

IANDARA DE LIMA SCARDINI

**Avaliação da superfície de instrumentos endodônticos após múltiplos
usos utilizando microscopia eletrônica de varredura ambiental e
perfilometria óptica**

São Paulo

2019

IANDARA DE LIMA SCARDINI

**Avaliação da superfície de instrumentos endodônticos após múltiplos
usos utilizando microscopia eletrônica de varredura ambiental e
perfilometria óptica**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, pelo
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, para obter o título de
Mestre em Ciências.

Área de concentração: Endodontia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo dos
Santos

São Paulo

2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Scardini, Landara de Lima.

Avaliação da superfície de instrumentos endodônticos após múltiplos usos utilizando microscopia eletrônica de varredura ambiental e perfilometria óptica / Landara de Lima Scardini; orientador Marcelo dos Santos -- São Paulo, 2019.

133 p. : fig. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Endodontia – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Endodontia. 2. Instrumentos endodônticos. 3. Perfilometria óptica. 4. Microscopia eletrônica de varredura. I. Santos, Marcelo dos. II. Título.

Scardini IL. Avaliação da superfície de instrumentos endodônticos após múltiplos usos utilizando microscopia eletrônica de varredura ambiental e perfilometria óptica. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 18/02/2020.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Manoel Eduardo de Lima Machado
Instituição: Faculdade de Odontologia da USP
Julgamento: Aprovada

Profa. Dra. Elaine Faga Iglecias
Instituição: Universidade Paulista - UNIP
Julgamento: Aprovada

Profa. Dra. Sandra Soares Kuhne Busquim
Instituição: Fundação para o Desenvolvimento Científico e Tecnológico da Odontologia da Faculdade de Odontologia da USP
Julgamento: Aprovada

*Aos meus pais, por abdicarem das suas próprias
vontades em favor dos meus sonhos.*

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por me sustentar todos os dias.

Aos meus **pais** por todo o amor que me deram. O incentivo de vocês é fundamental. Vocês são merecedores de todas as minhas conquistas tanto quanto eu. Vocês me deram toda a base para que eu pudesse trilhar o meu caminho. Obrigada pelas palavras doces nos momentos difíceis e por me incentivarem todas as vezes que eu mesma tive dúvidas se conseguiria. Obrigada por serem tudo o que são pra mim ♥ Amo vocês!

Aos meus melhores amigos, **Menala** e **Yuri**. Obrigada por compartilharem bons momentos ao meu lado, por segurarem a barra quando foi preciso e por me apoiarem mesmo sabendo que custaria um pouco mais de dedicação de vocês em casa. A distância geográfica nos tornou mais próximos e me fez enxergar o quanto eu posso contar com vocês. Obrigada pelo exemplo que me dão todos os dias. Amo muito vocês e sou muito agradecida à Deus pela família que Ele nos deu. Obrigada Yuyu pela princesa mais linda desse mundo, **Valentina**. Obrigada **Vitor** e **Pâmela**, por sempre estarem do meu lado. Amo nós oito, sempre juntinhos.

Ao **Prof Dr Marcelo dos Santos**, obrigada por ter acreditado em mim, obrigada pela orientação e pelas oportunidades que me deu durante o mestrado. Agradeço todo o apoio, confiança e os direcionamentos nas horas certas.

À **Profa Dra Denise Maria Zezell**, trabalhar com você me fez lembrar todos os dias que ainda existe gente boa no mundo, disposta a ajudar sem medir esforços. Um exemplo de orientadora, professora, profissional e pessoa. Muito obrigada por sempre estar disposta a me ajudar, por todos os conselhos e conversas partilhadas em sua sala! Agradeço ao **Scapin, Antonio, Raelle, Vagner, Dona Marta, Cacau** e todos os funcionários e alunos do Centro de Laser e Aplicações. A contribuição de todos foi fundamental para a realização deste trabalho.

A todos os **Professores e Professoras de Endodontia do Departamento de Dentística da FOUSP** pelos ensinamentos ao longo desses dois anos. Obrigada pela oportunidade. Ao **Prof Machado**, meu orientador do PAE durante estes dois anos. Obrigada pela convivência, pela confiança e pelos ensinamentos! Ao **Prof Dr Giulio Gavini** por me orientar em todos os outros projetos paralelos. O senhor é um exemplo de professor e de pessoa. Ao **Prof Dr Celso Caldeira**, sempre disposto a ajudar, a ouvir e a ensinar (afinal, há males que vem para o bem, não é mesmo?). Obrigada por todo o incentivo durante a pós-graduação.

