

**UNIGRANRIO – UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**CAPACIDADE DE CORTE E PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
DIFERENTES SISTEMAS PROTAPER**

DISSERTAÇÃO

MÁRCIA CRISTINA DUTRA DA SILVA

2022

UNIGRANRIO – UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

CAPACIDADE DE CORTE E PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
DIFERENTES SISTEMAS PROTAPER

DISSERTAÇÃO

MÁRCIA CRISTINA DUTRA DA SILVA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.
Área de Concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira

2022

CATALOGAÇÃO NA FONTE UNIGRANRIO – NÚCLEO DE COORDENAÇÃO DE

S586a Silva, Márcia Cristina Dutra da

CAPACIDADE DE CORTE E PROPRIEDADES MECÂNICAS DE DIFERENTES SISTEMAS PROTAPER / Márcia Cristina Dutra da Silva. – 2022.

61 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado) – Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO). Faculdade de Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Rio de Janeiro, 2022.

Orientação: Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira

1. eficiência de corte. 2. cinemática. 3. movimento recíproco. 4. rotatório. 5. Optimum Torque Reverse. I. Título.

CDD 616.314

BIBLIOTECAS

CAPACIDADE DE CORTE E PROPRIEDADES MECÂNICAS DE DIFERENTES SISTEMAS PROTAPER

MÁRCIA CRISTINA DUTRA DA SILVA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Endodontia

Aprovada em 06 de outubro de 2022.

Banca examinadora

Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira
Universidade do Grande Rio – UNIGRANRIO

Prof. Weber Schmidt Pereira Lopes
Associação Brasileira de Odontologia – ABO Regional Juiz de Fora

Prof. Dr. Rodrigo dos Santos Pereira
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho e todas as minhas conquistas ao meu esposo Altair, aos meus filhos Gustavo e Giullia e aos meus pais Elzio e Lenir. Vocês são meus maiores incentivadores e apoiadores. Amo vocês.

AGRADECIMENTOS

Ninguém é tão autossuficiente e independente não precise de alguém para ajudar na caminhada, para apoiar na dificuldade e para comemorar ao final da jornada.

Mais uma etapa foi concluída e agradeço a Deus por estar ao meu lado me guiando e protegendo, me dando força e sabedoria, e não permitindo que eu desistisse perante os obstáculos.

Agradeço aos meus pais, Elzio da Silva e Lenir Dutra da Silva, que sempre valorizaram o estudo e me incentivaram a nunca desistir. Mãe, obrigada por cuidar dos meus filhos anos atrás quando toda essa trajetória teve início na Faculdade Odontologia. Pai, obrigada por sempre estar disponível quando eu preciso. Os senhores são especiais demais para exprimir em palavras.

Agradeço ao meu esposo, amigo e companheiro Altair Soares Pereira Neto, que sempre esteve comigo em todos os momentos, me apoiando, incentivando, cuidando de mim e dos nossos filhos enquanto eu me dedicava ao estudo. Obrigada por acreditar em mim e nos meus sonhos. Você foi o grande responsável por eu chegar até aqui e sei que sempre estará disposto a me dar a mão para que eu possa seguir mais adiante. Obrigada por se levantar na madrugada e me esperar voltar tarde da noite e por compreender a importância que o estudo tem para mim. Sem você nada disso seria possível.

Aos meus filhos Gustavo Dutra Cavalcanti e Giullia Dutra Soares Pereira, agradeço por compreenderem minhas ausências e meus momentos de estresse. Ainda que vocês não tenham conhecimento disto, me incentivaram enormemente a buscar novos rumos para minha profissão. Espero poder ser exemplo para vocês e,

por isso, quero me superar a cada dia. Vocês são tudo para mim e por vocês eu faço qualquer coisa. Espero poder estar presente durante toda sua formação incentivando e apoiando suas escolhas, dando força e auxiliando no que for preciso.

A minha família e meus amigos, agradeço aos que direta ou indiretamente participaram em todas as etapas do meu desenvolvimento pessoal e profissional. A todos que estão perto ou longe, mas que acreditam em mim e no meu potencial.

Agradeço ao meu Orientador Professor Dr. Victor Talarico Leal Vieira por aceitar me guiar na construção deste trabalho. Obrigada por sua dedicação, incentivo e orientação, que me conduziram a alcançar os objetivos traçados. Obrigada por acreditar e confiar que eu seria capaz de concluí-lo, por compartilhar todos os seus conhecimentos e suas descobertas. Gratidão por sua atenção e por tudo que me ensinou.

Ao Coordenador Geral do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Professor Dr. Flávio Rodrigues Ferreira Alves, meu agradecimento por seu compromisso e dedicação com a excelência do curso.

A todo corpo docente do programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Grande Rio meus agradecimentos mais verdadeiros. Aos senhores que participaram da construção da minha formação como futura professora agradeço por suas aulas, orientações, apoio e conhecimento, os quais, levarei comigo sempre como os melhores exemplos.

Meu agradecimento aos professores do Curso de Especialização Prof. Dr. Igor Bastos Barbosa, Prof. Ms. Sérgio Sacramento, Prof. Ms. Fernando Paixão, Profa. Vanessa Dutra Penna, Profa. Ludmilla Siqueira, e todos os outros, por sua atenção e por tudo que me ensinaram sobre Endodontia. Obrigada por acreditarem

em mim, me incentivarem a seguir a diante e ir além do que eu poderia imaginar e por permitirem que eu faça parte desta equipe

Agradeço ao meu primeiro professor de Endodontia na Graduação de Odontologia Prof. Dr. Edson Jorge Lima Moreira que desde a disciplina de Endodontia I me incentivava a seguir nesta área.

Aos colegas de turma agradeço o apoio e incentivo, por dividir comigo toda essa jornada de aprendizado e evolução da nossa vida profissional. Ao longo desses dois anos de formação criamos vínculos que espero levar por toda vida.

Agradeço em especial minha companheira de jornada Paula Regina Nepomuceno que dividiu comigo os anseios e as dúvidas. Obrigada por me apoiar e por não me deixar desistir e ao colega Marcelo Omena que tanto me ouviu nos momentos de dúvida.

E a todos que não mencionados, minha mais sincera gratidão por sua participação na minha formação e no meu crescimento profissional e pessoal.

A todos meus mais sinceros agradecimentos.

EPÍGRAFE

Sonhos não morrem, apenas adormecem na alma da gente e basta só uma frase para eles renascerem outra vez. Se caíres ergue-te e anda. Caminha para frente, regressa aos teus deveres e esforça-te a cumpri-los. Ora, pedindo a Deus mais força para a marcha. Muitas vezes, a queda é uma lição de vida. Quem cai sente o valor do perdão aos caídos. O futuro te espera...Segue e confia em Deus.

Chico Xavier

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	17
1.1 PREPARO QUÍMICO MECÂNICO DO SISTEMA DE CANAIS RADICULARES	20
1.2 MOVIMENTOS DOS INSTRUMENTOS EM ENDODONTIA	22
1.2.1 Movimento Rotatório Contínuo (RC)	25
1.2.2 Movimento Oscilatório Recíproco Assimétrico - Reciprocante (RT)	25
1.3 CAPACIDADE DE CORTE DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS	26
1.4 INSTRUMENTOS PROTAPER®	29
1.4.1 ProTaper® Universal (F2)	29
1.4.2 ProTaper® Gold (F2)	30
1.4.3 ProTaper® Next (X2)	31
1.5 LIGAS METÁLICAS DE NITI	31
2. JUSTIFICATIVA	34
3. OBJETIVOS	35
3.1 OBJETIVOS GERAIS	35
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	35
4. MATERIAIS E MÉTODOS	36
4.1 INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS ANALISADOS E DIVISÃO DOS GRUPOS	36
4.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	37
4.3 AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA	37
4.4 ENSAIO DE CAPACIDADE DE CORTE	38
4.5 ENSAIOS DE FLEXÃO EM 45° DOS INSTRUMENTOS	38
4.6 ENSAIOS DE FLAMBAGEM DOS INSTRUMENTOS	39
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	39
5. RESULTADOS	40
5.1 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)	40
5.2 MORFOMETRIA E ENSAIOS MECÂNICOS	42

6. DISCUSSÃO	43
7. CONCLUSÕES.....	47
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

RESUMO

Objetivo: Este estudo se propôs avaliar a capacidade de corte com acionamento em Rotação Contínua (RC) e Reciprocante (RT) e as propriedades mecânicas de instrumentos ProTaper®. **Material e métodos:** Foram utilizados um total de 30 instrumentos: ProTaper® Universal F2 (n=10), ProTaper® Gold F2 (n=10), ProTaper® Next X2 (n=10). Os ensaios de flambagem e flexão em 45° foram realizados utilizando uma máquina de ensaio universal EMIC DL 200-MF. A capacidade de corte foi medida através de um modelo montando o motor na mesma máquina, o contra ângulo foi adaptado à célula de carga do equipamento. Os dados foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk. O teste de hipótese adotado foi o ANOVA complementado pelo Student-Newman-Keuls. O nível de significância foi de 5%. **Resultados:** Os instrumentos apresentaram a seguinte ordem de flexibilidade: PTG>PTU>PTN ($p<0,05$). Em relação à resistência a flambagem obteve-se que: PTU>PTN>PTG. No teste de capacidade de corte PTU=PTG=PTN quando acionados em RC. Em RT Os instrumentos PTU<PTG=PTN. A cinemática de rotação contínua apresentou maior capacidade de corte em relação à reciprocante para todos os instrumentos testados ($p<0,05$). **Conclusões:** Os instrumentos PTG apresentaram maior flexibilidade e os PTU maior resistência a flambagem. A capacidade de corte foi afetada pela cinemática do instrumento sendo a rotação contínua a com maior corte. Quando acionados em rotação contínua os instrumentos Protaper não apresentaram diferenças, porém na cinemática reciprocante a PTU apresentou menor capacidade de corte.

