores calibres, permaneçam por tempo prolongado girando em canais curvos. Como foi visto no trabalho, esta situação pode ser amenizada adotando-se instrumentos que passaram por novos métodos de fabricação, com a finalidade de aumentar a flexibilidade e por conseguinte resistência à fratura, aplicados em um movimento mais rápido de penetração e retirada durante o preparo biomecânico de canais radiculares curvos.

## 7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Os instrumentos Profile Vortex<sup>®</sup> apresentaram maior capacidade de corte, completaram maior número de ciclos e levaram mais tempo para fraturar comparados aos instrumentos ProTaper<sup>®</sup>;
- A porção do instrumento fraturado em milímetros foi maior para as limas Profile Vortex<sup>®</sup>;
- De acordo com as fotomicrografias após o rompimento das limas, as fraturas foram classificadas como do tipo dúctil.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

1. Javaheri HH, Javaheri GH. A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation. *J Endod* 2007;**33**:284-6.
2. Brissighello LC. Resistência à fadiga flexural dos sistemas rotatórios k3 e endosequence em razão do uso. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.
3. Yared GM, Kulkarni GK. Accuracy of the DTC torque control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2004 Jun;**37**(6):399-402.
4. Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos . *Rev Paul Odontol* 2000;**22**:4-9.
5. Otubo J, Mei PR, Koshimizu S. Materiais com efeito memória de forma, características principais e possíveis aplicações. In: 14° Brazilian Congress of Mechanical Engineering; 1997; Congresso Brasileiro de Educação Médica; 1997. Bauru; Abstract; 1997. 1 CD- Room.
6. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;**34**:1406–9.
7. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Effects of Raw Material and Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of ProFile Vortex Rotary Instruments. *J Endod* 2010;**36**:1205–1209.
8. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 1974;**18**:269–96.
9. Cohen SJ, Burns RC. Caminhos da polpa. 7a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.838 p.
10. Machado MEL. Endodontia: da Biologia à Técnica. São Paulo: Livraria Santos; 2007. 484p.
11. Melton KN. Ni-Ti based shape memory alloys. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann; 1990. 419p.

<sup>1</sup> Referências elaboradas de acordo com o modelo Vancouver

## Referências

---

12. Auricchio F, Taylor R, Lubliner J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer methods in applied mechanics and engineering* 1997;146:281-312.
13. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
14. Buchler WJ, Wang F. Effect of low temperature phase on the mechanical properties of alloy near composition NiTi. *J Appl Physiol* 1963;34:1475.
15. Civjan S, Huget EF, Desimon LB. Potential applications of certain nickel titanium (Nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975; 54: 89-96.
16. Reis WP, Elias CN. Ligas de NiTi com superelasticidade e memória de forma. *Rev Bra Odontol* 2001;58(5):300-304.
17. Otsuka K, Wayman CM. *Shape memory materials*. Cambridge: Cambridge Univ. Press; 1998. 284p.
18. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27:516–20.
19. Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. *Am J Orthod and Dentof Orthop* 2003;124:387-94.
20. Bahia MGA. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos ProFile [tese doutorado]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais; 2004.
21. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39:119–26.
22. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346–51.

*Referências*

---

23. Gambarini G. The K3 rotary nickel-titanium instrument system. *Endodontics Topics* 2005;10:179-82.
  
24. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 2001;27:299-303.
  
25. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending Properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96:757–63.
  
26. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens J, Wevers M, Van Meerbeek B. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:288-95.
  
27. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2004;37:229-38.
  
28. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod* 2006;32:372-5.
  
29. Leonardo MR. *Endodontia: tratamento de canais radiculares: princípios técnicos e biológicos*. São Paulo: Artes Médicas; 2005.1491p.
  
30. Lloyd A. Root canal instrumentation with ProFile instruments. *Endod Top* 2005;10:151-4.
  
31. Yoshimine Y, Ono M, Akamine A. The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated s-shaped canals. *J Endod* 2005;31:373-375.
  
32. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of Rotary two instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2006;39(3):196-202.
  
33. Gonçalves EMB. *Análise da capacidade de corte e deformação das limas K3 e RT Densell*. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2007.

*Referências*

---

34. Medeiros JMF, Zollner NA, Carvalho PL, Alves APR, Clemente RGP. Capacidad de corte de la lima Flexofile en canales simulados. *Rev Cubana Estomatol* 2008;45(1):1-2.
35. Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of Nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J Endod* 2008 May;34(5):606-610.
36. Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2008;34:198–200.
37. Haddad Filho MS, Habitante SM, Rosa LCL, Salum G, Almeida ETDC, Medeiros JMF. Perda de corte da lima ProTaper quanto a esterilização e número de uso. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo* 2011;22(3):228-37.
38. Reis PRB, Lage-Marques JL, Habitante SM, Rosa LCL, Medeiros JMF. Avaliação in vitro da capacidade de corte e deformação de limas rotatórias de níquel-titânio. *Clipe Odonto* 2011;3(1):19-27.
39. Claro FAE. Avaliação do desempenho de limas endodônticas de níquel-titânio após tratamento de superfície [Dissertação de Mestrado]. Taubaté, SP: Universidade de Taubaté, Departamento de Engenharia Mecânica, 2004. 108p.
40. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;34(4):661-670.
41. Medeiros JMF, Rodrigues GA, Santos ACM, Rosa LCL, Carvalho PL, Nohara EL. Determinação do comprimento e grau de curvatura em canais radiculares curvos simulados coneccionados em blocos de resina fenólica. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo* 2009;21(3):202-11.
42. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. *Rev Paul Odontol* 2000;12(4):4-9.
43. Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. *Fundamentos teóricos e práticos. Rev Bras Odontol* 2001; 58:207-10.
44. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotaty files. *J Endod* 2000;26(2):68-71.

*Referências*

---

45. Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod* 2001;27(2):93-5.
46. 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.
47. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003; 36: 262-6.
48. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod* 2007;33(12):1469-72.
49. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27:772-4.
50. Pessoa OF. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em razão do uso [Tese de Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2003.
51. Yared G, Kulkarni GK. In vitro study of the torsional properties of a new and used Rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Ora Radiol Endod* 2003;96(4):466-71.
52. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used Profile nickel-titanium Rotary files. *J Endod* 2004;30(6):410-2.
53. File D, Gambarini G, Brito LR. Cyclic fatigue testing of ProTaper Ni-Ti rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(2):251-256.
54. Schrader TP, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod* 2005;31(2):120-3.
55. Clauder T, Baumann MA. ProTaper NT system. *Dent Clin North Am* 2004;48:87-111.
56. Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endod Top* 2005;10:187-90.

*Referências*

---

57. Câmara AS. Avaliação das alterações geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi do sistema ProTaper para o sistema ProTaper Universal e efeito destas para a flexibilidade e a resistência torcional [Tese de doutorado]. Araraquara-São Paulo: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia; 2008.
58. Bonetti Filho I. Sistema ProTaper. In: Leonardo MR, Leonardo RT. Endodontia: conceito biológico e recursos tecnológicos. São Paulo: Artes Médicas; 2009. p.315-344.
59. West J. Progressive taper technology: rationale and clinical technique for the new ProTaper universal system. Dent Today 2006;25(12):64-69.
60. Wolcott S, Wolcott J, Ishley D, Kenndy W, Johnson S, Minnich S, et al. Separation incidence of ProTaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. J Endod 2006;32(12):1139-1141.
61. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. J Endod 2007;33(3):276-79.
62. Kitchens GG Jr, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium Rotary instruments. J Endod 2007;33(1):52-4.
63. Prado MAR. Influência da conicidade no comportamento mecânico de instrumentos de níquel-titânio. [Tese de Doutorado]. Rio de Janeiro: Universidade do Rio de Janeiro, Programa de Pós – Graduação em Odontologia, 2008.
64. Inan U, Gonulol N. Deformation and Fracture of Mtwo Rotary Nickel-Titanium Instruments After Clinical Use. J Endod 2009;35:1396-1399.
65. Inan U, Aydin C, Uzun O, Topuz O, Alacam T. Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper instruments: an atomic force microscopy study. J Endod 2007;33:1334-7.
66. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, Almeida RA, Neves MS. Cyclic Fatigue of Protaper Instruments. J Endod 2007;33(1):55-7.
67. Kosti E, Zinelis S, Molyvdas I, Lambrianidis T. Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary NiTi endodontic instruments. Int Endod J 2011; 44(10):917-25.

*Referências*

---

68. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(7):1013-6.
69. Lee MH, Versluis A, Kim B-M, Lee C-J, Hur B, Kim H-C. Correlation between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stress Analysis for Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* 2011;37(8):1152-57.
70. Lopes HP, Chiesa WMM, Correia NR, Navegante NCS, Elias CN, Moreira E JL. 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(6):792-96.
71. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33:1212-1216.
72. Herold KS, Johnson RB, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile Nickel-Titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 2007;33:712-714.
73. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of Electropolishing ProFile Nickel-Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *J Endod* 2008;34(2):190-93.
74. Chianello G, Specian V, Hardt L, Raldi DP, Lage-Marques JL, Habitante SM. Surface Finishing of unused rotary endodontic instruments: a sem study. *Braz Dent J* 2008;19(2):109-113.
75. Boessler C, Paque F, Peters OA. The Effect of Electropolishing on Torque and Force During Simulated Root Canal Preparation with ProTaper Shaping Files. *J Endod* 2009; 35(1):102-06.
76. Salum G, Habitante SM, Nohara EL, Mansano TM, Medeiros JMF. SEM analysis of the deformation of blades of two types instrument according to the number of use. Active Report 2010.
77. Arantes WB. Avaliação das características superficiais de instrumentos rotatórios de NiTi antes e após o uso [Dissertação de Mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia; 2010.

*Referências*

---

78. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira E JL, Marques RVL, Oliveira JCM, et al. Effects of Electropolishing Surface Treatment on the Cyclic Fatigue Resistance of BioRace Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2010;36(10):1653-57.
79. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MAZ, Caldeira CL. Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Nickel-Titanium Instruments Submitted to Nitrogen Ion Implantation. *J Endod* 2010;36:1183–1186.
80. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarell L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Sur, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol and Endod* 2008;105(6):798-800.
81. Larsen MC, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instrument. *J Endod* 2009;35(3):401-403.
82. Kell T, Azarpazboob A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B, Basrani B. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1278-1281.
83. Oh SR, Chang SW, Lee Y. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:622–8.
84. Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, Martin AS. Influence of Different Manufacturing Methods on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 2011;37(11):1553-57.
85. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2012; 38(3):376–380.
86. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile .04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments. Part 1. *Int Endod J* 1997a;30:1–7.
87. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of ProFile .04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments. Part 2. *Int Endod J* 1997b;30:8–15.

*Referências*

---

88. Peters AO, Peters CI. Cleaning and saaping of the root canal system. In: Hargeaves KM, Cohen S, eds. Pathways of the Pulp. 10<sup>th</sup> ed. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 2011:288-348.
89. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 2005;10:30–76.
90. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 2001;34:47–53.
91. Bardsley S. The Effect of Three Rotational Speed Settings on Torque and apical Force with Vortex Rotary Instruments In Vitro. *J Endod* 2011;37:860–864.
92. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Mawell R, Ammon D. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *J Endod* 2012;38:398–401.
93. Bouska J, Justman B, Williamson A, Delong C, Qian F. Resistance to Cyclic Fatigue Failure of a New Endodontic Rotary File. *J Endod* 2012;38:667–669.
94. Sakane FK. Avaliação in vitro do desgaste e da capacidade de corte de limas manuais de Ni-Ti. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2007.
95. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:249-55.
96. Gavini G. Resistência à fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi submetidos à implantação de íons nitrogênio. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia; 2006.
97. Gambarini G. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001;34:386-9.
98. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39:755-63.