Ao **Prof Dr Francisco Carlos Ribeiro**, meu professor da graduação, com quem eu realmente aprendi o significado de ser professor e a enxergar o que é amar o que se faz! Obrigada por ser leve, por ser tranquilo e transparente. Obrigada pelo incentivo, pela força, por confiar tanto em mim, mesmo eu achando que não merecia! O senhor foi fundamental para todas as decisões que tomei após a graduação, pelos caminhos que escolhi e por não desistir. Obrigada por ser pai, professor, orientador e amigo de todos os alunos que passaram pela disciplina de Endodontia de um dos meus lugares favoritos, a UFES. Amo muito o senhor e sou eternamente grata!

À melhor pessoa que São Paulo poderia ter colocado na minha vida, **Giovanna**. Amiga, não tenho palavras pra te agradecer por ter sido meu braço direito e esquerdo, meu equilíbrio e meu desequilíbrio, meu surto e minha calma nesses dois anos. Por topar tudo, por não me abandonar, por me ensinar tanto! Eu vim pra SP sem imaginar que ganharia uma irmã e uma confidente! Ganhei também uma família que sei que posso contar sempre que eu precisar. Obrigada por tudo! O sucesso que eu desejo pra mim é o mesmo que eu desejo pra você!

Ao **Léo**... Já te falei algumas vezes que somos reflexo da nossa criação e sou apaixonada pela sua família, mesmo sem conhecê-la, pois sei que deram o melhor para sua criação. Admiro a pessoa que você é, o quão responsável e dedicado foi nesses dois anos. Tudo que conquistou é mérito do seu esforço e

tenho certeza que não para por aqui! Muita coisa boa a vida tem pra te dar!
Obrigada por me confortar tanto!

Ao **Hermano** e à **Stephanie**, por serem meus companheiros de pesquisa!
Obrigada pelo ombro amigo todas as vezes que precisei! Vocês foram fundamentais nessa caminhada. A **Ju Couto** por ter sido minha parceira neste último ano! Obrigada por tornar tudo mais alegre e mais leve, você é incrível! À **Denise**, como sou grata por tudo que fez por mim, por me ouvir tanto! Você foi fundamental!

Aos **amigos da pós-graduação**, em especial **San, Ju Pereira, Sávio, Carlos, Samuel, Juan, Itallo, Érika, Gio, Oli, Rennan, Ya, Gustavo, Lô, Fernanda, Lê, Bru Gontijo, Carol Santos, Di, Carol Hornick, Edgar, Hector, Cleber, Kareen, Rapha, Amanda e Tainá**, pelos momentos juntos e por tornar SP tão leve! Ninguém passa na vida de alguém sem deixar algo, aprendi muito com cada um de vocês. Obrigada pela generosidade e por sempre me ajudarem.

Aos **meus amigos de Vitória** por sempre me incentivarem e por tornarem minhas idas à Vitorinha sempre rodeadas de muito amor! Obrigada por todas as aventuras, viagens, churrascos e reencontros. Obrigada por torcerem e acreditarem em mim. Espero reencontrá-los em todas as outras vidas que vierem!

Aos **funcionários do departamento de Dentística da FOU SP**, Selminha, David, Leandro e Aldo, por toda ajuda e paciência. Em especial à **Silvana**, por todas as vezes que me escutou e me aconselhou. Eu sempre me senti em casa nas conversas com você e com o Léo. Sempre que a saudade apertava, eu sabia que podia contar com seu ombro amigo e seu abraço maternal! Obrigada por tanto!

Aos **colegas da FFO**, obrigada por me receberem tão bem e por me ensinarem tanto! Em especial ao **Breno**, é imensurável o tanto que eu aprendi com você!

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**, representada pelo seu diretor Prof Dr Rodney Garcia Rocha.

À **Universidade de São Paulo**, na pessoa do Magnífico Reitor, Prof Dr Vahan Agopyan.

À **Capes**, pela bolsa de estudos concedida.

Educação é uma descoberta progressiva de nossa própria ignorância.
(Voltaire)

RESUMO

Scardini IL. Avaliação da superfície de instrumentos endodônticos após múltiplos usos utilizando microscopia eletrônica de varredura ambiental e perfilometria óptica. [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão Corrigida.