Palavras Chaves: Capacidade de corte; Movimento reciprocante; Instrumentos endodônticos de NiTi; Resistência a flambagem; Resistência a torção.

ABSTRACT

Aim: This study evaluated the cutting capacity with actuation in Continuous Rotation (RC) and Reciprocal (RT) and the mechanical properties of ProTaper® instruments.

Material and methods: A total of 30 instruments were used: ProTaper® Universal F2 (n=10), ProTaper® Gold F2 (n=10), ProTaper® Next X2 (n=10). Buckling and 45° bending tests were performed using an EMIC DL 200-MF universal testing machine. The cutting capacity was measured through a model assembling the engine on the same machine, the contra-angle was adapted to the load cell of the equipment. Data were submitted to the Shapiro-Wilk normality test. The hypothesis test adopted was ANOVA complemented by Student-Newman-Keuls. The significance level was 5%.

Results: The instruments presented the following flexibility order: PTG>PTU>PTN ($p<0.05$). Regarding the buckling resistance, it was obtained that: PTU>PTN>PTG. In the test of cutting capacity PTU=PTG=PTN when activated in RC. In RT Instruments PTU<PTG=PTN. Continuous rotation kinematics presented higher cutting capacity in relation to reciprocating kinematics for all tested instruments ($p<0.05$). **Conclusions:** PTG instruments presented greater flexibility and PTU greater resistance to buckling. The cutting capacity was affected by the kinematics of the instrument, with continuous rotation being the one with the greatest cut. When activated in continuous rotation, the Protaper instruments did not show differences, but in reciprocating kinematics the PTU showed lower cutting capacity.

Keywords: Cutting capacity; reciprocating movement; NiTi endodontic instruments; Buckling resistance; Torsion resistance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Broca endodôntica de Beutelrock em uma peça de mão com um ângulo flexível de 1912	23
Figura 2	Cursor Filling (W&H) de 1928	23
Figura 3	Peça de mão Racer (W&H) de 1959.....	24
Figura 4	MEV Instrumento ProTaper® Universal F2 (25/08) magnificação 87x.....	43
Figura 5	MEV Instrumento ProTaper® Gold F2 (25/08) magnificação 80x	44
Figura 6	MEV Instrumento ProTaper® Next X2 (25/08) magnificação 100x	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Resultados dos Diâmetros \pm Desvio padrão dos instrumentos	43
Tabela 2	Média e desvio padrão da resistência a flexão, flambagem e capacidade de corte dos instrumentos estudados	43

LISTA DE ABREVIATURA

IME	Instituto Militar de Engenharia
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
NiTi	Níquel-Titânio
PQM	Preparo Químico Mecânico
PTG	ProTaper® Gold
PTN	ProTaper® Next
PTU	ProTaper® Universal
RC	Rotação Contínua
RT	Reciprocante
SA	Sentido anti-horário
SCR	Sistema de Canais Radiculares
SH	Sentido horário

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O tratamento endodôntico visa remover todo tecido pulpar e eliminar o maior número de microrganismos e seus subprodutos do Sistema de Canais Radiculares (SCR). Esses processos buscam proporcionar um formato adequado do preparo para que o conduto esteja pronto para receber o material obturador com o objetivo de selar tridimensionalmente o sistema de canais radiculares (SCHILDER, 1974).

O potencial de corte dos instrumentos endodônticos está diretamente relacionado ao material do qual este é constituído, a forma como a liga metálica é preparada, à geometria da seção transversal, ao espaço entre as arestas de corte, aos tratamentos das superfícies, assim como o movimento empregado durante a sua utilização (SCHAFER, 1999).

Compreender a estrutura e as características morfológicas dos instrumentos endodônticos de Níquel-Titânio (NiTi), é muito importante na escolha do instrumento adequado para o tratamento de canais radiculares curvos. Nos dispositivos fabricados por desgaste, quanto menor for o número de arestas de corte transversais, maior será a resistência à fratura por flexão rotacional e à torção. A capacidade de corte dos instrumentos endodônticos é afetada por muitos fatores e é uma interação complexa de diferentes parâmetros, como materiais, propriedades metalúrgicas, desenho transversal, número de estrias laterais de corte, capacidade de remoção de lascas de dentina e ângulo de helicoidal (ou seja, o ângulo entre as lâminas e o longo eixo do instrumento) que depende da seção transversal, da configuração e do número de ranhuras (SCHAFER, 1999).

O principal material utilizado na confecção de instrumentos endodônticos acionados a motor são as ligas de NiTi, pois os resultados de inúmeros trabalhos

concluíram que sua superelasticidade consegue proporcionar a manutenção do trajeto original do conduto radicular durante o tratamento endodôntico (THOMPSON, 2000).

A remoção mecânica da dentina contaminada se dá pelo corte das paredes do canal durante sua instrumentação visando obter uma forma cônica progressiva, propiciando uma ação mais adequada das soluções irrigadoras e promovendo uma obturação do SCR satisfatória (YU & SCHILDER, 2001).

Os instrumentos rotatórios de NiTi tornaram-se muito populares devido as suas já descritas características. No entanto, clinicamente, a separação de instrumentos ainda continua sendo uma das grandes preocupações em um tratamento endodôntico (YARED & KULKARNI, 2004).

Ao longo dos anos, várias modificações nos instrumentos NiTi foram propostas para superar as limitações referentes as fraturas dos instrumentos. Os avanços nos processos de metalurgia e fabricação permitiram o desenvolvimento de instrumentos mais flexíveis e resistentes à fratura por causa de seu design inovador e tratamentos térmicos, mas o tipo de movimento também foi amplamente estudado e hoje tem-se o conhecimento de que esse é considerado um fator importante que pode afetar a resistência à fadiga de um instrumento endodôntico (JOHNSON *et al.*, 2008).

Yared (2008), baseando-se nos princípios de forças balanceadas que Roane desenvolveu na década de 1980, propôs uma nova técnica de instrumentação utilizando apenas um instrumento F2 do Sistema ProTaper® para realizar o preparo de um canal utilizando o movimento recíproco visando reduzir a fadiga cíclica do instrumento.

Essa cinemática quando aplicada a instrumentos de NiTi, é um fator que aumenta a resistência a fadiga cíclica quando comparado ao movimento rotatório convencional, podendo reduzir os riscos de fratura tanto por fadiga quanto por torção na utilização desses instrumentos no preparo dos canais radiculares (DE-DEUS *et al.*, 2010).

A Endodontia evoluiu substancialmente buscando técnicas de instrumentação mecanizadas de modelagem do SCR. Com o advento do surgimento de novas ligas metálicas, tendo como destaque o NiTi, foi possível desenvolver instrumentos mais modernos, flexíveis e resistentes à fratura, possibilitando a utilização de movimentos rotatórios automatizados (LARSEN *et al.*, 2009; PEIXOTO *et al.*, 2010).

O ProTaper® Next (PTN) é um sistema de instrumentos (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça) que se apresenta como uma versão aprimorada do instrumento ProTaper® Universal (PTU) (Dentsply Sirona) que buscou melhorar as propriedades mecânicas como a eficiência de corte, maior flexibilidade, maior resistência à fadiga e à torção. Desta forma a PTN mais indicada no preparo de canais curvos. Em relação ao tempo médio necessário para preparar os canais com os diferentes instrumentos, a instrumentação com os PTN foi significativamente mais rápida do que com os instrumentos Mtwo (VDW, Munique – Alemanha), PTU (Dentsply Sirona - Ballaigues, Suíça) e BT-RaCe (FKG – La Chaus-de-Fonds, Suíça) (Bürklein, 2014), porém sem remover dentina em excesso (Brasil *et al.*, 2017). Eles são feitos de liga de NiTi e recebem um tratamento térmico especial (M-Wire), tem seção transversal retangular descentralizada inovadora e movimento rotativo assimétrico, que segundo o fabricante, melhoram a forma do canal (YILMAZ *et al.*, 2020).

O surgimento de novas cinemáticas para a instrumentação de canais na terapia endodôntica e que estas têm a premissa de minimizar o potencial de fraturas

dos instrumentos utilizados, justifica-se analisar a eficácia e eficiência dessas técnicas diante da capacidade de corte dos instrumentos usados. Estudos demonstram a segurança dos instrumentos utilizados na cinemática rotatória e recíproca em relação ao torque e em relação a fadiga cíclica, porém não existem estudos demonstrando o efeito deste movimento na capacidade de corte dos instrumentos. Outro aspecto importante a ser considerado é que os instrumentos utilizados nestes estudos apresentavam geometria e tratamentos térmicos obsoletos.