*Referências*

---

99. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77-85.
100. Spanaki-Voreadi AP, Kerezousdis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Niti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 2006;39:171-8.
101. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behavior and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2007;40(7):9247-253.
102. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in Rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-5.
103. Beirutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium Rotary instruments: Protaper versus Profile. *J Endod* 2003; 29(1):15-9.
104. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of Rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-5.
105. Al-Fouzan KS. Incidence of rotary Profile instrument fracture and the potencial for baypassing in vivo. *Int Endod J* 2003;36(12):864-7.
106. Troian CH, So MV, Figueiredo JA, Oliveira EP. Deformation and fracture of Race and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J* 2006;39(8):616-25.
107. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77-85.
108. Morrinson SW, Newton CW, Brown Jr CE. The effects of steam sterilization and usage on cutting efficiency of endodontic instruments. *J Endod* 1989;15(9):427-31.
109. Borges TF. Avaliação da capacidade de corte de limas de seção reta transversal quadrangular e triangular em liga de aço inoxidável. [Dissertação de Mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia; 2005.

*Referências*

---

110. Alkmin ST, Pinto CA, Habitante SM, Zöllner NA, Medeiros JMF, Lage-Marques JL. Concepção de um modelo experimental à base de resina fenólica utilizado em endodontia. In: 24<sup>a</sup> Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica; 2007 set; Atibaia. Anais. São Paulo: SBPqO; 2007.
111. Alves-Claro AP, Claro FA, Uzumaki ET. Wear resistance of nickel–titanium endodontic files after surface treatment. *J Materials Sci Materials Med* 2008 Oct;19(10):3273-7.
112. Reis PRB, Lage-Marques JL, Habitante SM, Rosa LCL, Medeiros JMF. Avaliação in vitro da capacidade de corte e deformação de limas rotatórias de níquel-titânio. *ClipeOdonto* 2011;3(1):19-27.
113. Bonaccorso A, Cantatore G, Condorelli GG, Schäfer E, Tripi TR. Shaping ability of four nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod* 2009;35(6):883-6.
114. Berendt CJ. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 2007 0072147. Mar. 29 2007.
115. Figueiredo MJA. Influência da secagem de blocos de canais simulados de resina fenólica em função do peso obtido com cones de papel absorvente e estufa. [Trabalho de Conclusão de Curso]. Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2011.46f.
116. Alapati SB, Brantley WA, Lijima M. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1589–93.
117. McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol. *Metall Mater Trans A* 2010;32A:731–43.
118. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J* 1999;32(2):108-14.
119. Haikel Y, Serfaty R, Baternan G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434-40.

*Referências*

---

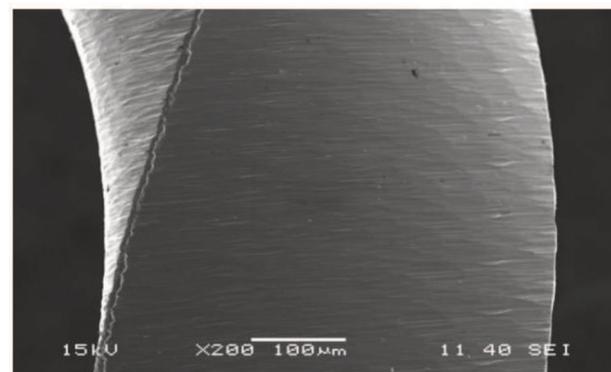
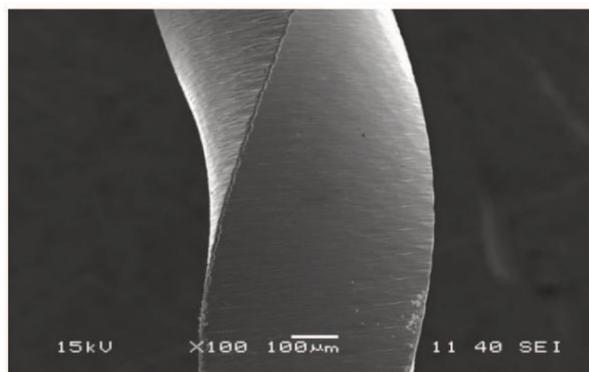
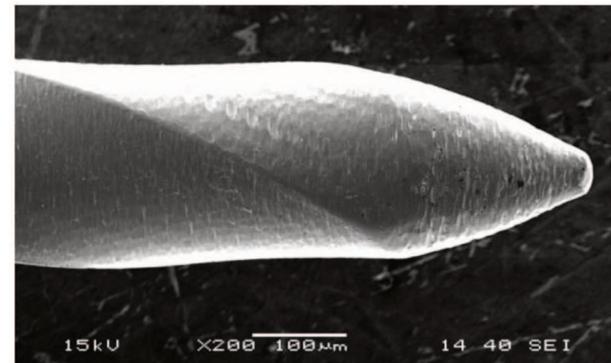
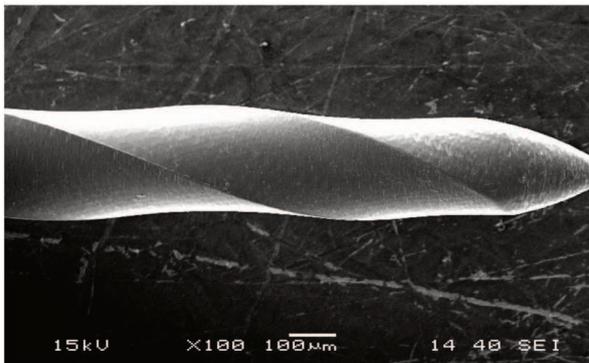
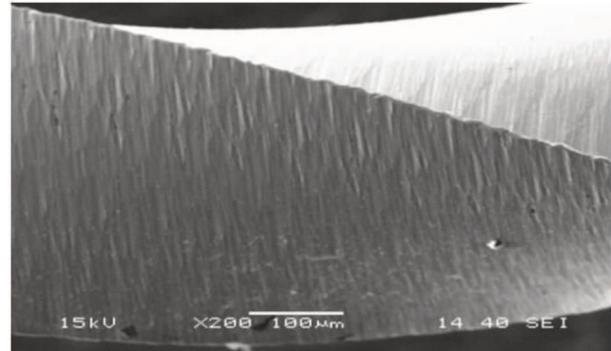
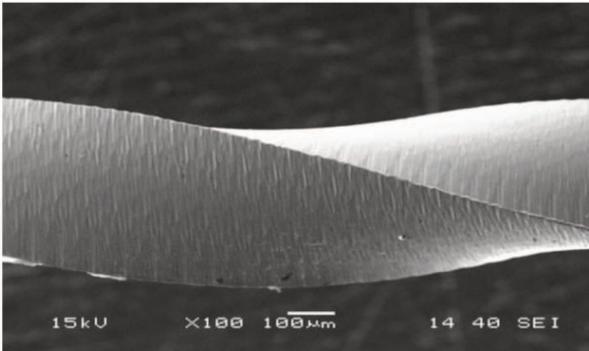
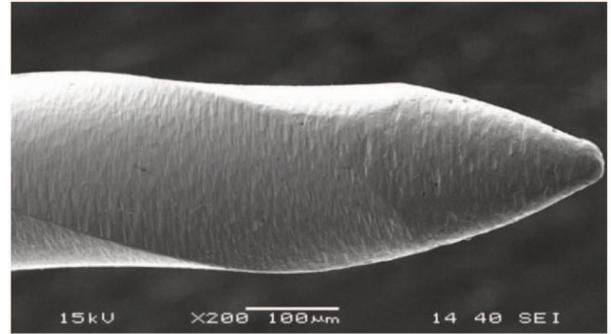
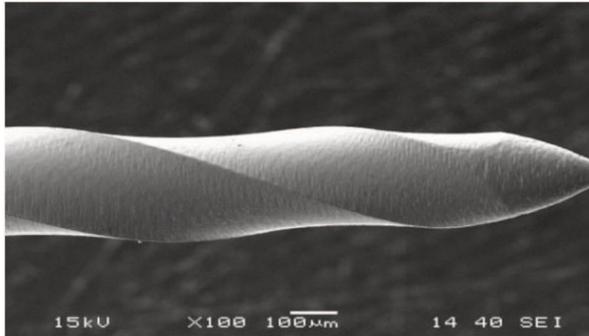
120. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-6.
121. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of Profile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35(4):379-89.
122. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchel JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2003;29(10):667-9.
123. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000;33(3):204-7.
124. Svec TA, Powers JM. A method to assess rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26(9):517-8.
125. Kawakami DAS. Resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos rotatórios de NiTi em razão do uso e do torque [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia; 2007.
126. Haddad Filho MS, Habitante SM, Rosa LCL, Salum G, Almeida ETDC, Medeiros JMF. Perda de corte da lima ProTaper quanto a esterilização e número de uso. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo* 2011;22(3):228-37.
127. Paqué F, Musch U, Hulsmann M. Comparison of root canal preparation using Race and Protaper rotary NiTi instruments. *Int Endod J* 2005;38(1):8-16.
128. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martín-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 2010;36(1):15.