Diferentes tratamentos térmicos têm sido utilizados no processo de fabricação dos instrumentos endodônticos de Níquel-Titânio com o objetivo de melhorar suas propriedades mecânicas. Porém, esses tratamentos térmicos amaciam a superfície do instrumento, o que pode torná-la mais susceptível ao desgaste e levar a perda precoce da sua capacidade de corte, diminuindo a eficiência de limpeza. O objetivo deste trabalho foi avaliar a superfície dos instrumentos Primary dos sistemas WaveOne (WO) e WaveOne Gold (WOG) novos e após múltiplos usos utilizando microscopia eletrônica de varredura de bancada (MEVb) e perfilometria óptica (PO). A altura da lâmina de corte a três milímetros da ponta foi mensurada utilizando PO e a regularidade da lâmina de corte e a presença de microtrincas nos quatro milímetros da ponta nos instrumentos foram avaliadas utilizando imagens obtidas por MEVb. Os instrumentos de cada sistema (n=8) foram avaliados em três momentos: novos (T0), após o preparo de três (T1) e seis (T2) canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos. Os dados coletados foram analisados com testes estatísticos pertinentes. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$. O desgaste da lâmina de corte foi significativo após o preparo de seis canais para ambos os sistemas. O desgaste entre T0-T1 e T0-T2 foi significativamente maior no sistema WOG. A formação de microtrincas foi estatisticamente maior no sistema WO que aumentou com o maior número de usos. A presença de irregularidades na lâmina de corte foi maior para o sistema WOG quando comparado ao sistema WO. Pode-se concluir que o desgaste da lâmina de corte após o uso é maior no sistema WOG quando comparado ao sistema WO, que apresentou maior formação de microtrincas após o uso.

Palavras-chave: Endodontia, Instrumentos endodônticos de Níquel-titânio, perfilometria óptica, WaveOne, WaveOne Gold.

ABSTRACT

Scardini IL. Evaluation of surface endodontic instruments after multiple uses using environmental scan electronic microscopy and optical profilometry. [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão corrigida.

Different heat treatments have been used in the manufacturing process of nickel-titanium endodontic instruments in order to improve their mechanical properties. However, these heat treatments soften the surface of the instrument, which can make it more susceptible to wear and lead to the early loss of its cutting capacity, decreasing cleaning efficiency. The aim of this study was to evaluate the surface of Primary instruments of WaveOne and WaveOne Gold systems new and after multiple uses using tabletop scanning electron microscopy (tSEM) and optical profilometry (OP). The height of the cutting blade at three millimeters from the tip was measured using PO and the regularity of the cutting blade and the presence of microcracks in the four millimeters of the tip on the instruments were evaluated using images obtained by tSEM. The instruments of each system (n = 8) were evaluated at three times: new (T0), after the preparation of three (T1) and six (T2) mesial canals of extracted human lower molars. The collected data were analyzed with relevant statistical tests. The significance level adopted was $p < 0.05$. Cutting blade wear was significant after the preparation of six canals for both systems. Wear between T0-T1 and T0-T2 was significantly higher on the WaveOne Gold system. Microcrack formation was statistically higher in the WaveOne system which increased with the use. Irregularities in the cutting blade were higher for the WaveOne Gold system compared to the WaveOne system. It can be concluded that the wear of the cutting blade after use is higher in the WaveOne Gold system when compared to the WaveOne system, which showed higher microcrack formation after use.

Keywords: Endodontics, Nickel-Titanium endodontic instruments, optical profilometry, WaveOne, WaveOne Gold.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
3	PROPOSIÇÃO	45
4	MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1	MATERIAL	47
4.2	MÉTODOS	48
4.2.1	Seleção dos dentes/critérios de inclusão e exclusão	48
4.2.2	Preparo dos dentes e divisão dos grupos experimentais	49
4.2.3	Preparo químico-cirúrgico dos canais radiculares	50
4.2.3.1	Grupo WaveOne.....	51
4.2.3.2	Grupo WaveOne Gold	51
4.2.4	Avaliação da superfície dos instrumentos endodônticos	51
4.2.4.1	Perfilometria óptica.....	52
4.2.4.1.1.	<i>Parâmetros</i>	57
4.2.4.2	Microscopia eletrônica de varredura de bancada.....	57
4.2.4.2.1	<i>Parâmetros</i>	58
4.2.5	Análise das imagens	59
4.2.5.1	Perfilômetro óptico	60
4.2.5.2	Microscopia eletrônica de varredura de bancada.....	60
4.2.6	Análise estatística	67
5	RESULTADOS	69
5.1	ALTURA DA LÂMINA DE CORTE – ANÁLISE INTRAGRUPPO.....	69
5.2	DESGASTE DA LÂMINA DE CORTE – ANÁLISE INTERGRUPPO	71
5.3	FORMAÇÃO DE MICROTRINCAS	72
5.4	PRESENÇA DE IRREGULARIDADES NA LÂMINA DE CORTE	79
6	DISCUSSÃO	87
7	CONCLUSÃO	97
	REFERÊNCIAS	85
	APÊNDICES	107
	ANEXOS	131