Essa carência de pesquisas, principalmente em relação a capacidade de corte dos instrumentos diante de diferentes cinemáticas justifica a necessidade de realizar o presente estudo.

1.1 PREPARO QUÍMICO MECÂNICO DO SISTEMA DE CANAIS RADICULARES

O objetivo final do tratamento endodôntico é eliminar do SCR toda fonte de infecção e inflamação para que o periodonto apical possa se reestabelecer. Primeiro deve-se limpar e modelar os canais de maneira adequada, para eliminar as bactérias e os restos de tecido, e, em seguida, proceder uma obturação tridimensional (SCHILDER, 1967).

Limpeza e modelagem é a fase mais importante do tratamento do canal radicular. Limpeza envolve a remoção de todos os substratos orgânicos do sistema de canais radiculares. Estes substratos podem promover ou manter o crescimento bacteriano no SCR (BUCHANAN, 1993).

O terço apical é o mais difícil de limpar e modelar por causa da complexidade de sua anatomia. O conceito de limpeza envolve a remoção de todos

os substratos orgânicos do SCR. Já a definição de moldelagem do canal significa desenvolver uma forma cônico progressiva do terço cervical para apical com o objetivo de obturar o SCR de forma tridimensional (YU & SCHILDER, 2001).

Técnicas com instrumentos de NiTi acionados a motor permitem uma menor extrusão de detritos e irrigantes quando comparadas às técnicas manuais de instrumentação. Isso se deve ao movimento de rotação que tende a dirigir os detritos para a entrada do canal evitando a sua compactação na região do ápice radicular (FERRAZ *et al.*, 2001).

O tratamento endodôntico inclui a entrada na cavidade pulpar, esvaziamento, limpeza e modelagem e, finalmente, obturação tridimensional. A limpeza do SCR visa eliminar agentes irritantes como bactérias e seus produtos e o tecido pulpar degradado. A limpeza é realizada pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos na parede interna do conduto e pela ação química do agente de irrigação. Conforme o canal radicular é ampliado, a solução irrigadora tem espaço para circular no canal, penetrando profundamente neste e propiciando uma melhor remoção dos debrís (ESTRELA, 2004).

Num estudo realizado sobre a análise comparativa do preparo biomecânico em canais curvos com instrumentos manuais tipo Flexofile e dois sistemas rotatórios, o sistema K3 Endo e o sistema RACE, o autor pôde concluir que não foram observadas diferenças significativas nos terços cervicais dos canais e nos terços apicais os dois sistemas rotatórios (K3 e RaCe) mostraram melhores resultados quando associados à irrigação manual (LEONARDI, 2004).

O PQM (Preparo Químico Mecânico) de um canal radicular é realizado por meio do emprego de instrumentos endodônticos, de soluções químicas auxiliares e da irrigação e aspiração. Este procedimento também tem sido denominado preparo

químico-cirúrgico, preparo biomecânico, designação esta introduzida na II Convenção Internacional de Endodontia, na Universidade da Pensilvânia, Filadélfia, EUA; de limpeza e modelagem (*cleaning and shaping*) por Schilder; ou, simplesmente, de instrumentação (LOPES & SIQUEIRA, 2015).

1.2 MOVIMENTOS DOS INSTRUMENTOS EM ENDODONTIA

Rollins (1899) desenvolveu a primeira peça de mão endodôntica para instrumentação de canal radicular que foi usada com agulhas especialmente projetadas a 100 rpm (MILAS, 1987).

Em 1912, foi desenvolvida uma broca de mão com ângulo flexível para ser usada em uma peça de mão (HULSMANN, 2005). (Fig. 1).

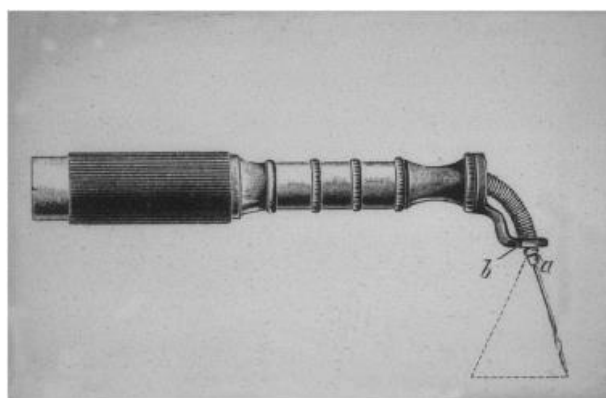


Figura 1. Broca endodôntica de Beutelrock em uma peça de mão com um ângulo flexível de 1912. (Reproduzido de Hulsmann, 2005)

A primeira referência de instrumentação rotatória mecanizada foi realizada por Oltramare em 1892 que usava agulhas finas de seção retangular que podiam ser conectadas a uma peça de mão que acionava o movimento já dentro do canal (HULSMANN *et al.*, 2005).



Figura 2. Peça de mão – Cursor Filling (W&H) de 1928. (Reproduzido de Hulsmann, 2005)

Em 1928, a empresa austríaca W&H (Buermoos, Áustria) desenvolveu uma nova peça de mão (contra ângulo) com movimentos rotatórios e verticais combinados chamada de “Cursor Filling”. (Fig. 2). Somente no final da década 1950 as peças de mão endodônticas se tornaram populares na Europa com a comercialização da Racer (W&H) em 1959 (HULSMANN *et al.*, 2005). (Fig.3)

A fase do tratamento endodôntico que apresentou as maiores transformações nos últimos anos foi a do preparo mecânico do SCR. Isso se deve a gradativa “substituição” das técnicas de modelagem manual dos canais radiculares pela automatização e mecanização dessa etapa (SEMAAN *et al.*, 2009).

A Canal Finder foi a primeira peça de mão endodôntica com um movimento parcialmente flexível. A amplitude do movimento do instrumento vertical dependia da velocidade de rotação e da resistência do instrumento no interior do canal radicular e mudou para um movimento rotacional com resistência crescente. Foi uma tentativa de tornar a anatomia do canal radicular ou pelo menos o diâmetro do canal radicular um fator de influência principal no comportamento do instrumento dentro do canal.

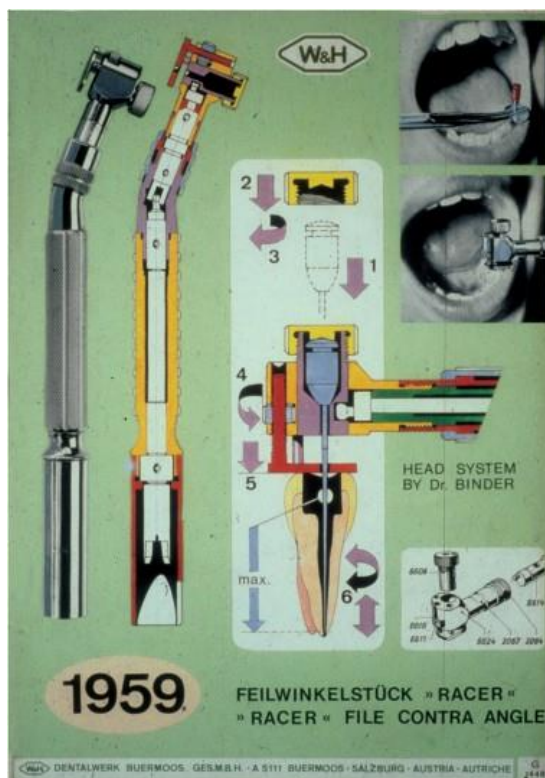


Figura 3. Peça de mão Racer (W&H) de 1959. (Reproduzido de Hulsmann *et al.*, 2005)

A instrumentação do SCR que inicialmente era executada de forma manual e com instrumentos rudimentares de aço, tornou-se mecanizada, e com a evolução dos instrumentos para ligas mais flexíveis e resistentes, tornou-se mais segura. As técnicas que usam estes instrumentos possuem algumas desvantagens, como o uso de muitas brocas e limas para conseguir certo preparo do SCR, o maior tempo necessário para modelar o canal e o alto índice de transporte apical (LOPES & BORTOLINI, 2014).

A instrumentação mecanizada trabalhava basicamente com um tipo de movimento: o movimento rotatório contínuo, denominado movimento Rotatório. Após a introdução dos instrumentos manuais endodônticos de NiTi por Wallia *et al.*, 1988, muitos instrumentos rotatórios NiTi foram desenvolvidos. Um novo tipo de

movimento rotatório foi introduzido: o movimento rotatório alternado ou recíproco assimétrico, denominado movimento Recíprocante (ÇAPAR & ARSLAN, 2015).

1.2.1 Movimento Rotatório Contínuo (RC)

Durante o preparo do canal radicular, os instrumentos rotatórios de níquel titânio podem sofrer dois tipos de fratura: fadiga flexural (cíclica) e fadiga torsional (SATTAPAN *et al.*, 2000).

O movimento rotatório contínuo (360°) no sentido horário possibilita o corte da dentina juntamente com a progressão do instrumento em direção apical. Esse movimento auxilia na extrusão de debris dentinários em direção a região cervical, possibilita movimentos de 'vai-e-vem', 'pincelamento' e 'bicada' que diminuem a possibilidade do efeito de aparafusamento do instrumento no interior do canal (PEDULLÀ *et al.*, 2013).