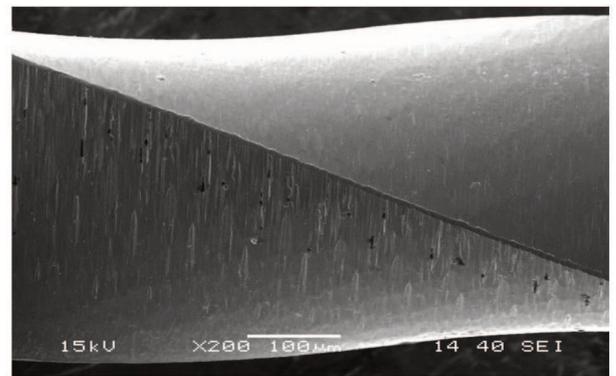
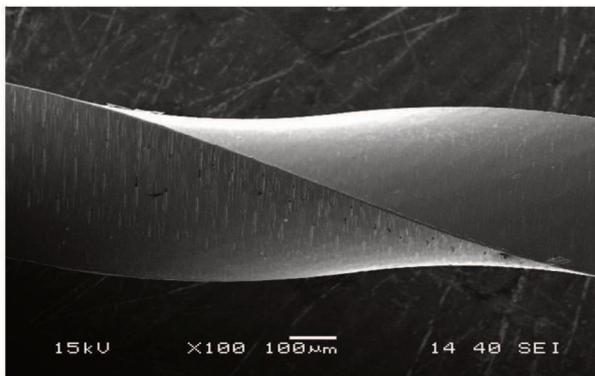
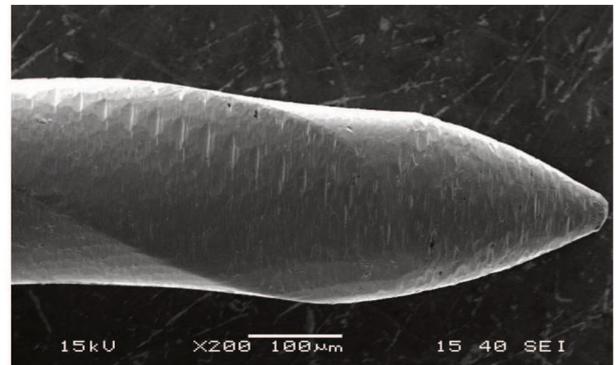
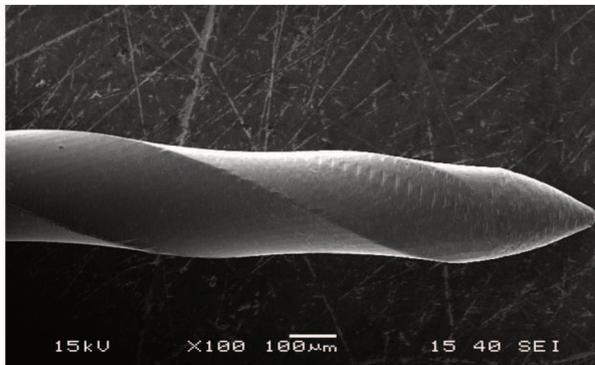
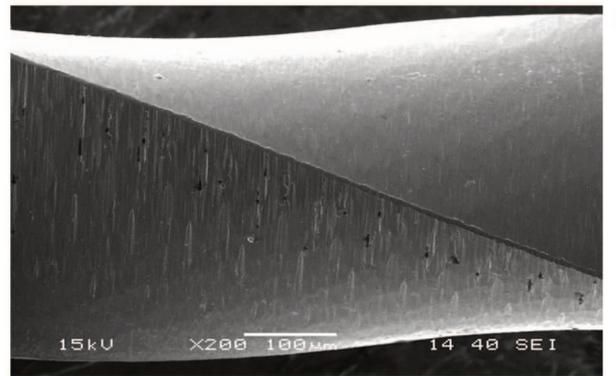
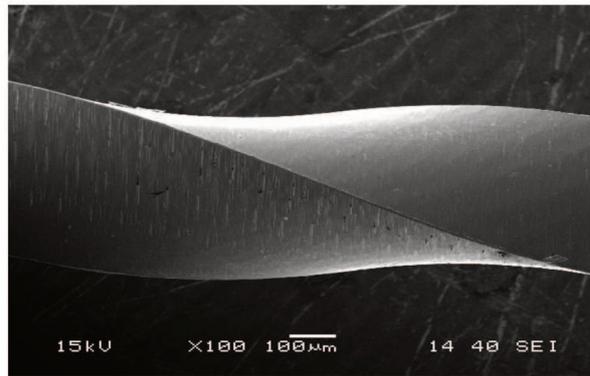
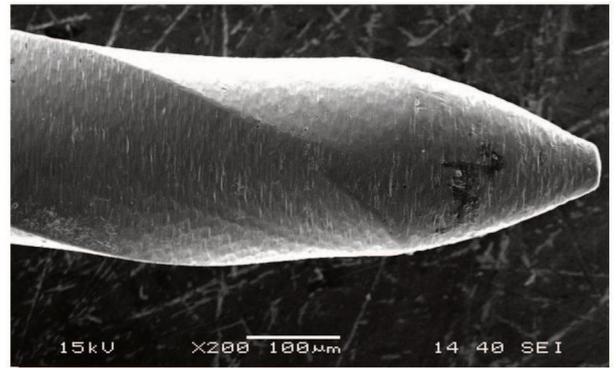
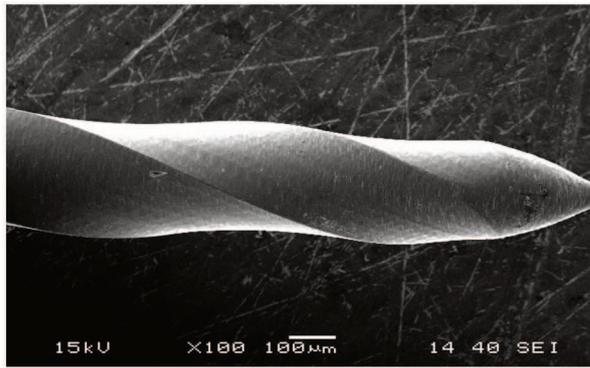
## APÊNDICES

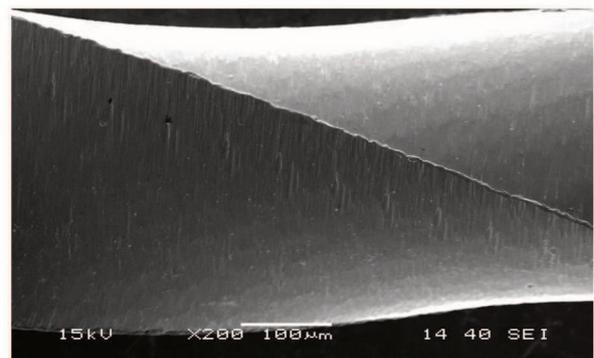
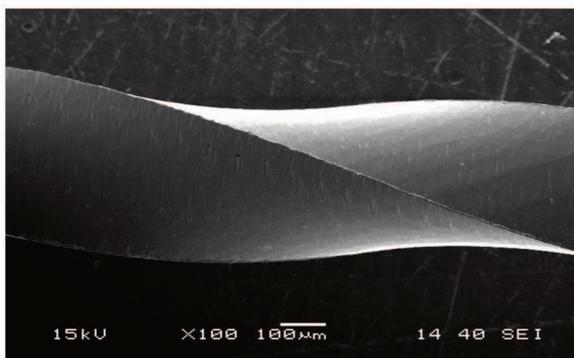
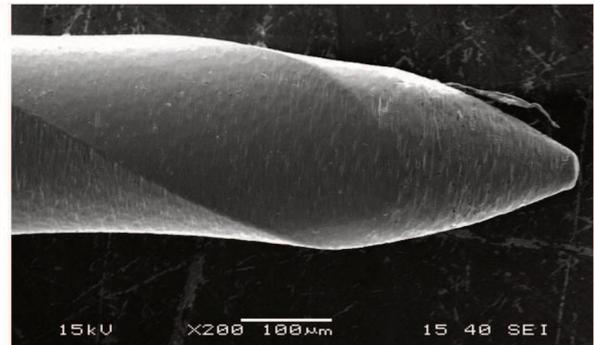
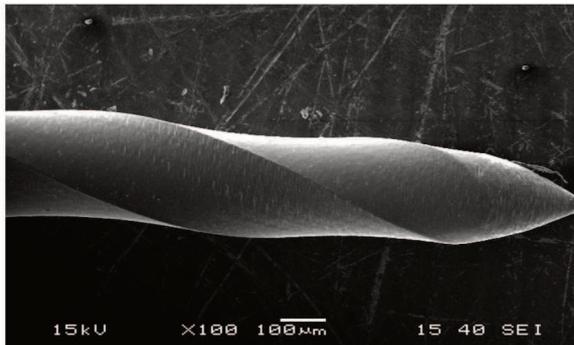
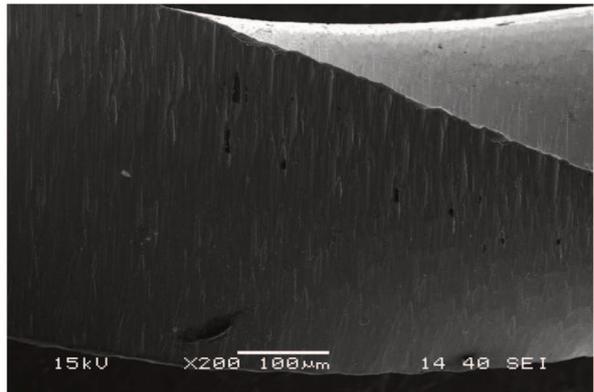
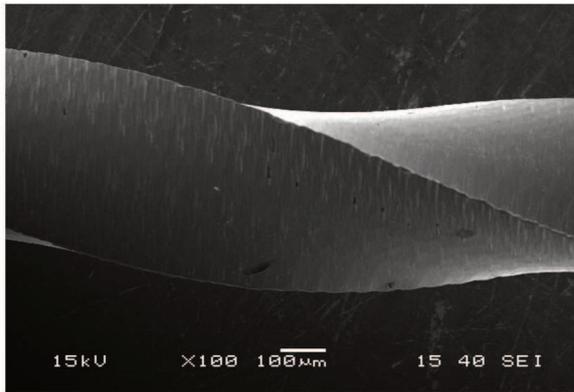
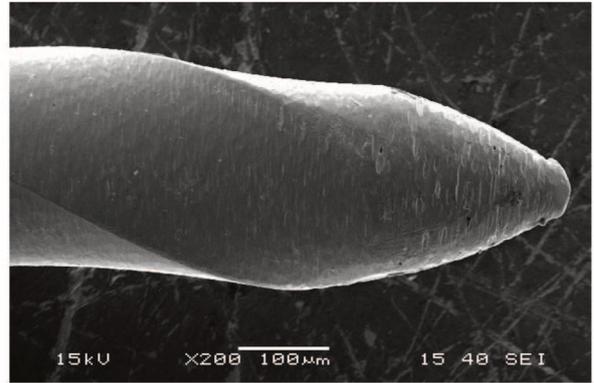
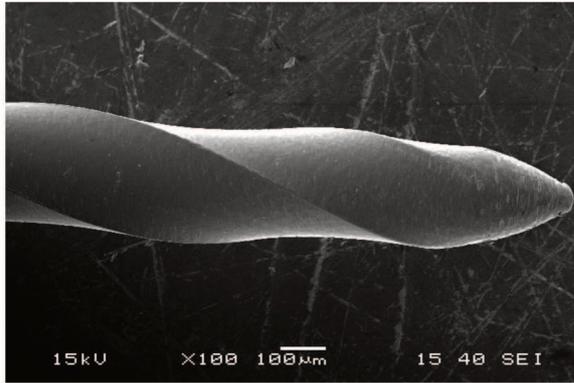
APÊNDICE A – Pesos dos blocos de resina fenólica expressos em gramas. Colunas (a) pesos antes da instrumentação; (b) pesos depois da instrumentação; (c) diferença entre pesos (a-b)