1 INTRODUÇÃO

Há mais de três décadas a liga de níquel-titânio (NiTi) tem sido usada na fabricação de instrumentos endodônticos, possibilitando preparos químico-cirúrgicos mais rápidos, mais centralizados e com menor fadiga do operador. Esses instrumentos apresentam maior flexibilidade e possuem melhores propriedades mecânicas que as limas de aço inoxidável. A alta flexibilidade dos instrumentos de NiTi permite que estes acompanhem a anatomia do canal radicular com menor risco de transporte apical, permitindo preparos mais centralizados. Apesar da alta flexibilidade, o risco de fratura inesperada do instrumento de NiTi durante seu uso ainda é uma preocupação.

A liga de NiTi é sensível a alterações térmicas e a tensões mecânicas. Para melhorar as propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi, principalmente a resistência à fadiga cíclica flexural, o tratamento térmico tem sido incluído ao processo de fabricação, que é altamente influenciado por intervalos de tempo e temperatura. O tratamento térmico afeta as temperaturas de transição entre as fases cristalinas e a porcentagem de cada fase dentro da liga, austenita e martensita, influenciando nas suas propriedades mecânicas. Isso pode explicar porque o desempenho dos instrumentos endodônticos de NiTi pode ser influenciado pela qualidade dos processos de fabricação e dos diferentes tratamentos térmicos. Por outro lado, a resistência ao desgaste da superfície do instrumento pode ficar modificada, pois estes tratamentos são amaciadores, proporcionando uma menor dureza de superfície dos instrumentos de NiTi tratados termicamente.

É fundamental que os instrumentos endodônticos de NiTi sejam altamente flexíveis, capazes de manter a centralização do preparo do canal radicular, resistentes à fadiga cíclica flexural e à fratura torcional e apresentem uma alta capacidade de corte, com pouca alteração durante o seu uso, decorrente do desgaste da superfície do instrumento.

A capacidade de atingir uma limpeza completa do canal radicular ainda é questionada. Devido à alta flexibilidade, pode-se supor que os instrumentos de NiTi são menos eficientes em relação ao corte, uma vez que pouca força é aplicada à dentina à medida que a lima é defletida ou curvada para longe da superfície do canal radicular. Associado a isso, a diminuição da dureza de superfície do instrumento

tratado termicamente pode levar à perda precoce da capacidade de corte, diminuindo consistentemente sua capacidade de limpeza.

A comparação da altura da lâmina de corte de instrumentos de NiTi novos e após múltiplos usos com diferentes tratamentos térmicos permite a avaliação da resistência ao desgaste desta superfície. A perfilometria óptica 3D permite esta análise quantitativa através da medida da altura da lâmina de corte, podendo avaliar o comportamento do instrumento em relação à resistência ao desgaste. Além disso, a microscopia eletrônica de varredura de bancada (MEVb) permite comparar os defeitos presentes na superfície destes instrumentos novos e após múltiplos usos, avaliando a influência do tratamento térmico no desgaste da lâmina de corte, alterações no seu perfil, presença de microtrincas, deformidades e irregularidades. Os instrumentos reciprocantes são indicados para uso único, devido ao risco de fratura inesperada e à diminuição da sua eficiência de corte. Porém, este movimento pode prolongar a vida útil de um instrumento de NiTi. Além disso, devido ao seu alto custo, estes instrumentos são frequentemente reutilizados após a esterilização em autoclave.

Conhecer qual sistema é mais resistente à fratura por fadiga cíclica flexural, ao desgaste da lâmina de corte e à alterações na topografia de superfície dos instrumentos auxilia o clínico na escolha de um instrumento com maior eficiência de corte, mais duradouro e seguro.