Estes instrumentos fornecem um preparo com tempo menor, com conicidade, centralizados e com baixas taxas de irregularidades (VILAS-BOAS *et al.*, 2013).

Os sistemas produzidos com liga NiTi, tem um movimento rotatórios de 360°, e compõem uma considerável renovação nos métodos de instrumentação dos SCR, principalmente em canais atrésicos e curvos (AQUINO *et al.*, 2015).

1.2.2 Movimento Oscilatório Recíproco Assimétrico - Recíprocante (RT)

O movimento recíprocante consiste em uma cinemática diferente, também foi introduzido com o objetivo de tornar o preparo mais rápido, diminuindo a fadiga cíclica e buscando a eliminação de contaminação cruzada. Yared, (2008), utilizou os conceitos de movimento de força balanceada de Roane, (1985) com rotação

alternada ou recíproca e utilizou um único instrumento Protaper® F2 para realizar a completa instrumentação de dentes com ou sem curvatura.

Os ângulos estabelecidos foram menores que o limite de elasticidade preconizados para o instrumento, sendo o ângulo do movimento no sentido horário maior que o ângulo utilizado no sentido anti-horário. Neste caso foi necessário usar mínima pressão ao instrumento para obter o avanço no sentido apical (YARED, 2008).

A técnica do autor apresentava grandes vantagens: melhor relação custo-benefício devido a utilização de um único instrumento; com o instrumento de uso único é possível reduzir ou eliminar a contaminação cruzada, visto que a técnica preconiza o descarte do instrumento após o uso. O autor sugeriu o desenvolvimento de novos trabalhos para avaliar extrusão apical de debris, incidência de fratura do instrumento, transporte do canal e necessidade de pré alargamento (YARED, 2008).

1.3 CAPACIDADE DE CORTE DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS

Em 1970, Molven desenvolveu o primeiro trabalho em Endodontia que visava estudar a eficiência de corte de instrumentos endodônticos, para isso ele utilizou instrumentos manuais e acionados a motor em 140 discos de dentina e a força aplicada não era controlada. Cada canal foi instrumentado por aproximadamente dois minutos e foi fotografado. O autor pode concluir que apesar do experimento ter sido executado cuidadosamente o desvio padrão das medidas foi de 25% devido a variabilidade apresentada pelos instrumentos. O grupo que apresentou melhor remoção de dentina foi o Antæose® *nerve canal file type* K 99 acionada no motor Racer e o instrumento Hedstroen número 1 manual.

Em um estudo para avaliar a perda da eficiência de corte dos instrumentos devido à deformação plástica e o desgaste da superfície, os autores definiram que a eficiência de corte de um instrumento endodôntico pode ser descrita como sendo “o volume efetivo de dentina removida (ou substitutos, como: osso, resina acrílica etc.) por unidade de comprimento (distância no preenchimento linear, número de voltas em rotação etc.) sob condições de corte bem definidas como: pressão de contato, força de tração, torque, lubrificação etc. (YGUEL-HENRY & STEBUT, 1994).

Ao analisar instrumentos ProFile após de 7 ciclos de esterilização em autoclave, os autores concluíram que houve uma redução de 20% na capacidade de corte quando comparados com os novos instrumentos nunca esterilizados. Após 14 ciclos, a eficiência de corte foi reduzida em até 50%. Portanto, a eficiência de corte está diretamente relacionada ao número de vezes em que o instrumento passa pelo processo de esterilização. Essa redução na capacidade em remover o material dentinário pode elevar o tempo de trabalho (RAPISARDAA *et al.*, 1999).

Ao analisar a influência de diferentes configurações transversais, e a influência de diferentes números de estrias na eficiência de corte de instrumentos de canal radicular para uso manual tanto em movimento rotatório quanto em movimento linear de trabalho o autor pôde concluir que a capacidade de corte dos instrumentos endodônticos é afetada por vários fatores, sendo uma interação complexa de diferentes parâmetros, como material, propriedades metalúrgicas, desenho da seção transversal, número de estrias, capacidade de remoção de e ângulo helicoidal (ou seja, o ângulo entre as lâminas e o eixo longo do instrumento; este ângulo helicoidal depende da seção transversal (SCHAFER, 1999).

Um importante parâmetro a ser avaliado sobre a eficiência de corte de instrumentos endodônticos é o *rake angle* (ângulo de ataque), que é o ângulo

formado pela tangente da aresta de corte do instrumento e a extensão do raio do círculo ao redor da seção transversal do instrumento, porém, apesar de sua importância, não há estudos de eficiência de corte que utilizem o *rake angle* como única variável. O *rake angle* positivo, a lâmina está na mesma direção da força exercida para cotar o objeto. Um *rake angle* neutro a lâmina se encontra perpendicular ao objeto, e um *rake angle* negativo a direção da lâmina de corte se encontra oposta à força exercida para cortar o objeto. Embora a importância do *rake angle* não esteja claramente definida na literatura, alguns autores acreditam que um *rake angle* positivo pode aumentar a eficiência de corte e reduzir a energia necessária para cortar a dentina (SCHAFER & FLOREK, 2003).

A eficiência de corte dos instrumentos mecanizados é uma área que tem recebido muita atenção nos últimos anos. Quanto mais eficiente um instrumento rotatório, menos torque é necessário. Este conceito é importante, pois o torque excessivo é um dos principais fatores na segmentação do instrumento (KOCH & BRAVE, 2004).

Diversos fatores geométricos e dimensionais têm impacto direto na eficiência de corte de instrumentos endodônticos. O comprimento do *pitch* (passo) é uma característica importante do instrumento, podendo ser constante ou pode variar de acordo com o instrumento endodôntico em avaliação. Instrumentos com passos contínuos tendem a sofrer um ‘parafusamento’ dentro do conduto, enquanto aqueles que possuem passos variáveis podem diminuir significativamente a tendência de o instrumento sofrer essa ação (DIEMER & CALAS, 2004; KOCH & BRAVE, 2004).

Diferentes fatores como: propriedades metalúrgicas, desenho da ponta, formato das estrias de corte, resistência superficial do instrumento, configuração das lâminas de corte, seção transversal, capacidade de remoção de raspas de dentina e

técnica de instrumentação interagem diretamente na eficiência de corte dos instrumentos endodônticos (KIM *et al.*, 2005).

Em um estudo para comparar a eficiência de corte de cinco instrumentos de NiTi Alpha-File (Komet, Lemgo, Alemanha), FlexMaster (VDW, Munique, Alemanha), Mtwo (VDW, Munique, Alemanha), ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), e RaCe (FKG, La-Chaux-de-Fonds, Suíça), os autores puderam concluir que Mtwo e RaCe exibiram a maior eficiência de corte de todos os instrumentos rotativos NiTi testado. O desenho da seção transversal parece ser um parâmetro mais decisivo sobre a capacidade de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi do que o tipo de tratamento de superfície (SCHAFER, 2008).

Ao comparar a fadiga à flexão e a resistência à torção de instrumentos ProFile GT e GTX, levando em consideração suas características estruturais e dimensionais, os autores concluíram que o acúmulo de detritos entre as arestas de corte aumentará o torque do instrumento durante a instrumentação de canal radicular, aumentando assim a possibilidade de sua fratura e os resultados sugeriram que os instrumentos GTX fabricados com M-Wire são mais resistentes à fadiga à flexão do que instrumentos GT similares feitos com liga de NiTi convencional (PEIXOTO *et al.*, 2010).

1.4 INSTRUMENTOS PROTAPER ®

1.4.1 ProTaper ® Universal (F2)

O Sistema ProTaper Universal® foi apresentado em 2006 e surgiu para acrescentar alterações na configuração dos instrumentos do Sistema ProTaper®

que havia sido lançado em 2001 pela Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça. Além deste sistema, duas novas apresentações foram criadas com a intenção de alcançar todos os âmbitos do tratamento endodôntico, que foram o ProTaper® Tratamento e o ProTaper® Retratamento (LEONARDO & LEONARDO, 2009; WEBBER *et al.*, 2011).

Os instrumentos do Sistema ProTaper Universal® são de liga de NiTi convencional, fabricados por usinagem, apresentam ponta cônica circular com vértice arredondado e uma curva de transição na passagem da ponta para a haste helicoidal, sua seção transversal é triangular de convexa nos instrumentos S1, S2, SX, F1 e F2 e nos instrumentos F3, F4 e F5 ela se apresenta triangular de paredes retas e côncavas, tem diâmetros variáveis e podem ser utilizados com movimentos de giro contínuo ou alternado (LOPES & SIQUEIRA, 2020).

1.4.2 ProTaper ® Gold (F2)

Introduzidos no mercado os instrumentos ProTaper Gold® (PTG; Dentsply Tulsa Dental Specialties, OK, EUA), respeitam os mesmos princípios de geometria do PTU, com o mesmo número de instrumentos e instruções de uso. No entanto, um tratamento térmico patenteado denominado cabo de memória controlada (CM-Wire®) é usado na fabricação desses instrumentos (UYGUN *et al.*, 2015).