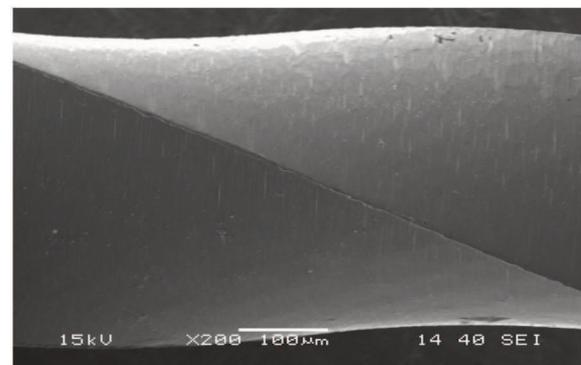
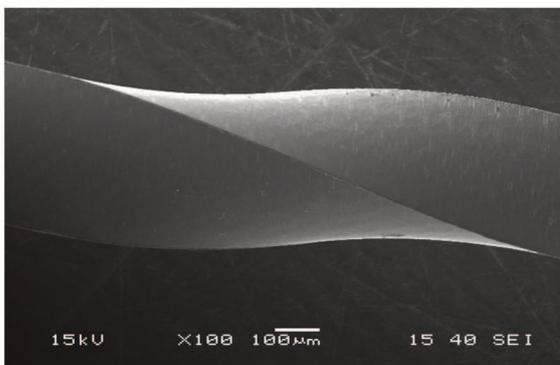
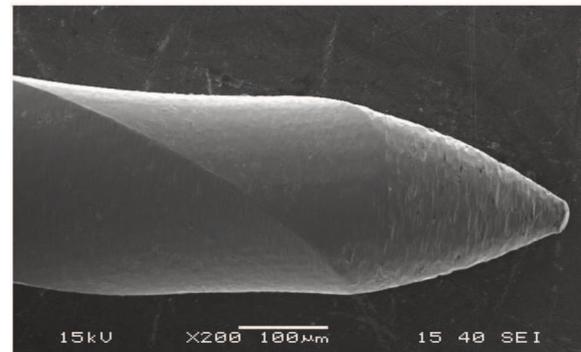
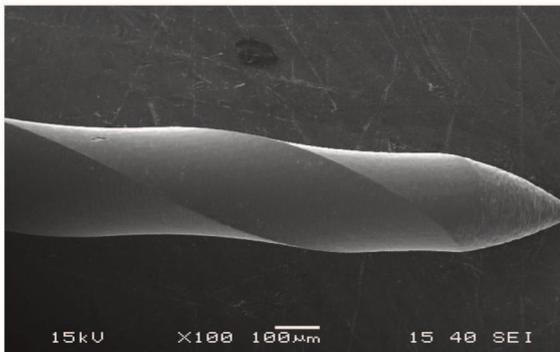
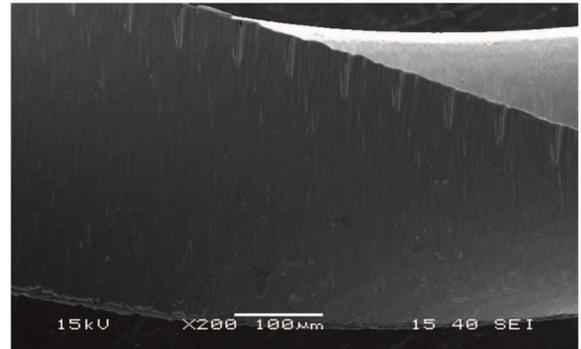
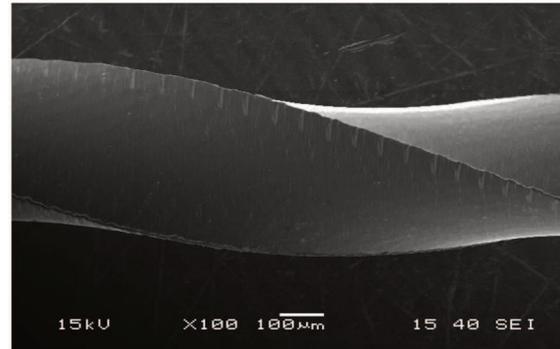
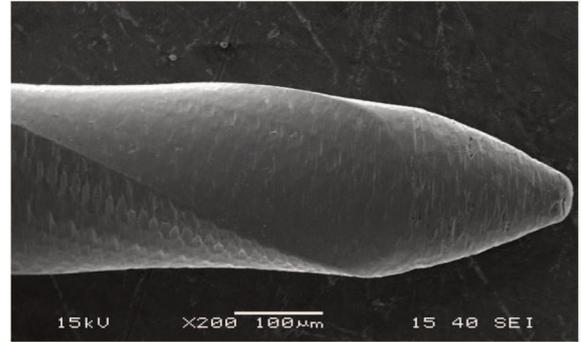
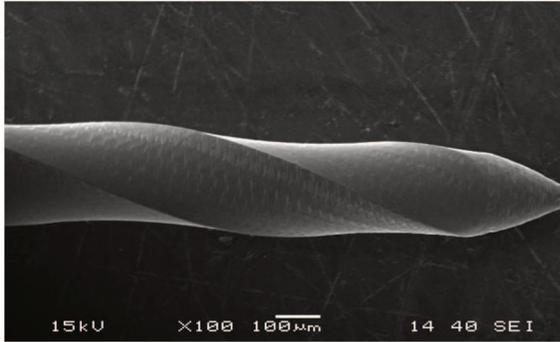
	a	b	c		a	b	c		a	b	c
<b>1</b>	118246	118239	0.0007	<b>35</b>	105613	105600	0.0013	<b>69</b>	86061	86044	0.0017
<b>2</b>	100330	100310	0.0002	<b>36</b>	75837	75825	0.0012	<b>70</b>	156794	156773	0.0021
<b>3</b>	111885	111877	0.0008	<b>37</b>	116474	116465	0.0009	<b>71</b>	79239	79220	0.0019
<b>4</b>	117740	117715	0.0025	<b>38</b>	98435	98423	0.0012	<b>72</b>	80709	80680	0.0029
<b>5</b>	114590	114584	0.0006	<b>39</b>	110677	110663	0.0014	<b>73</b>	69643	69319	0.0324
<b>6</b>	82206	82195	0.0011	<b>40</b>	117657	117648	0.0009	<b>74</b>	81307	81281	0.0026
<b>7</b>	91226	91212	0.0007	<b>41</b>	89566	89559	0.0007	<b>75</b>	81115	81082	0.0033
<b>8</b>	65657	65650	0.0007	<b>42</b>	80385	80376	0.0009	<b>76</b>	71397	71383	0.0014
<b>9</b>	79828	79811	0.0017	<b>43</b>	108222	108212	0.0010	<b>77</b>	94929	94900	0.0029
<b>10</b>	77336	77323	0.0013	<b>44</b>	89813	89801	0.0012	<b>78</b>	75909	75878	0.0031
<b>11</b>	104731	104719	0.0012	<b>45</b>	109738	109726	0.0012	<b>79</b>	80008	79985	0.0023
<b>12</b>	103801	103787	0.0014	<b>46</b>	95948	95939	0.0009	<b>80</b>	65257	65233	0.0024
<b>13</b>	97675	97660	0.0015	<b>47</b>	73120	73109	0.0011	<b>81</b>	81017	80986	0.0031
<b>14</b>	119466	119453	0.0013	<b>48</b>	102024	102012	0.0012	<b>82</b>	99502	99480	0.0022
<b>15</b>	84099	84085	0.0014	<b>49</b>	76844	76835	0.0009	<b>83</b>	78559	78540	0.0019
<b>16</b>	70883	70878	0.0005	<b>50</b>	94860	94848	0.0012	<b>84</b>	67290	67274	0.0016
<b>17</b>	115925	115918	0.0007	<b>51</b>	87955	87937	0.0018	<b>85</b>	86011	85987	0.0024
<b>18</b>	112688	112677	0.0011	<b>52</b>	96198	96173	0.0025	<b>86</b>	74552	74530	0.0022
<b>19</b>	79657	79655	0.0002	<b>53</b>	85738	85655	0.0083	<b>87</b>	91879	91858	0.0021
<b>20</b>	77833	77825	0.0008	<b>54</b>	89070	89052	0.0018	<b>88</b>	74435	74414	0.0021
<b>21</b>	151027	151015	0.0012	<b>55</b>	110205	110188	0.0017	<b>89</b>	75745	75728	0.0017
<b>22</b>	96980	96972	0.0008	<b>56</b>	54547	54527	0.0020	<b>90</b>	93846	93819	0.0027
<b>23</b>	79827	79815	0.0012	<b>57</b>	78431	78410	0.0021	<b>91</b>	80420	80395	0.0025
<b>24</b>	105526	105514	0.0012	<b>58</b>	88556	88538	0.0018	<b>92</b>	61040	61022	0.0018
<b>25</b>	106223	106220	0.0003	<b>59</b>	101682	101660	0.0022	<b>93</b>	83767	83739	0.0028
<b>26</b>	123688	123675	0.0013	<b>60</b>	89866	89844	0.0022	<b>94</b>	88395	88373	0.0022
<b>27</b>	102105	102096	0.0009	<b>61</b>	59835	59814	0.0021	<b>95</b>	121586	121562	0.0024
<b>28</b>	91402	91393	0.0009	<b>62</b>	73175	73153	0.0022	<b>96</b>	92992	92975	0.0017
<b>29</b>	81432	81418	0.0014	<b>63</b>	49352	49332	0.0020	<b>97</b>	103909	103878	0.0031
<b>30</b>	98413	98401	0.0012	<b>64</b>	56721	56698	0.0023	<b>98</b>	78841	78819	0.0022
<b>31</b>	93161	93152	0.0009	<b>65</b>	60787	60765	0.0022	<b>99</b>	85254	85230	0.0024
<b>32</b>	85376	85364	0.0012	<b>66</b>	88838	88819	0.0019	<b>100</b>	131551	131527	0.0024
<b>33</b>	90622	90614	0.0008	<b>67</b>	97148	97130	0.0018				
<b>34</b>	96980	96968	0.0012	<b>68</b>	117312	117289	0.0023				

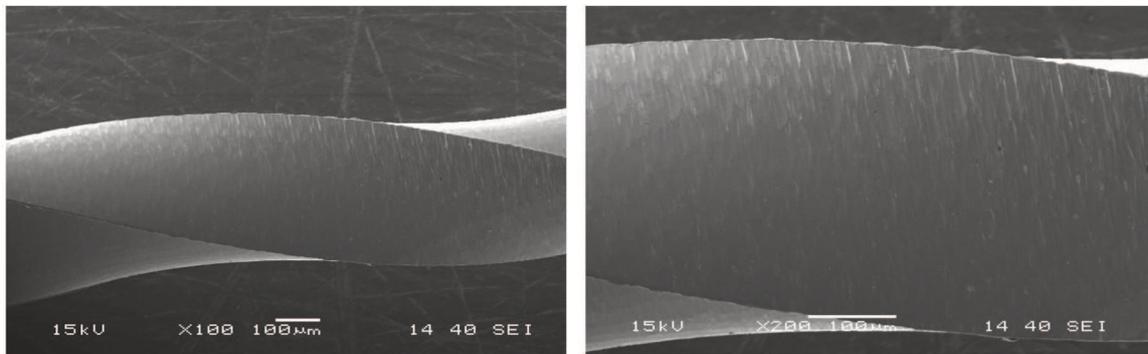
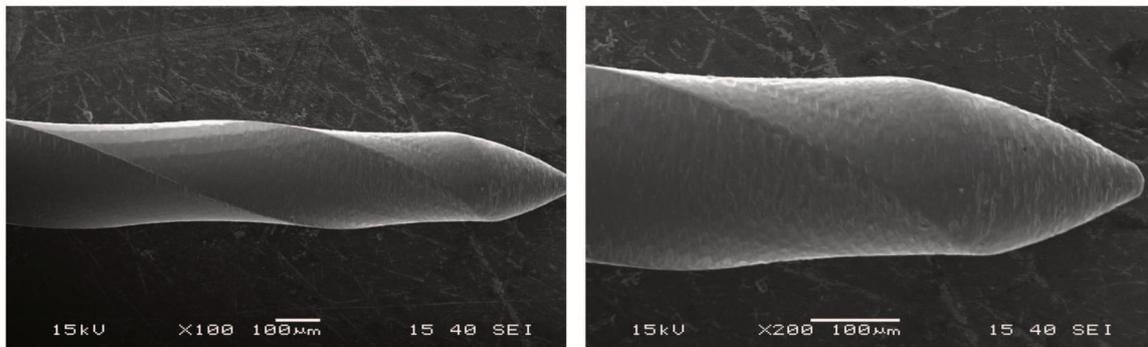
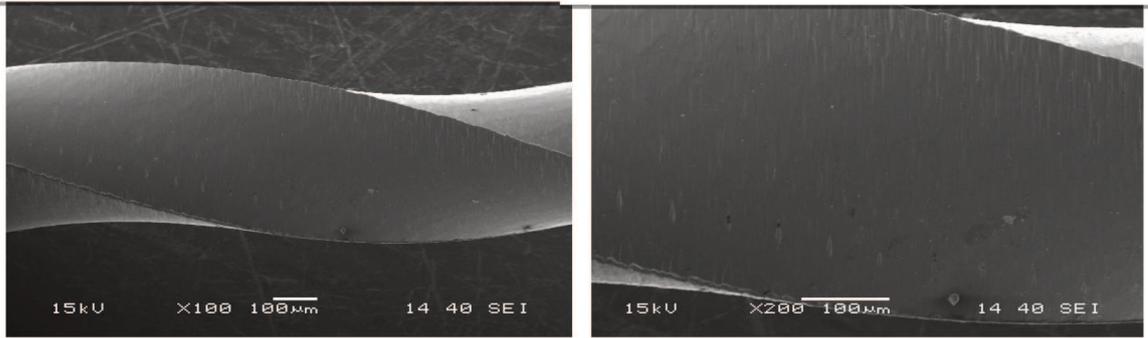
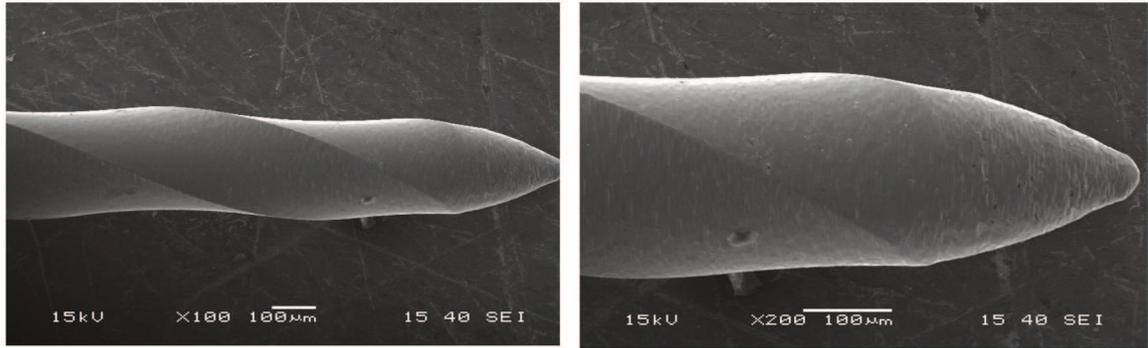
APÊNDICE B – Fotomicrografias dos instrumentos Profile Vortex (Grupo A0; n=10) realizadas na ponta e a 5mm da ponta em 100X e 200X