O atrito gerado pela interação da superfície dos instrumentos endodônticos com as paredes do canal radicular pode alterar a integridade da lâmina de corte. Assim, as alterações no seu perfil podem levar à diminuição da sua capacidade de corte. Além disso, esse atrito associado a regiões de curvatura podem ser responsáveis pela formação de microtrincas, que podem se propagar e levar à fratura do instrumento. Uma pergunta a ser respondida é se o tratamento térmico influencia nas alterações da topografia de superfície dos instrumentos após múltiplos usos, interferindo na sua capacidade de corte e no risco de fratura inesperada.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A liga de NiTi foi desenvolvida para o programa espacial do Laboratório Naval Ordnance em Silver Springs, Maryland, EUA, em 1963 (1-3). Na Odontologia, esta liga foi utilizada pela primeira vez em 1971, por Andreasen & Hilleman (2) para o desenvolvimento de fios ortodônticos, devido ao seu alto limite de elasticidade, baixo módulo de elasticidade e efeito memória de forma (EMF). A introdução do NiTi na Endodontia foi em 1988 com Wallia e colaboradores (4).

As iatrogenias mais comuns decorrentes do preparo canal radicular utilizando limas manuais de aço inoxidável são a formação de degrau, zip apical, perfurações radiculares e fratura dos instrumentos. Isso ocorre porque as limas de aço inoxidável, mesmo pré-curvadas, tendem a retificar o canal radicular devido à sua baixa flexibilidade e alta rigidez (5). Assim, na tentativa de diminuir essas iatrogenias utilizando instrumentos de aço inoxidável, recomendou-se aos clínicos a remoção da ponta destes instrumentos endodônticos, na intenção de criar limas manuais com diâmetros intermediários (6).

A rigidez das ligas de aço inoxidável utilizadas para a fabricação das limas endodônticas são responsáveis pelas alterações na forma original do canal radicular (7), não respeitando um dos princípios do tratamento endodôntico propostos por Schilder (8) em que a forma original do canal radicular não deve ser alterada com o preparo químico-cirúrgico. Essas iatrogenias decorrentes do preparo químico-cirúrgico utilizando limas de aço inoxidável foram os principais motivos que levaram o desenvolvimento de limas manuais a partir de fios ortodônticos de NiTi (4).

Wallia e colaboradores (4), utilizando fios ortodônticos de NiTi, desenvolveram limas manuais com diâmetro e conicidade semelhantes aos instrumentos fabricados com aço inoxidável. A liga de NiTi apresentou um módulo de elasticidade muito baixo, cerca de um quarto a um quinto do valor do aço inoxidável. Estes instrumentos mostraram possuir características superelásticas e flexionaram muito mais que os instrumentos de aço inoxidável antes de exceder seus limites elásticos. Além disso, apresentaram duas a três vezes mais flexibilidade elástica na flexão e na torção, além de resistência superior à fratura por torção, em comparação com limas de aço inoxidável de tamanho semelhante. Os autores atribuíram a maior resistência à fratura por torção dos instrumentos de NiTi à alta flexibilidade desta

liga, que está relacionada ao seu baixo módulo de elasticidade.

Inicialmente a liga de NiTi foi utilizada para fabricação de instrumentos manuais. Devido à alta flexibilidade e resistência à torção dos instrumentos de NiTi foi possível o desenvolvimento de instrumentos mecanizados para o preparo do canal radicular (9, 10). Assim, em 1992 McSpadden desenvolveu o primeiro instrumento de NiTi mecanizado, com conicidade .02 (11).

Com a introdução da liga de NiTi na fabricação dos instrumentos endodônticos vários estudos avaliaram, utilizando diferentes metodologias, a capacidade de centralização do preparo do canal radicular comparando estes instrumentos com as limas de aço inoxidável. Comparação através da secção transversal das raízes, radiografias e fotografias obtidas antes e após a instrumentação e microscopia eletrônica de varredura (MEV) são exemplos de metodologias que foram utilizadas para avaliar a capacidade de centralização do preparo do canal radicular, comparando as limas de aço inoxidável com as de NiTi.