Os instrumentos ProTaper Gold® são de liga de NiTi de memória controlada, portanto apresentam maior flexibilidade, o que lhes confere a manutenção de sua forma original em canais curvos e apresentam maior resistência à flexão rotativa (fadiga) (LOPES; SIQUEIRA, 2020).

1.4.3 ProTaper ® Next (X2)

Os instrumentos PTN têm um design de seção transversal retangular e usam a liga M-Wire para melhorar sua flexibilidade e resistência à fadiga cíclica. A maior resistência à fratura pode ser o resultado do desenho não uniforme e da redução dos pontos de contato entre o instrumento e a parede do canal radicular. (ELNAGHY, 2014).

O Sistema ProTaper ® Next foi apresentado em 2013- (Dentsply (Maillefer, Ballaigues, Suíça). Os instrumentos são produzidos com a liga M-Wire, apresentam conicidade variável ao longo do seu comprimento, seção transversal retangular, cabo mais curto de 11 mm para melhorar o acesso aos molares, seu desenho produz um movimento rotatório assimétrico que reduz os pontos de contato do instrumento com a dentina em apenas duas arestas. Neste trabalho os autores recomendam utilizar o instrumento com uma velocidade de 300 rpm e um torque de 2 a 5,2 N.cm (PATEL, 2015).

Os instrumentos ProTaper Next® são produzidos a partir de liga de NiTi M-Wire, fabricados por usinagem, apresentam ponta cônica circular com vértice arredondado e uma curva de transição na passagem da ponta para a haste helicoidal, sua seção transversal é retangular, possui diâmetros e podem ser utilizados com movimentos de giro contínuo (LOPES; SIQUEIRA, 2020).

1.5 LIGAS METÁLICAS DE NITI

Durante o processo de fabricação as propriedades mecânicas e o comportamento das ligas de NiTi podem variar de acordo com a composição química da liga utilizada e o tratamento térmico realizado, o que pode alterar

beneficamente a performance do instrumento durante sua utilização. As pesquisas vêm avançando nesta área para alcançar melhorias no desempenho relacionado a resistência a fadiga cíclica e flexural, minimizar o risco de segmentação do instrumento e melhoria da capacidade de corte.

Por ter maior resistência e menor módulo de elasticidade em comparação com ligas de aço inoxidável a liga de NiTi vem sendo amplamente utilizada na produção de instrumentos endodônticos, pois permitem a construção de instrumentos mais flexíveis indicados para serem utilizados no preparo de canais curvos, porém essas modificações na liga de NiTi pode alterar sua capacidade de corte (THOMPSON, 2000).

O objetivo dos mais recentes avanços tecnológicos na Endodontia é desenvolver um sistema de instrumentação que propicie o adequado preparo dos canais radiculares, removendo a maior quantidade de material contaminado, usando o menor número de instrumentos, sem comprometer a desinfecção do SCR e, dessa forma reduzindo tempo de trabalho (LOPES & BORTOLINI, 2014).

O calor (temperatura) utilizado nos tratamentos térmicos e o tipo de metalurgia empregada podem promover maior flexibilidade aos instrumentos endodônticos. Os autores consideraram que isso poderia afetar a eficiência do corte a irrigação melhorou muito a eficácia de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi, pois o comportamento de corte depende tanto da configuração experimental, projeto do instrumento e condição de corte e concluíram que a irrigação durante a instrumentação melhorou a capacidade de corte dos instrumentos (SHEN & HAAPASALO, 2008).

O tratamento térmico da liga de NiTi consiste no aquecimento do material, até uma determinada temperatura e por um determinado tempo, que em seguida passa

por um processo de resfriamento controlado. Vários foram os tratamentos térmicos desenvolvidos para melhorar a flexibilidade e a resistência à fadiga por flexão dos instrumentos de NiTi. Porém, esses processos promovem alterações na microestrutura destes instrumentos que podem favorecer mudanças no comportamento de transformação da liga NiTi. Verificou-se que esses tratamentos modificam as propriedades mecânicas dos instrumentos, pois o desempenho mecânico das ligas de NiTi é sensível a alterações em sua microestrutura (SHEN et al. 2013).

M-Wire foi uma liga desenvolvida pela Tulsa Dental em 2007 onde o material trabalhado em diferentes temperaturas durante os processos de tratamentos térmicos exclusivos antes mesmo da usinagem dos instrumentos. Esse tipo de tratamento possibilitou o desenvolvimento de instrumentos mais flexíveis e mais resistentes a fadiga cíclica quando comparados a instrumentos confeccionados em liga de NiTi convencional. (GAVINI *et al.*, 2018).

2. JUSTIFICATIVA

As diferentes cinemáticas para a o preparo químico-mecânico dos canais radiculares vem sendo empregadas com a finalidade de minimizar o potencial de fraturas dos instrumentos de NiTi utilizados. Os mais atuais são fabricados com um tratamento termomecânico patenteado e pouco se sabe sobre sua capacidade de corte. Além disso, a literatura não apresenta evidências suficientes sobre a capacidade de corte dos instrumentos diante de diferentes cinemáticas. O ensaio de capacidade de corte foi executado com aplicação de força no longo eixo do instrumento (simulando o que ocorre clinicamente), diferente de outros estudos, que a força é aplicada transversalmente ao eixo (PEDULLÀ et al. 2020). A aplicação de força lateral não leva em conta a ação da ponta do instrumento e isso pode influenciar na progressão do mesmo clinicamente. Até o presente momento não existem trabalhos na literatura com o delineamento metodológico proposto.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVOS GERAIS

O presente trabalho tem o objetivo avaliar a capacidade de corte dos instrumentos em movimentos de Rotação Contínua, Reciprocante e testar a seguintes hipóteses nulas:

H₀₁ - Não há diferenças na flexibilidade dos instrumentos estudados.

H₀₂ – Não existe diferença na resistência a flambagem dos instrumentos estudados.

H₀₃- Não há diferenças na capacidade de corte dos instrumentos de acordo com a cinemática de acionamento.

H₀₄ - Não há diferenças na capacidade de corte dos instrumentos de acordo com o tipo de instrumento utilizando a mesma cinemática.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Nos instrumentos estudados:

- (1) Observar em MEV o acabamento superficial e da superfície de fratura;
- (2) Avaliar a flexibilidade dos instrumentos estudados através do ensaio de flexão em cantilever;
- (3) Avaliar a resistência a flambagem;
- (4) Avaliar a capacidade de corte dos instrumentos nas cinemáticas de rotação contínua e reciprocante.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental deste estudo foi conduzida nos laboratórios da Faculdade de Odontologia da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), e nos laboratórios de Ensaios mecânicos e de Microscopia eletrônica de Varredura do IME (Instituto Militar de Engenharia).

4.1 INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS ANALISADOS E DIVISÃO DOS GRUPOS

Foram utilizados 30 instrumentos divididos em 3 grupos, sendo eles: ProTaper® Universal F2 (n=10), ProTaper® Gold F2 (25/08) (n=10) e ProTaper® Next X2 (n=10) (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça). Eles foram inspecionados sob estereomicroscópio para descartar possíveis defeitos e foram divididos em 2 grupos para testar sua capacidade de corte nas cinemáticas Rotatória Contínua (RC), Reciprocante (RT), e analisar a eficácia e eficiência de cada sistema. Os movimentos recíprocos e rotatório foram realizados com um motor Econnect S® Eighteeth (Jiangsu Province, China) programado nas angulações de 150° (horário) e 30° (anti-horário).

Para atingir os objetivos almejados, dez instrumentos ProTaper® Universal F2 com calibre e *taper* 25/08, dez instrumentos ProTaper® Gold F2 com calibre e *taper* 25/08 e dez instrumentos ProTaper® Next X2 com calibre e *taper* 25/06, totalizando 30 instrumentos rotatórios de NiTi dos fornecedores habituais foram divididos aleatoriamente nos seguintes grupos:

Grupo 1: Instrumentos acionados pelo motor Econnect S® Eighteeth (Jiangsu Province, China) em Rotação Contínua.

Grupo 2: Instrumentos acionados pelo Econnect S® Eighteeth (Jiangsu Province, China) na cinemática Reciprocante (à direita).

4.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

A microscopia eletrônica de varredura foi realizada utilizando um MEV Quanta FEG 250 Laboratório de Microscopia Eletrônica (LME) do IME. A inspeção como recebido foi realizada para verificar o acabamento do material proporcionado pelo fabricante, e detectar possíveis defeitos existentes que poderiam interferir no resultado do ensaio de fadiga em flexão rotativa. Foram observados: superfície de acabamento, aresta lateral de corte e ponta do instrumento. Após o ensaio de flexão rotativa os instrumentos foram observados para verificar o tipo de fratura (dúctil ou frágil), e se ocorreu alguma deformação plástica. Para geração da imagem foi utilizada uma voltagem de 5 kV, e spot size de 5,5. O aumento utilizado foi de 100 X.

4.3 AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA

Na morfometria os instrumentos como recebido foram analisados com uma lupa Opticam (Modelo 1005t; Opticam, São Paulo, Brasil) no laboratório de microscopia da UNIGRANRIO. Foram avaliados a base da ponta (D_0), e os diâmetros D_1 a D_7 (a um até sete mm da ponta respectivamente), onde os dois últimos foram utilizados para obtenção da conicidade. As medidas obtidas foram utilizadas para verificar se há adequação à norma ANSI/ADA nº 101 (ANSI/ADA, 2001). A base da ponta foi avaliada com um aumento de 5x, e os diâmetros de D_1 a D_7 , para cálculo da conicidade, foram obtidos com aumento de 2x.