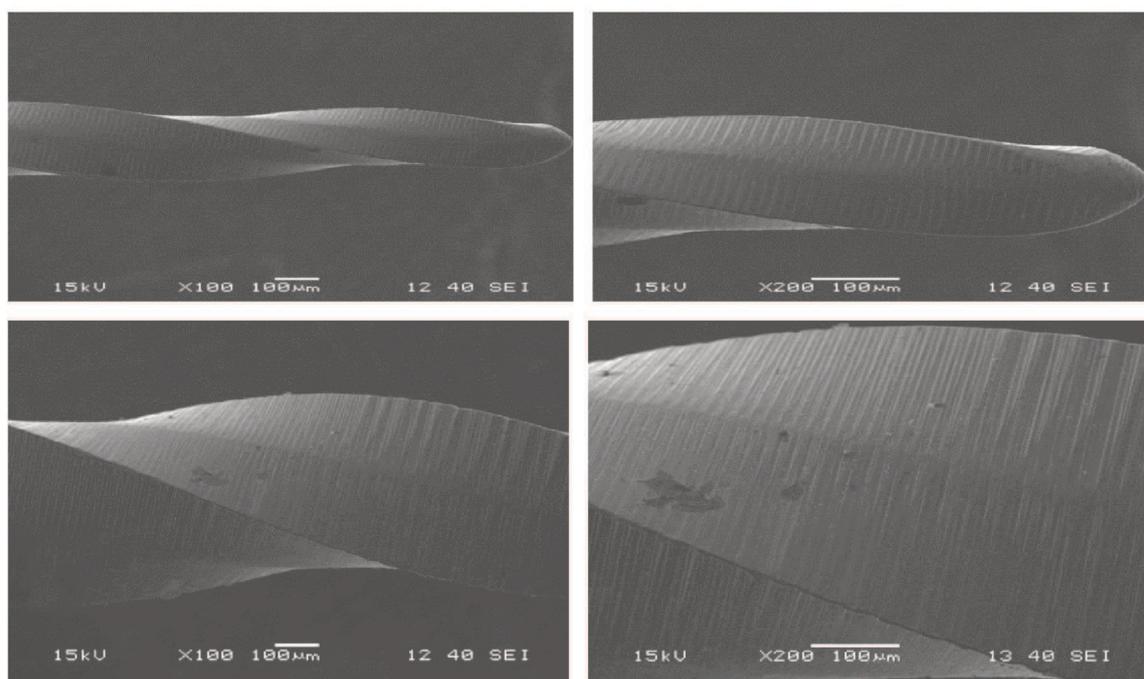
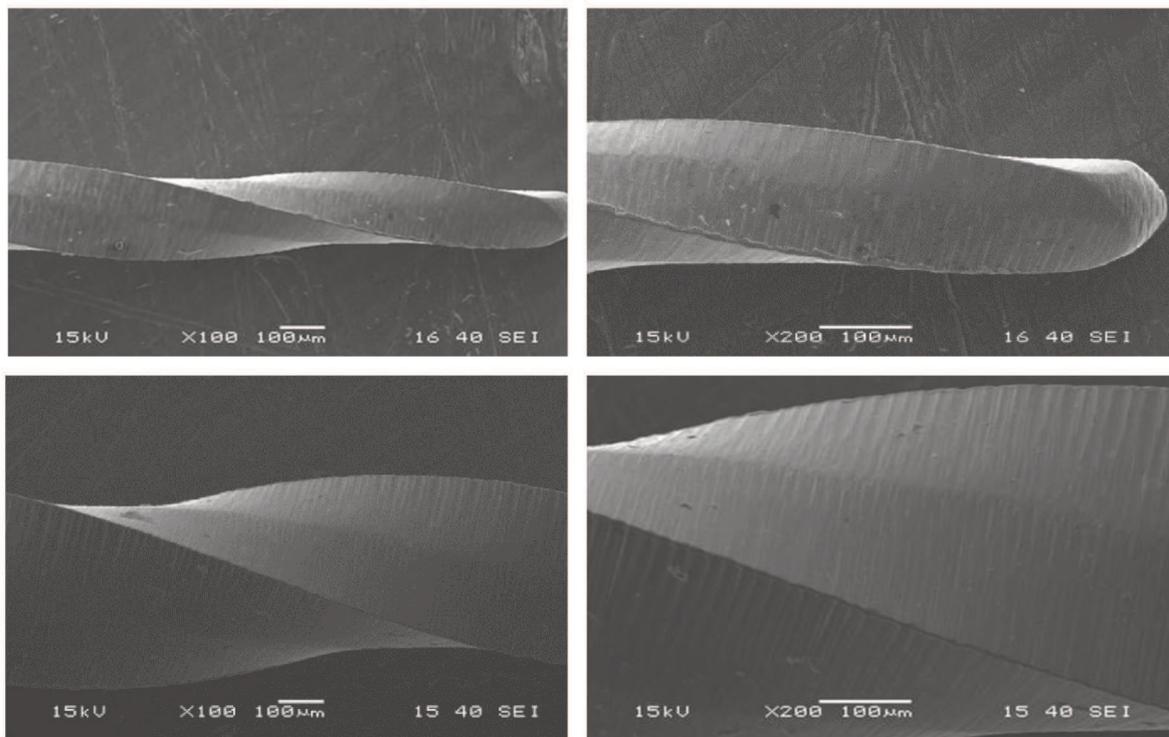


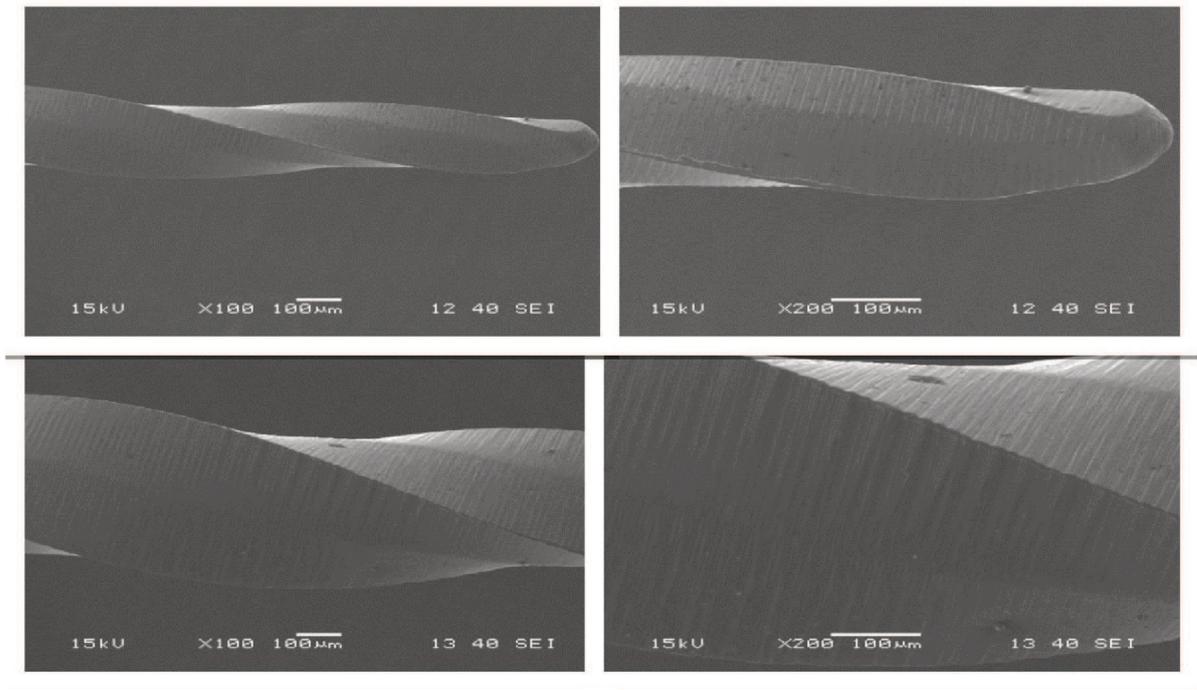
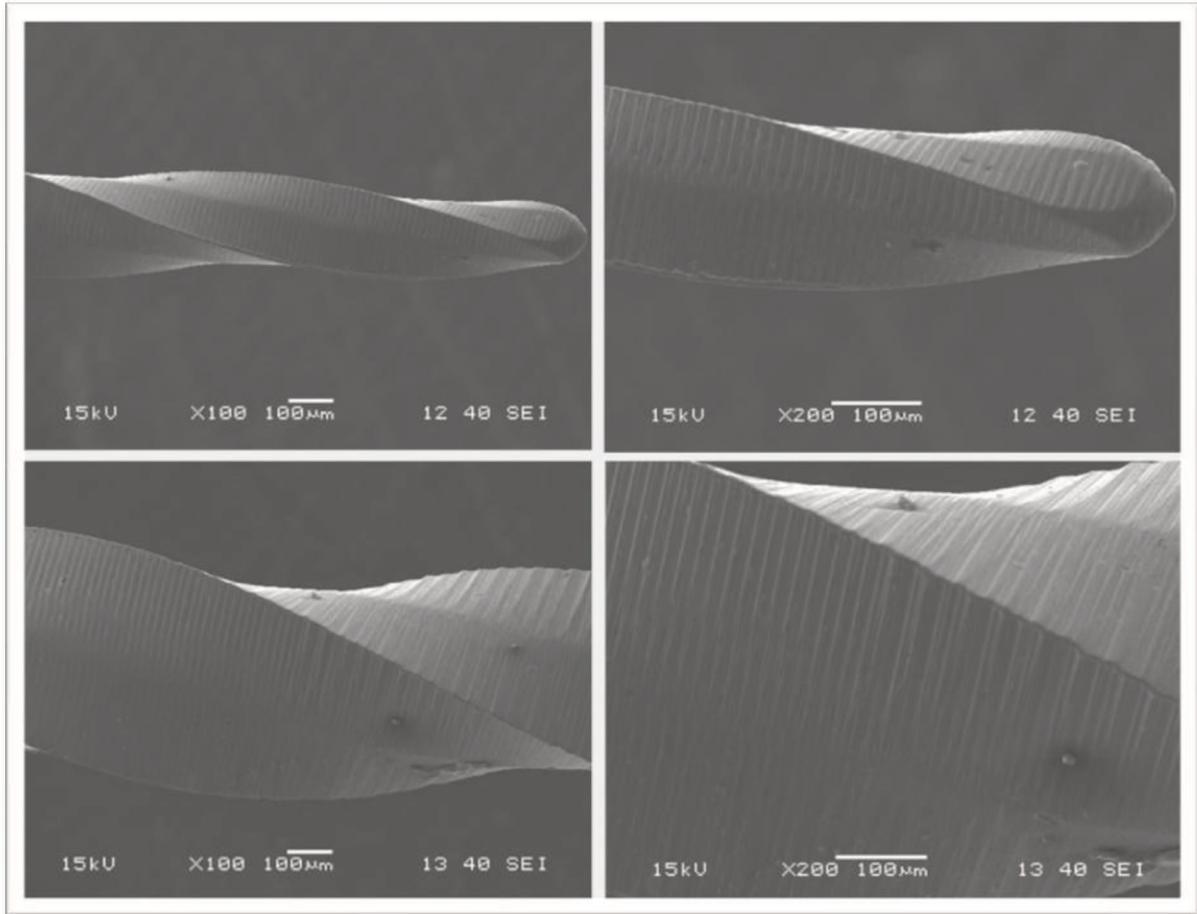