4.4 ENSAIO DE CAPACIDADE DE CORTE

Foi usado um o motor endodôntico acoplado a máquina de ensaio universal EMIC DL 200-MF (EIMC, São José dos Pinhais, SC, Brasil). Um aparato permitiu que o contra ângulo do motor Econnect S® Eighteeth (Jiangsu Province, China) fosse acoplado à célula de carga de 500N da máquina. Na base da mesma foi posicionado o bloco de resina. O instrumento foi posicionado com seu longo eixo perpendicular ao bloco e acionado, só então o ensaio foi iniciado. Cada sistema foi ajustado nas cinemáticas de rotação contínua e recíprocante. A velocidade e torque foram configurados de acordo com a recomendação do fabricante. A máquina foi programada para que fosse realizado um avanço de 3mm e um recuo de 2 mm no interior do canal, obtendo-se uma resultante de 1 mm de avanço, isto foi repetido múltiplas vezes até que a máquina se deslocasse 10mm. Após as várias incursões com o instrumento acionado, a máquina exibiu um relatório com os resultados da força máxima atingida para cada avanço. A máquina fez o movimento vertical com uma taxa de deslocamento constante de 15 mm/min.

4.5 ENSAIOS DE FLEXÃO EM 45° DOS INSTRUMENTOS

Os ensaios de flexão em 45° foram realizados com uma máquina de ensaio universal EMIC DL 200-MF, com uma célula de carga de 20 N. Os ensaios foram conduzidos com base na norma nº 28 da American Dental Association (ADA). Uma morsa de aço projetada para o ensaio foi usada para imobilizar os instrumentos à 3mm da ponta, onde foi aplicada a força no instrumento, a velocidade do ensaio foi de 15mm/min. Os cabos dos instrumentos foram mantidos à 45° fixados em outra morsa. Os resultados foram analisados pelo programa Tesc onde foram registrados:

a força máxima (gf), as forças em três ângulos (21°, 37° e 45°) e a deformação na força máxima (mm). Diversos trabalhos empregaram esta metodologia (LOPES *et al.* 2010; LOPES *et al.* 2011; RODRIGUES *et al.* 2011; TESTARELI *et al.* 2013; LOPES *et al.* 2013; Lopes *et al.*, 2020) visando avaliar a flexibilidade dos instrumentos endodônticos.

4.6 ENSAIOS DE FLAMBAGEM DOS INSTRUMENTOS

Neste ensaio, como em um estudo prévio (Lopes *et al.*, 2020), uma carga foi aplicada na direção do longo eixo de cada instrumento utilizando uma máquina de ensaio universal EMIC DL 200-MF. A carga máxima para que a flambagem (deformação elástica lateral) do instrumento foi registrada. A configuração de montagem do ensaio utilizou uma célula de carga de 20N onde foi acoplado um mandril para apreensão da haste de fixação do instrumento. Após a fixação do instrumento no mandril, a máquina cursou com um movimento compressivo que levou a ponta do mesmo a uma superfície de alumínio rugosa em uma velocidade de 15mm/min.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi empregado o teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados. Após isto foi realizado o teste ANOVA complementado pelo teste de Student-Newman-Keuls. O nível de significância (α) utilizado foi de 5%.

5. RESULTADOS

5.1 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

Os instrumentos como recebidos foram lavados em álcool absoluto por 5 minutos em uma cuba ultrassônica antes de serem observados em um microscópio eletrônico de varredura MEV Quanta FEG 250.

Os instrumentos foram observados no MEV para avaliar:

- Superfície de acabamento
- Ponta do instrumento
- Junção intermediário/haste de fixação
- Aresta lateral de corte

O acabamento superficial dos instrumentos estudados pode ser observado nas micrografias a seguir:

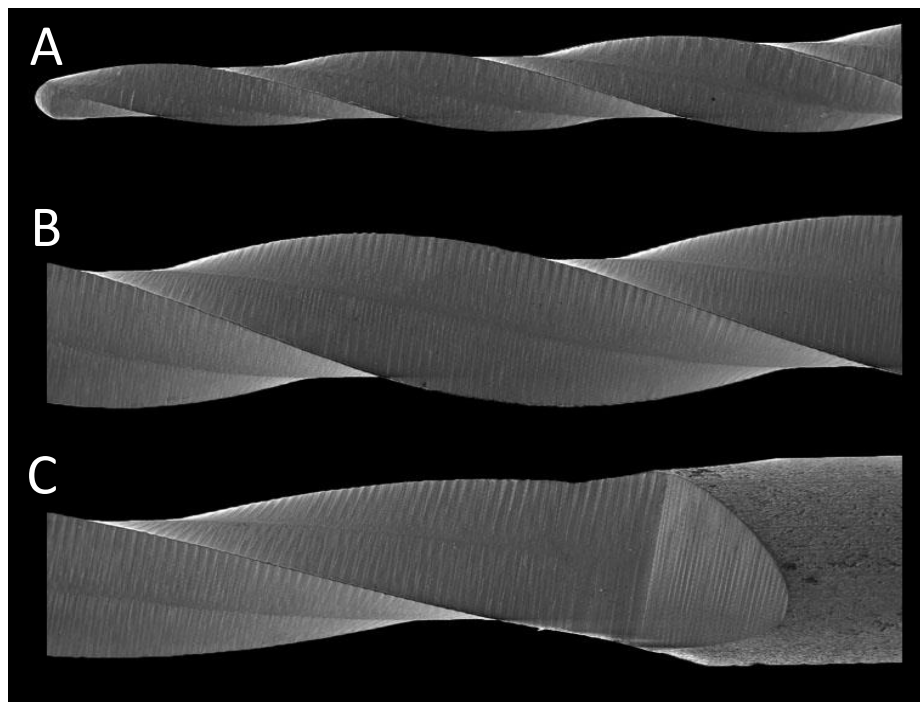


Figura 4. MEV Instrumento ProTaper® Universal F2 (25/08) magnificação 87x. (A) Ponta, (B) meio da parte ativa, e (C) Intermediário.

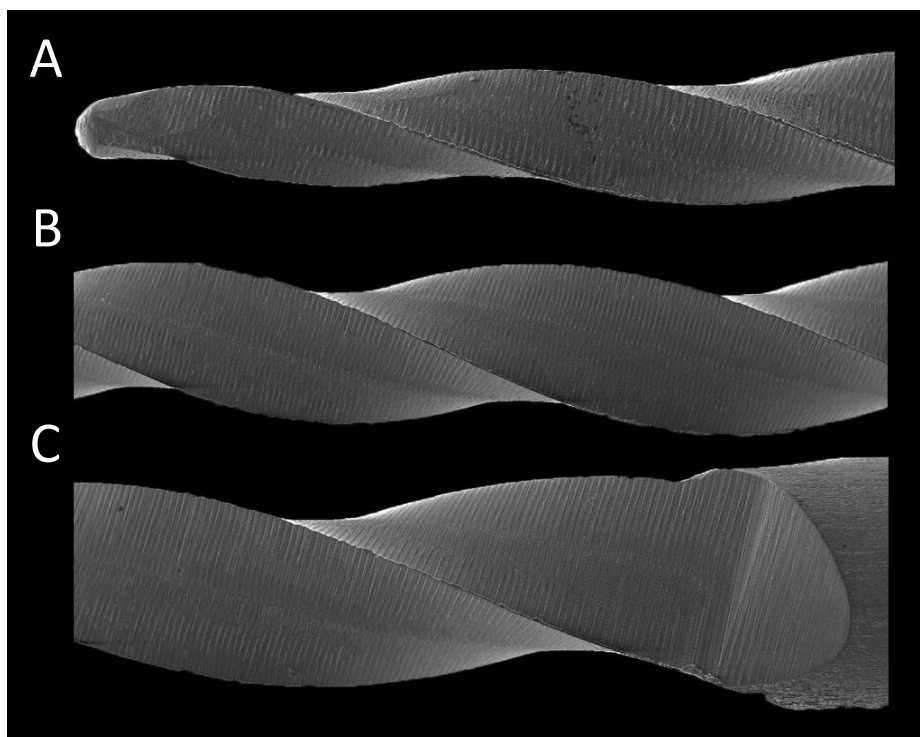


Figura 5. MEV Instrumento ProTaper® Gold F2 (25/08) magnificação 80x. (A) Ponta, (B) meio da parte ativa, e (C) Intermediário.

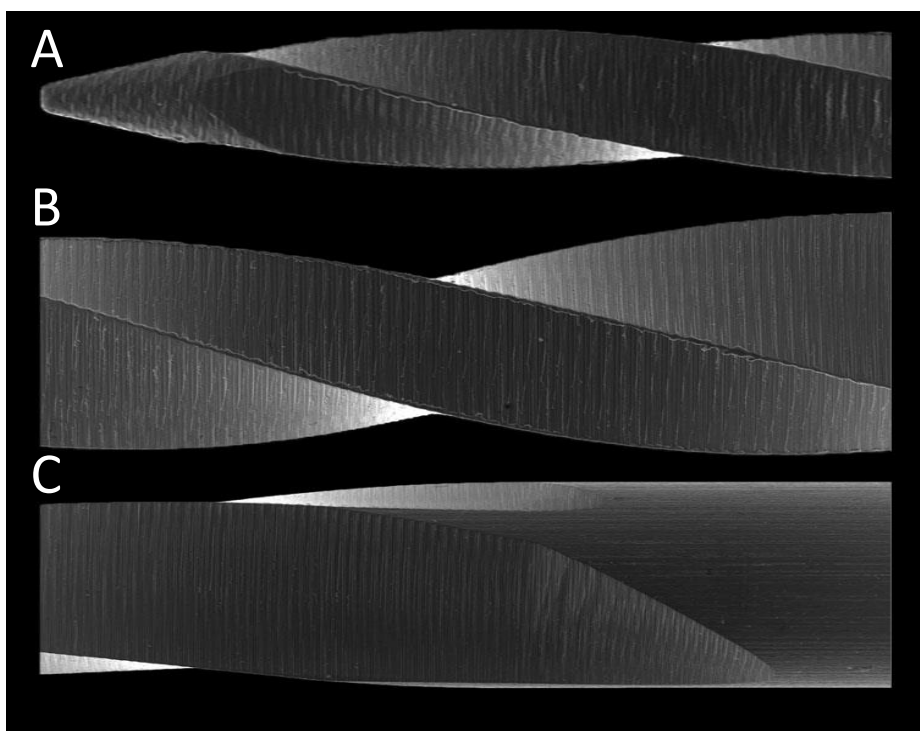


Figura 6. MEV Instrumento ProTaper® Next X2 (25/08) magnificação 100x. (A) Ponta, (B) meio da parte ativa, e (C) Intermediário.

Ao analisar as imagens dos instrumentos obtidas pelo MEV, observou-se diferentes padrões na qualidade das superfícies dos diferentes sistemas. Pode-se observar rebarbas nas arestas laterais de corte, defeitos na ponta dos instrumentos, marcas em toda extensão do instrumento, decorrentes provavelmente do processo de fabricação por usinagem.

5.2 MORFOMETRIA E ENSAIOS MECÂNICOS

Os resultados da morfometria e dos ensaios de flexão em 45° e flambagem se encontram nas tabelas abaixo relacionadas.

Tabela 1. Resultados dos Diâmetros \pm Desvio padrão dos instrumentos

	D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7
PTU	0,26 \pm 0,02 ^A	0,33 \pm 0,02 ^B	0,41 \pm 0,02 ^B	0,49 \pm 0,02 ^B	0,57 \pm 0,02 ^B	0,65 \pm 0,03 ^B	0,73 \pm 0,04 ^B	0,81 \pm 0,04 ^B
PTG	0,26 \pm 0,02 ^A	0,33 \pm 0,01 ^B	0,41 \pm 0,01 ^B	0,50 \pm 0,01 ^B	0,57 \pm 0,01 ^B	0,66 \pm 0,02 ^C	0,74 \pm 0,02 ^B	0,82 \pm 0,03 ^B
PTN	0,22 \pm 0,07 ^A	0,30 \pm 0,02 ^A	0,37 \pm 0,02 ^A	0,42 \pm 0,03 ^A	0,48 \pm 0,03 ^A	0,54 \pm 0,04 ^A	0,60 \pm 0,05 ^A	0,67 \pm 0,05 ^A

Tabela 2. Média e desvio padrão da resistência à flexão, flambagem e capacidade de corte dos instrumentos estudados. Letras sobrescritas diferentes indicam diferença estatisticamente significante

Instrumento	Flexão (gf)	Flambagem (gf)	Corte recip (gf)	Corte rotatório (gf)
PTU	376,57 (43,46) ^c	678,80 (20,19) ^c	90,78 (5,77) ^A	58,91 (5,84) ^A
PTG	307,10 (18,90) ^a	306,50 (24,63) ^a	79,97 (9,62) ^B	59,34 (5,87) ^A
PTN	528,60 (55,40) ^b	488,50 (35,84) ^b	84,81 (3,44) ^B	65,03n(7,61) ^A

6. DISCUSSÃO

O processo de produção dos instrumentos de liga NiTi difere dos instrumentos de aço pois são produzidos por usinagem, normalmente os de aço são produzidos por torção. Isso pode influenciar no acabamento superficial, pois o processo de fresagem pode favorecer o surgimento de irregularidades na superfície, o que pode causar defeitos nas arestas de corte e conseqüentemente pode reduzir a capacidade de corte (Thompson, 2000). Os resultados do presente estudo corroboram com outros que demonstraram que o método de produção por usinagem pode resultar em defeitos na superfície, e isso pode gerar pontos de tensão que levam a maior risco de fratura por fadiga. Isto se torna evidente nas imagens de microscopia eletrônica de varredura, que a pesar de serem qualitativas, demonstram estes defeitos (Figs. 4, 5 e 6).

Ao analisar os dados obtidos na morfometria observou-se que os instrumentos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes em D_0 ($p > 0,05$). A partir do D_1 o comportamento dos instrumentos se manteve de forma homogênea não indicando diferença entre os instrumentos PTU e PTG ($p > 0,05$), pois ambos apresentam mesma seção reta transversal e mesmos diâmetros em toda haste de trabalho. O instrumento PTN a partir do D_1 apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao PTG e PTU ($p < 0,05$), provavelmente devido a sua seção transversal retangular que promove menores diâmetros até o D_7 .

A capacidade de corte do instrumento está diretamente ligada não somente a sua forma geométrica, mas também: as suas dimensões, ao desenho da ponta, seção transversal, arestas de corte, o tamanho e profundidade do canal helicoidal, a sua flexibilidade e a sua capacidade de penetração no canal radicular (Diemer &

Calas, 2004; Xu *et al.*, 2006). Por isso neste estudo essas características foram investigadas.

Para avaliar a capacidade de corte de 6 marcas comerciais de instrumentos endodônticos acionados por movimento de rotação contínua os autores utilizaram placas de osso bovino e as analisaram através de microtomografia. Concluiu-se a capacidade de corte está relacionada não somente da configuração e do design do instrumento, mas, também, a condição em que ele é utilizado para realizar a instrumentação (Shen & Haapasalo, 2008). Por isso este trabalho utilizou duas cinemáticas de acionamento para efeito comparativo.

O aumento da eficiência de corte deve-se ao tipo de tratamento ao qual a liga é submetida. O instrumento produzido com liga de NiTi martensítico apresenta maior eficiência na ação lateral de corte no canal, porém o material utilizado para o estudo (blocos de resina) não apresentou os mesmos resultados em outros estudos (Morgental *et al.*, 2013). Por isso foram selecionados instrumentos confeccionados com convencional, Gold-Wire e M-wire, para verificar possíveis diferenças do tratamento termomecânico.

A flexibilidade dos instrumentos PTG apresentaram diferença em relação aos demais instrumentos ($p < 0,05$), sendo este mais flexível, provavelmente devido a sua seção transversal triangular e o tipo de liga que ele é confeccionado (*gold wire*). Enquanto o instrumento PTN mesmo sendo produzido com a liga M-wire, e possuindo menor diâmetro a partir de D_1 , apresentou maior rigidez, provavelmente devido a sua seção transversal retangular. O desenho dos instrumentos como: ângulo da aresta lateral de corte, número de lâminas, desenho de ponta, conicidade e seção transversal, influenciam na flexibilidade, na eficácia do corte e a resistência à torção. (HULSMANN *et al.*, 2005; XU *et al.*, 2006).

No presente estudo, no ensaio de flambagem, observou-se que o PTU apresentou maior resistência em relação ao PTG e PTN, isto provavelmente confere maior capacidade de avanço durante o tratamento endodôntico, podendo favorecer sua utilização em casos de retratamento ou no uso em canais calcificados. Já o PTG apresentou menor resistência a flambagem e maior flexibilidade, esse resultado pode estar associado à sua seção transversal triangular e sua liga de NiTi de memória controlada (*gold*), tendo sua aplicação clínica mais indicada para trabalhar em canais curvos, devido sua maior resistência a fadiga, isso reforça os resultados obtidos pelo trabalho em que os autores tinham como objetivo caracterizar a resistência à fadiga cíclica do PTG e compará-la com a resistência à fadiga do PTU eles concluíram que o PTG provou ser mais resistente à fadiga do que o PTU (PEREIRA; MARTINS & GINJEIRA, 2018).

A geometria, a massa descentralizada, as menores dimensões do PTN podem diminuir a área de contato dentro do canal o que poderia diminuir sua eficiência de corte em relação aos instrumentos PTU e PTG que apresentam geometria semelhante, mas são confeccionados por ligas diferentes (Arias *et al.*, 2014). Os resultados obtidos após os ensaios de corte não demonstraram diferenças quando estes instrumentos são utilizados na cinemática de rotação contínua, porém quando utilizados em movimento recíprocante, os instrumentos PTU apresentaram menor capacidade de corte. Isto pode ocorrer devido sua maior resistência a flambagem, o que transmite uma maior força no eixo vertical.