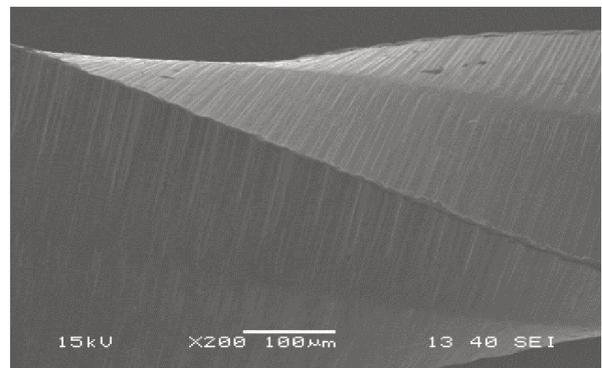
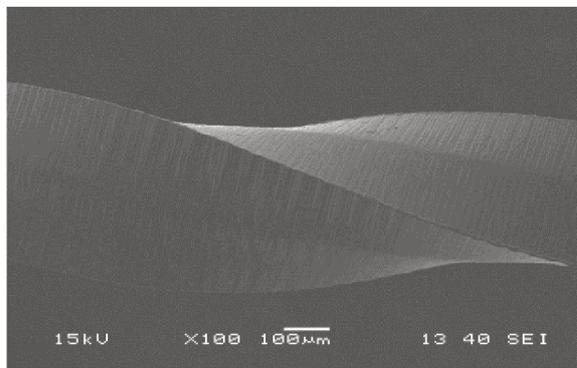
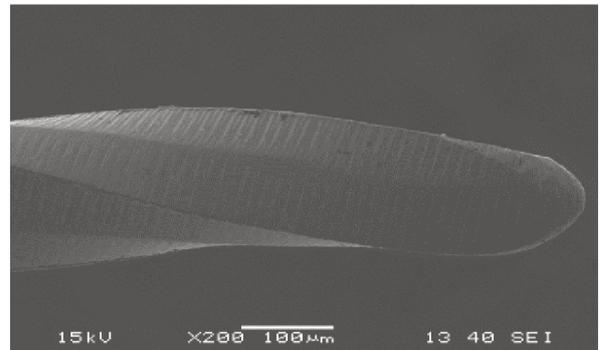
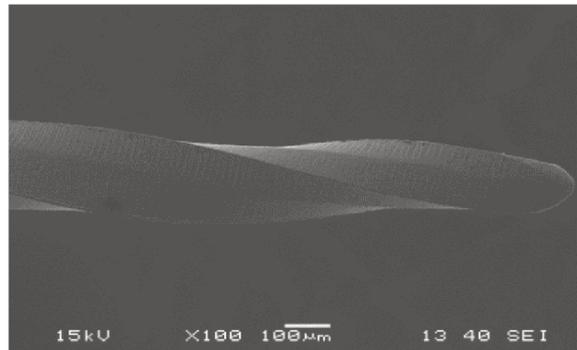
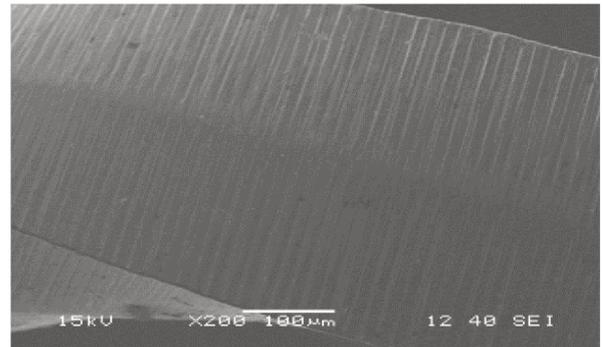
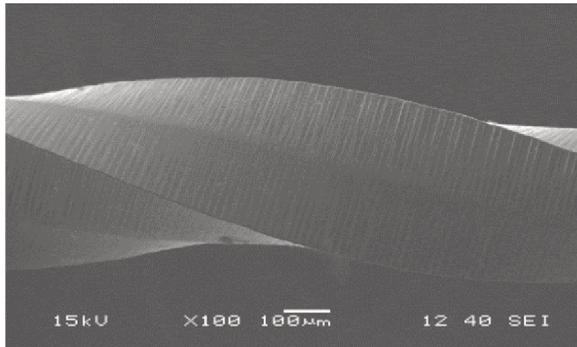
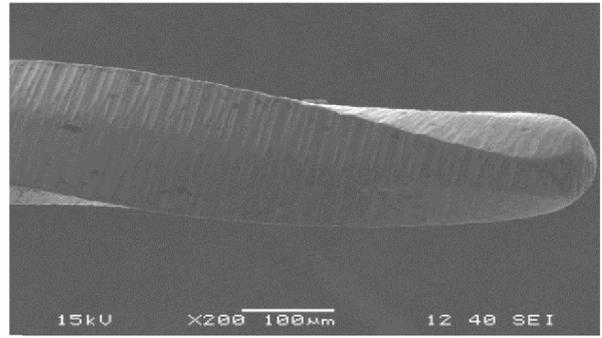
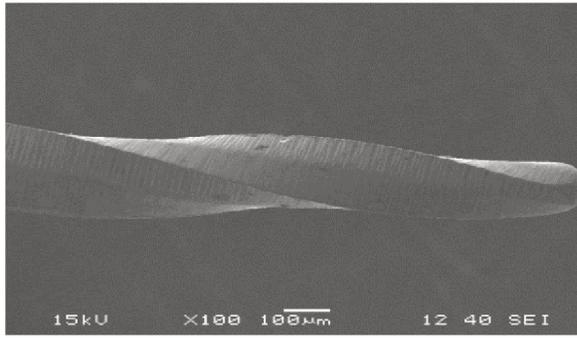


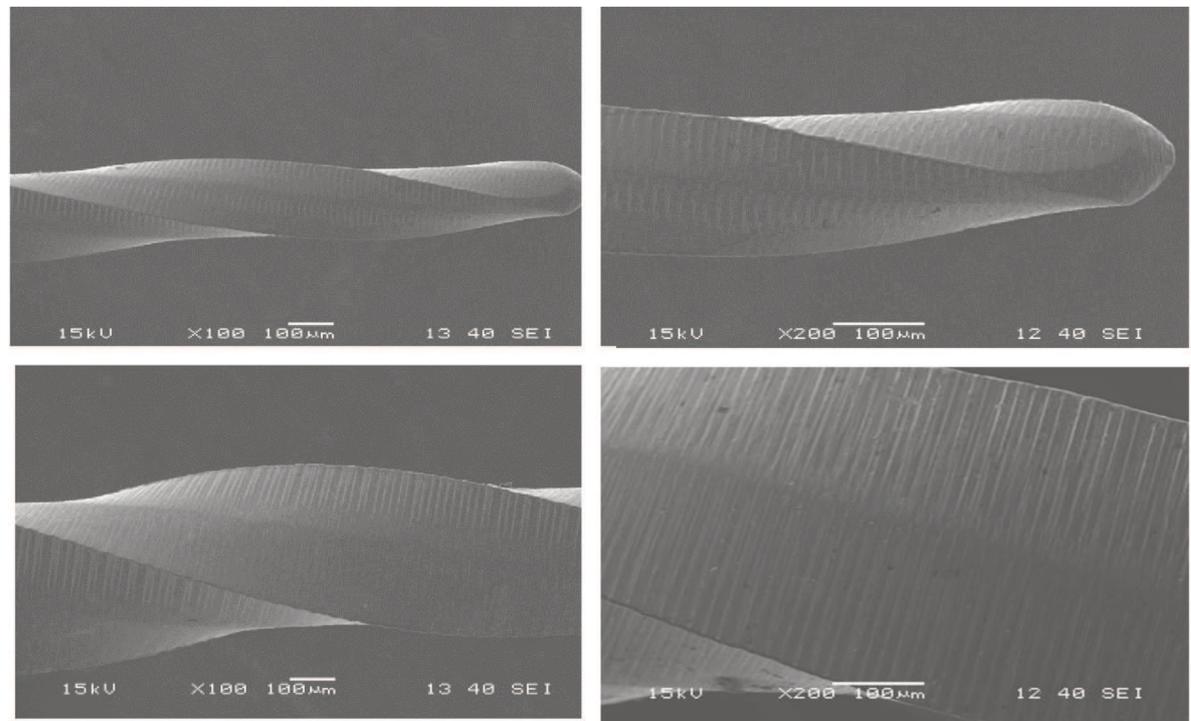
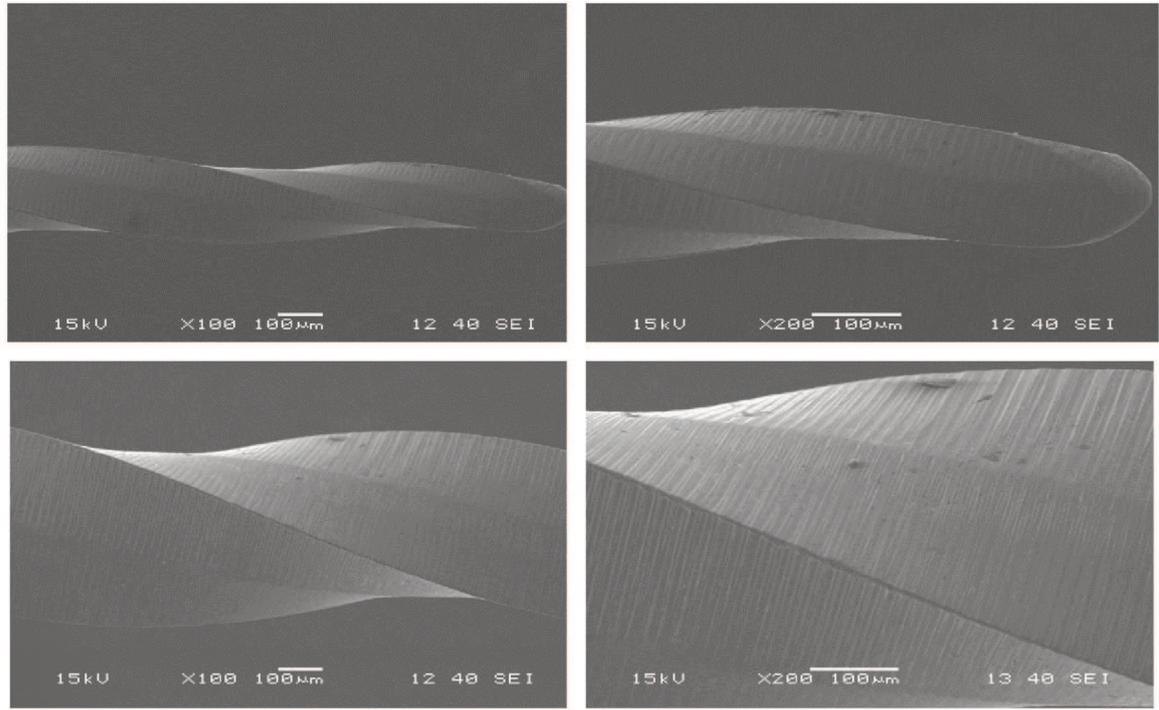