Já os instrumentos PTG apresentam liga mais flexível e maior adaptação as paredes do canal favorecendo a um corte mais eficiente. Outro ponto é que os instrumentos com liga de memória controlada normalmente são acionados em uma velocidade maior, e isto poderia facilitar a ação de corte dos instrumentos. Estudos

futuros investigando a influência da velocidade na capacidade de corte devem ser realizados para que sejam obtidas evidências sobre isso.

Nos últimos anos, muitas mudanças foram observadas, incluindo inovações no desenho, tratamentos de superfície e térmicos para ligas de NiTi e a incorporação e hibridização de novas estratégias de movimento para conduzir sistemas de instrumentação. Conhecer as características morfológicas e mecânicas dos instrumentos endodônticos, bem como seu modo adequado de utilização, proporciona maior segurança e versatilidade ao operador. Para os autores, a introdução dos diferentes tipos de tratamentos térmicos possibilitou a melhora na capacidade de corte, na resistência cíclica flexural dos instrumentos (GAVINI *et al.*, 2018).

Após os ensaios de capacidade de corte, a comparação de um mesmo instrumento em cinemáticas diferentes demonstrou que a rotação contínua possui melhor capacidade de corte que a recíprocante. Isto ocorre, pois na rotação contínua não há interrupção do movimento de corte, já durante o movimento recíprocante ocorrem 3 interrupções.

Quando comparados os três instrumentos em rotação contínua os três sistemas apresentaram o mesmo desempenho isto pode ter ocorrido devido a maior regularidade de corte como mencionado anteriormente. Para o movimento recíprocante, devido às interrupções da rotação do instrumento, o fenômeno se tornou mais sensível.

7. CONCLUSÕES

Os instrumentos PTG apresentaram maior flexibilidade e os PTU maior resistência a flambagem. A capacidade de corte foi afetada pela cinemática do instrumento sendo a rotação contínua a com maior corte. Quando acionados em rotação contínua os instrumentos Protaper não apresentaram diferenças, porém na cinemática recíproca a PTU apresentou menor capacidade de corte.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aquino MB, Lima DAM, Câmara AC, Aguiar CM (2015). Avaliação Comparativa da Centralização do Preparo Biomecânico em Canais Instrumentados pelos sistemas RECIPROC E MTWO. XV ENEXT/ I NExC.

Arias A, Singh R, Peters AO (2014). Torque and force induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *J Endod*, 40:973–6.

Brasil SC, Marceliano-Alves MF, Marques ML, Grillo JP, Lacerda MFLS, Alves FRF, Provenzano JC (2017). Canal Transportation, Unprepared Areas, and Dentin Removal after Preparation with BT-RaCe and ProTaper Next Systems. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1683–1687.

Buchanan LS (1993). Cleaning and shaping the root canals, part 2: cleaning concepts *Dent Today*. 9:92-5, 2.

Çapar ID, Arslan H (2015). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 49(2), 119–135.

De-Deus G, Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal*, 43(12), 1063–1068.

Diemer F, Calas P (2004). Effect of Pitch Length on the Behavior of Rotary Triple Helix Root Canal Instruments. *Journal of Endodontics*, 30(10), 716–718.

Elnaghy, AM (2014). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International Endodontic Journal*, 47(11), 1034–1039.

Estrela C. *Ciência Endodôntica*. 1ª ed. São Paulo, Artes Médicas, 2004.

Ferraz CC, Gomes NV, Gomes BP, Zaia AA, Teixeira FB, Souza-Filho FJ (2001) Extrusão apical de detritos e irrigantes usando técnicas de instrumentação a duas mãos e três motorizadas. *International Endodontic Journal* 34, 354–8.

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

Hulsmann M, Peters OA & Dummer PMH (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30–76.

Johnson E, Lloyd A, Kuttler S (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 34:1406–9.

Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z (2005). Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 38(6), 364–371.

Koch KA, Brave DG. Real World Endo Sequence File (2004). *Dental Clinics of North America*, 48(1), 159–182.

Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J (2009). Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(3), 401–403.

Leonardi IN (2004). Avaliação da instrumentação rotatória com limas de níquel e titânio, K3 e RaCe, em canais radiculares curvos simulados. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP). 131p.

Leonardo MR, Leonardo RDT. Endodontia: conceitos biológicos e recursos tecnológicos 1ª ed. São Paulo, Artes Médicas, 2009.

Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJM, Marques RVL, Oliveira JCM, Debelian G, Siqueira JF (2010). Effects of Electropolishing Surface Treatment on the Cyclic Fatigue Resistance of BioRace Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*, 36(10):1653-1657.

Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Mangelli M, Souza LCD, Vieira VTL (2011). Bending Resistance of conventional NiTi and M-wire endodontic instruments. A comparative study. *Rev Bras Odo*, 69(2).

Lopes HP, Soares TG, Elias CN, Siqueira JF, Inojosa IFJ, Lopes WSP, Veira VTL (2013). Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase. *J Endod*, 39(4):516-520.

Lopes NM, Bortolini MCT (2014). Sistema de rotação alternada (RECIPROC): Aplicação em canais curvos. *Revista UNINGÁ Review.*, V.19, n.3. p. 56-60.

Lopes HP, Siqueira JF Jr, *Endodontia: Biologia e Técnica*. 4ª ed. Rio de Janeiro; GEN - Guanabara Koogan, 2015.

Lopes WSP, Vieira VTL, Silva EJNL, Silva MCD, Alves FRF, Lopes HP, Pires FR (2020). Bending, buckling and torsional resistance of rotary and reciprocating glide path instruments. *Int Endod J*, 53(12):1689–1695.

Lopes HP, Siqueira JF Jr, *Endodontia: Biologia e Técnica*. 5ª ed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, 2020.

Milas VB. History. In: Cohen R, Burns R. *Pathways of the Pulp*, 4ª ed. St Louis: Mosby, p.619–634, 1987.

Molven O (1970). A comparison of the dentin removing ability of five root canal instruments. *Scand J Dent Res*, v. 78, p. 500.

Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PM, Figueiredo JAP, Petters OA (2013). Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *J Endod*. 39: 1634–8.

Patel, B. (2015). *Endodontic Diagnosis, Pathology, and Treatment Planning : mastering clinical practice*.

Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E (2013) Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 39, 258–61.

Pedullà, E., Maria La Rosa, G. R., Virgillito, C., Rapisarda, E., Kim, H.-C., & Generali, L. (2020). Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *Journal of Endodontics*.

Peixoto IF da C, Pereira ÉSJ, da Silva, JG, Viana ACD, Buono VTL, Bahia MG de A (2010). Flexural Fatigue and Torsional Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Instruments. *Journal of Endodontics*, 36(4), 741–744.

Pereira F, Martins RF, Ginjeira A (2018). Cyclic fatigue resistance of ProTaper gold and comparison with ProTaper universal instruments. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*, 59(2), 75-79.

Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G (2012). Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*, 45(7), 614–618.

Rapisarda E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellic GG (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 88(3), 343-347.

Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, Martin AS (2011). Influence of Different Manufacturing Methods on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod*, 37(11):1553-1557.

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

Schafer E (1999). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. *Journal of Endodontics*, 25(1), 52–55.

Schafer E, Florek H (2003). Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, 36(3), 199–207.

Schafer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-

titanium instruments (2008). *J Endod* 34:198–200.

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

Schilder, H. (2006). Filling Root Canals in Three Dimensions. *Journal of Endodontics*, 32(4), 281–290. Reprinted with permission from *Dental Clinics of North America* 1967; 723-44.

Semaan, FS, Fagundes FS, HaragushikuG, Leonardi DP, Baratto Filho F (2009). Endodontia mecanizada: a evolução dos sistemas rotatórios contínuos. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, Joinville, v. 6, n. 3, p. 297-309, set.

Shen Y, Haapasalo M (2008). Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *Journal of Endodontics* 34, 606-10.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 39, 163-72.

Testareli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande N, Gambarini G (2013). Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel. *J Endod*, 37(9):1293-1295.

Thompson SA (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297–310.

Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M (2015). Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*, 49(5), 494–499.

Vilas-Boas RC, Alcalde MP, Guimarães BM, Ordinola-Zapata R, Bueno CRE, Duarte, MHA (2013) Reciproc: Comparativo entre a cinemática recíproca e rotatória em canais curvos. *Rev. Odontol. Bras. Central.*, V. 22, n. 63. p. 164-168.

Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J (2011). The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots*, London, p.28-33, jan.

Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod*, 32:372-5.

Yared G, Kulkarni GK (2004). Accuracy of the Nouvag torque control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 97(4), 499–501.

Yared G (2008). Canal preparation using only one NiTi rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, v.41, p.339-344.

Yguel-Henry, S.; Stebut, J (1994). Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. *J. Endod.* 20:367-72

Yu DC, Schilder, H (2001). Cleaning and shaping the apical third of a root canal system. *Gen Dent.* v. 49 no 3, p. 266-70.

Yılmaz F, Eren İ, Eren H, Badi MA, Ocak M, Çelik HH (2020). Evaluation of the Amount of Root Canal Dentin Removed and Apical Transportation Occurrence after Instrumentation with ProTaper Next, OneShape, and EdgeFile Rotary Systems. *Journal of Endodontics.*