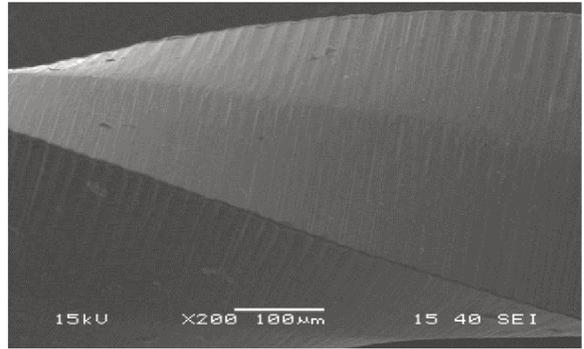
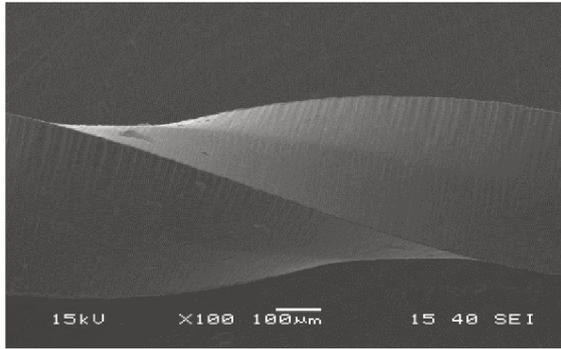
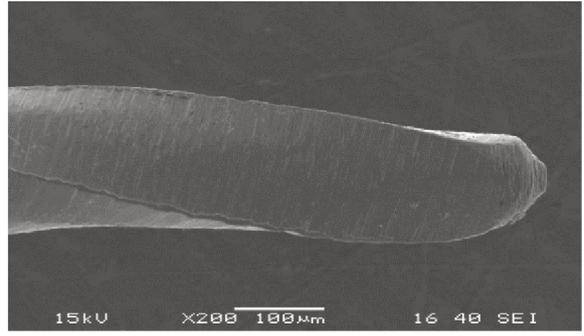
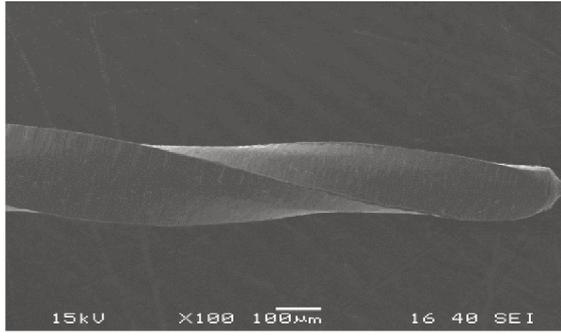
APÊNDICE C – Fotomicrografias dos instrumentos Protaper (grupo B0; n=10) realizadas na ponta e a 5mm da ponta em 100X e 200X



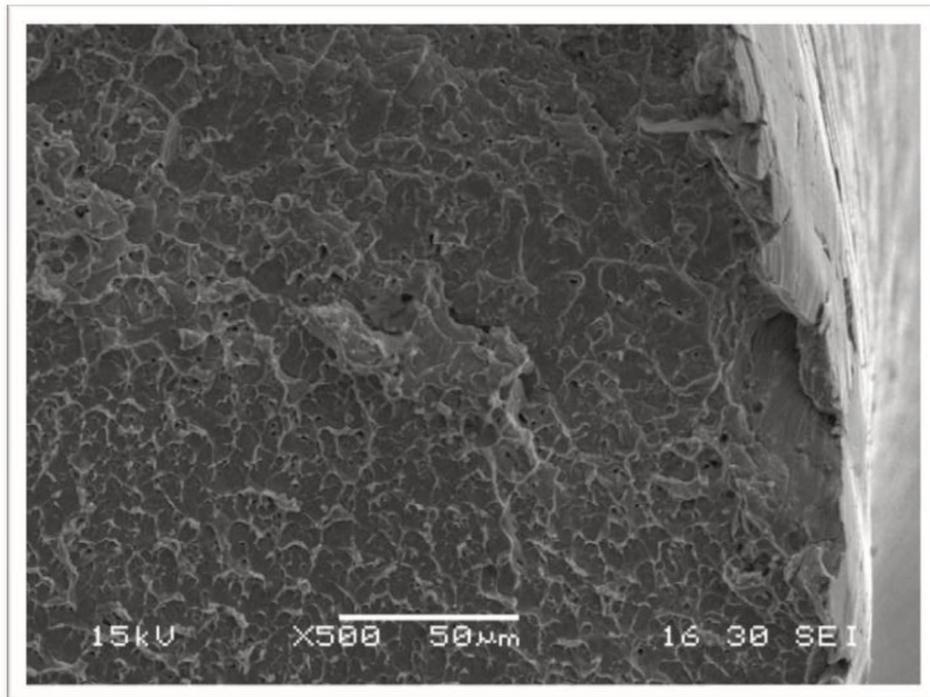
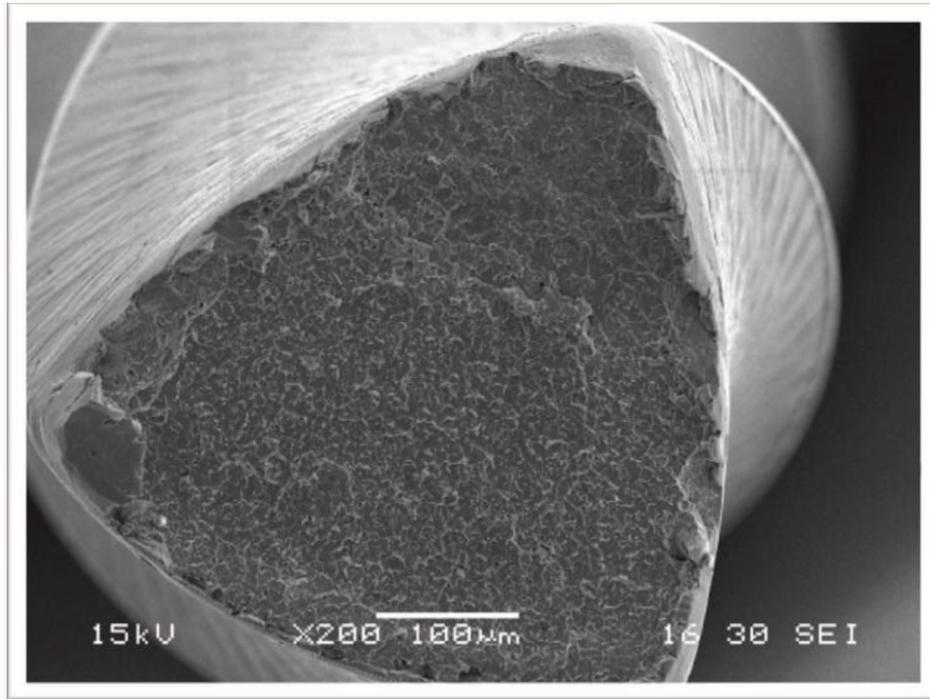


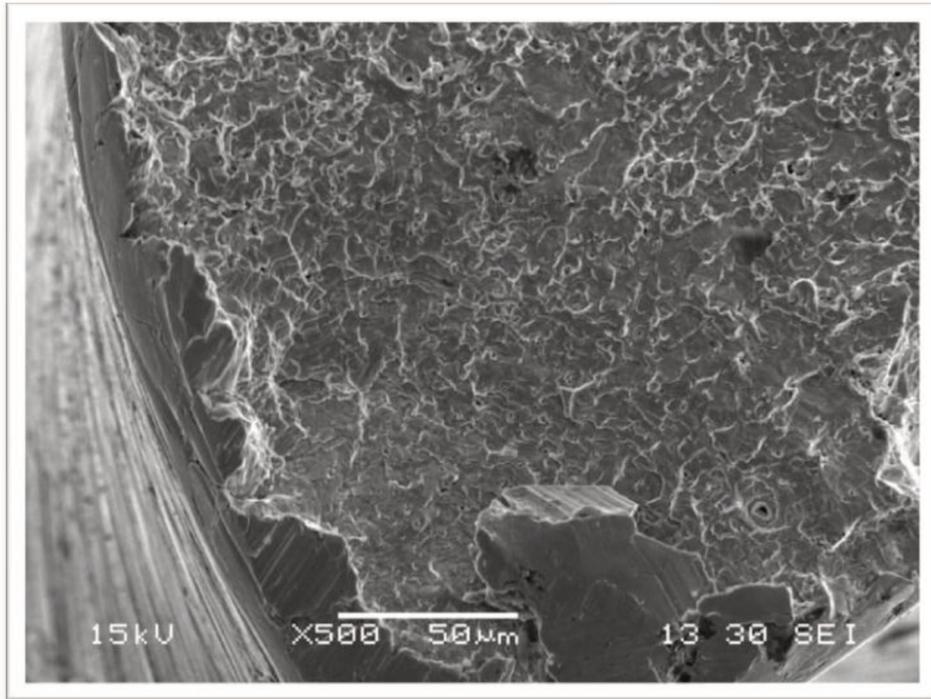
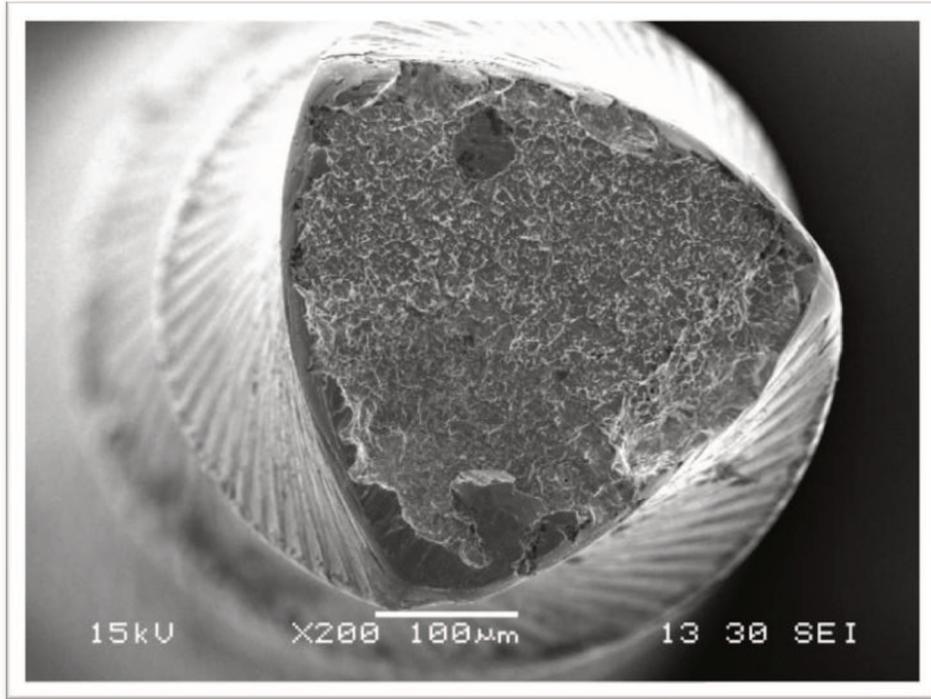


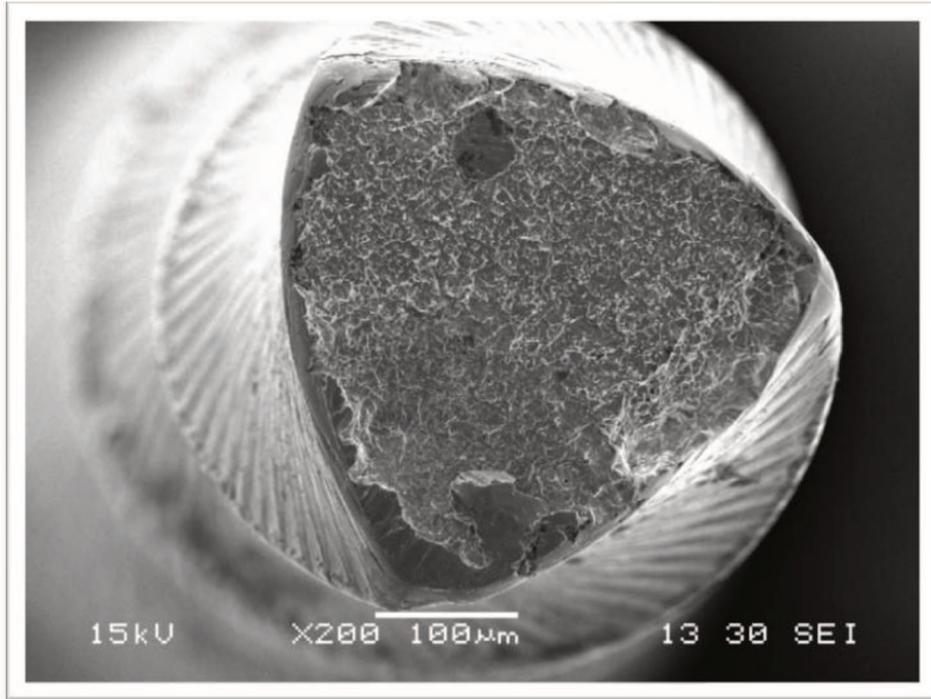




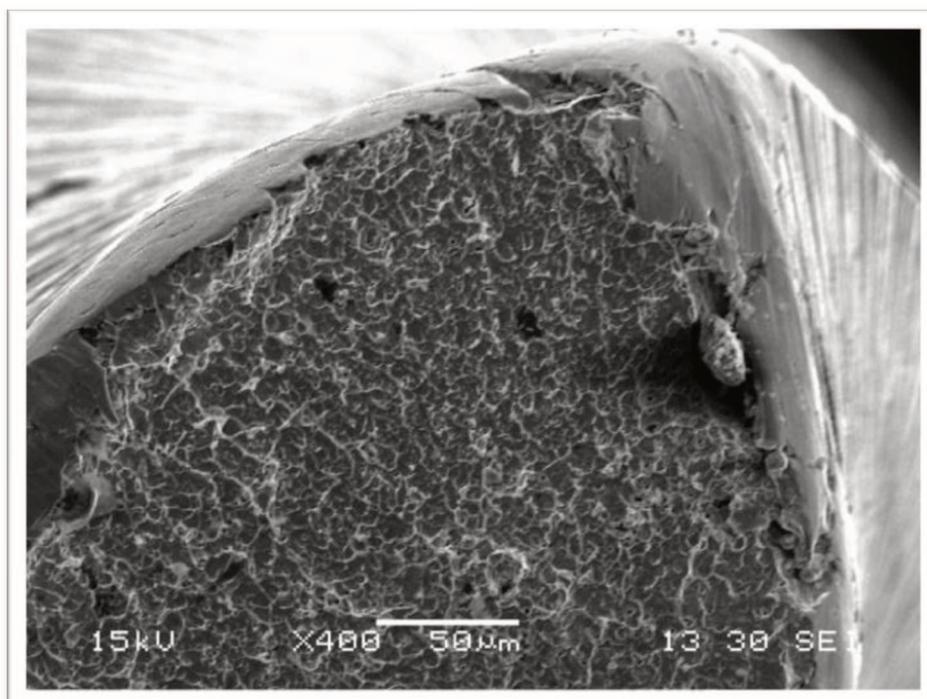
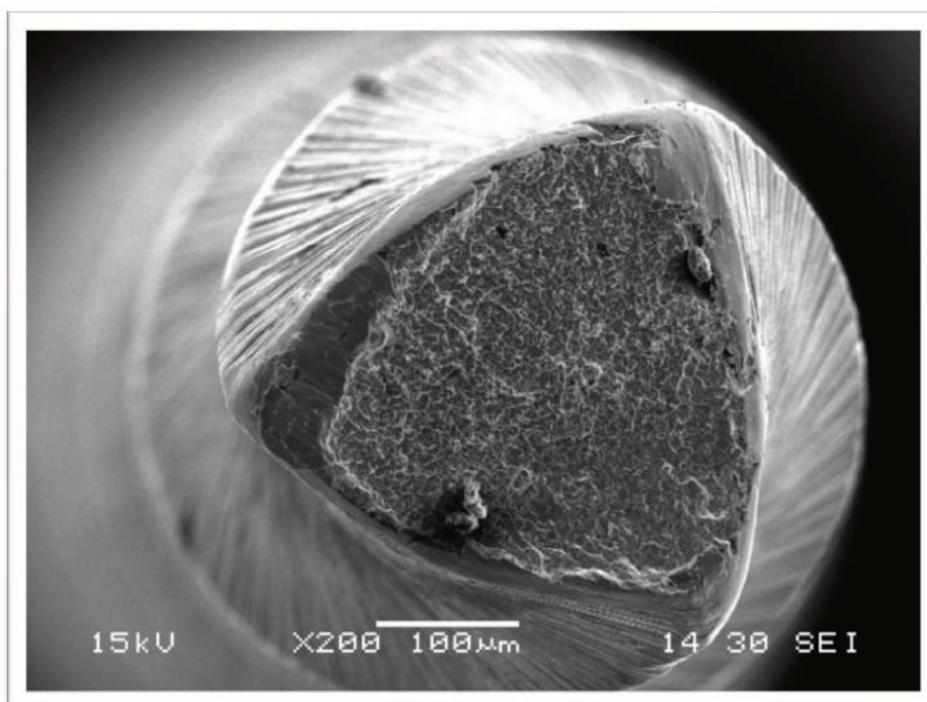
APÊNDICE D – Superfície da fratura dos instrumentos Profile Vortex<sup>®</sup> evidenciando caracterizando fratura dúctil

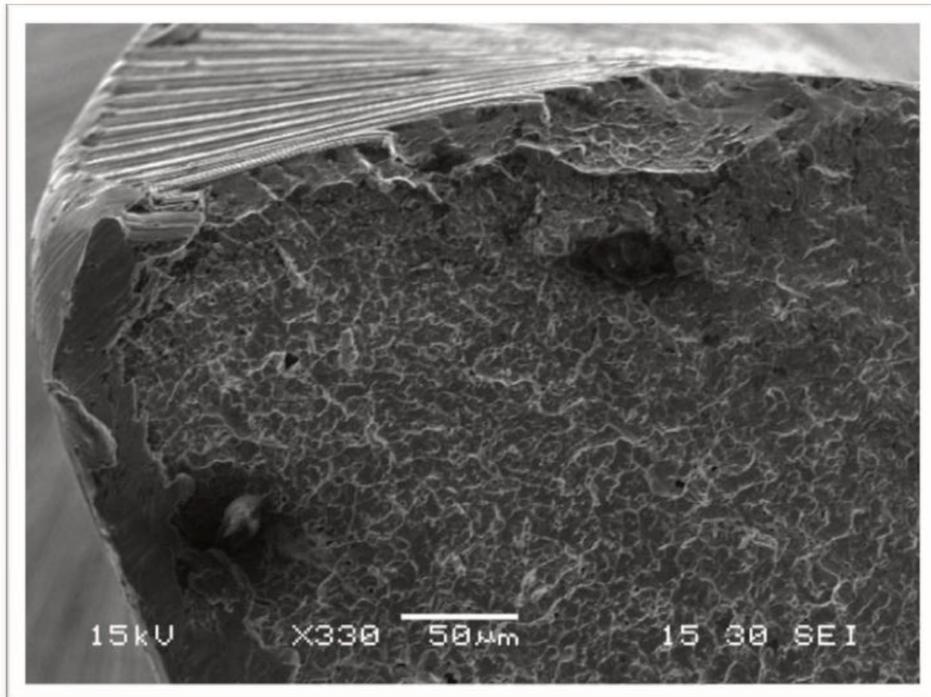
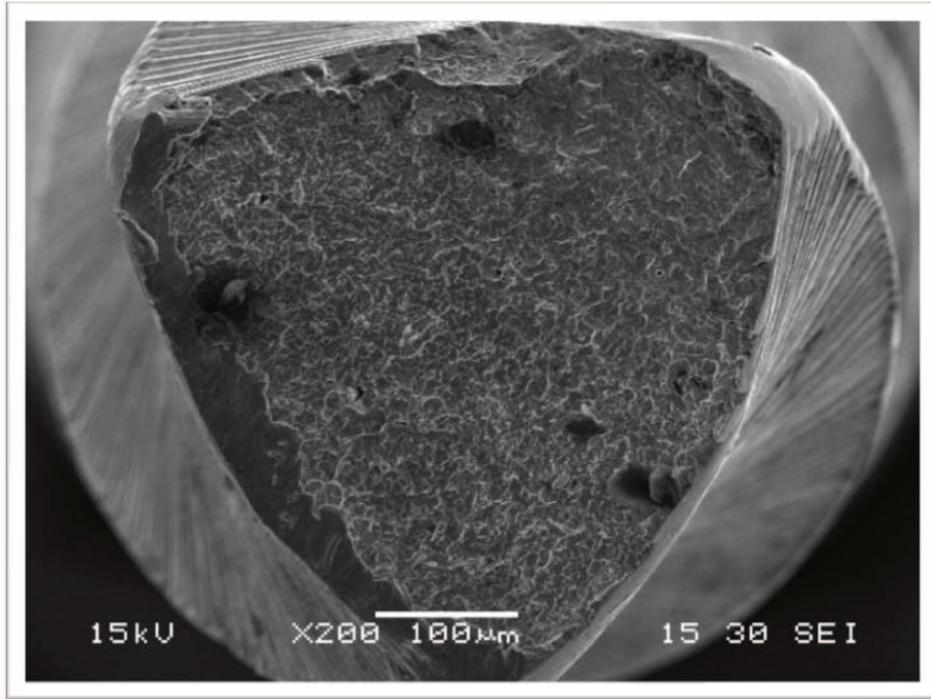






APÊNDICE E - Superfície de fratura dos instrumentos ProTaper® evidenciando propagação de trincas caracterizando fratura dúctil





Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte

Graziela Salum

Taubaté, julho de 2012.