Foi investigada a capacidade de centralização do preparo do canal radicular, utilizando limas manuais de aço inoxidável e de NiTi e instrumentos mecanizados de NiTi, através da análise da secção transversal da raiz mesial de molares inferiores humanos extraídos (12). Através da sobreposição de radiografias antes e após a instrumentação autores compararam a manutenção da forma original do canal radicular, utilizando limas manuais de aço inoxidável e de NiTi e instrumentos mecanizados de NiTi (13). Estudo in vitro comparou o preparo realizado por limas manuais de aço inoxidável e de NiTi em blocos de resina acrílica através da análise de fotografias realizadas antes e após o preparo de canais simulados (14). Um estudo comparou o preparo do canal radicular utilizando limas manuais de aço inoxidável e de NiTi através da análise com MEV (15) e através de análise da secção transversal da raiz mesial de molares inferiores, o preparo do canal radicular utilizando limas manuais de aço inoxidável e de NiTi foram avaliados (16). Todos estes autores concluíram que os canais preparados com instrumentos de NiTi, sejam eles manuais ou mecanizadas, apresentaram menor transporte apical e alterações na sua anatomia e não foi encontrada diferença entre a instrumentação manual e mecanizada com instrumentos de NiTi. Estes autores atribuíram os resultados satisfatórios do preparo químico-cirúrgico com limas de NiTi à superelasticidade (SE) da liga. Além disso, todos os estudos que compararam o tempo gasto no preparo do canal radicular mostraram que a instrumentação mecanizada com instrumento de

NiTi foi significativamente mais rápida. Porém, os estudos relataram que apenas instrumentos de NiTi fraturaram ou sofreram deformações visíveis à olho nu durante o preparo dos canais radiculares, sejam eles simulados ou não.

Um estudo in vitro (17) comparou o preparo utilizando diferentes instrumentos manuais endodônticos de aço inoxidável e de NiTi, com e sem ponta ativa, projetados para o movimento de alargamento, sobre condições padronizadas, utilizando um dispositivo de teste controlado por computador com um movimento de trabalho análogo à instrumentação manual. O preparo utilizando instrumentos de NiTi apresentou uma conformação mais homogênea, tanto na parte interna quanto externa da curvatura. O preparo utilizando limas de aço inoxidável com ponta ativa apresentou um maior número de alterações na forma do canal radicular, com maior tendência de retificação e desgaste da superfície externa da curvatura. Os autores concluíram que não somente a técnica de instrumentação influencia na forma final do preparo do canal radicular, como também o tipo de instrumento.

A instrumentação de canais radiculares curvos sempre foi um desafio para a Endodontia, tanto no que diz respeito às deformações na anatomia do canal radicular, provenientes do seu preparo, quanto à fratura dos instrumentos endodônticos (9, 18). A SE do NiTi permitiu preparos mais centralizadas, com menor transporte e menor incidência de aberrações, além de permitir o desenvolvimento de instrumentos de maior diâmetro e conicidade (12-17).

Assim, a SE dos instrumentos de NiTi foi extensamente explorada na Endodontia e é definida como a capacidade que certos materiais possuem de retornar à forma original após a remoção da tensão, mesmo quando eles são deformados além do seu limite elástico (11). Assim, estes instrumentos não tendem a retificar menos o canal radicular durante o preparo químico-cirúrgico quando comparado aos instrumentos de aço inoxidável, uma vez que acompanham a curvatura deste, diferente dos instrumentos de aço inoxidável, que devido à sua maior rigidez, tendem a retificar as regiões de curvatura. Por ser um metal

superelástico, a aplicação de tensão não resulta na deformação proporcional como é observada no aço inoxidável (19).

A maioria dos materiais respeita a lei de Hooke, exibindo um comportamento elástico em que, dentro do limite elástico, a deformação sofrida é diretamente proporcional à força aplicada (11). Quando este limite é ultrapassado, a deformação se torna permanente. Assim, a maioria das ligas metálicas pode ser deformada

elasticamente em até 0,1 ou 0,2% além deste limite. Já a liga de NiTi pode ser deformada em até 8% além do limite elástico, sem mostrar deformação residual, caracterizando a SE da liga (3).

O desenvolvimento de instrumentos endodônticos a partir da liga de NiTi permitiu mudanças na configuração da sua parte ativa, variação no ângulo helicoidal e no ângulo de corte, e diferentes conicidades dentro do mesmo instrumento (11). Em 1994 foi lançado o primeiro sistema rotatório que não seguia os padrões ISO (International Standard Organization) de conicidade .02, o ProFile .04 e .06 (11). O uso de instrumentos de maior conicidade seria vantajoso, pois provavelmente permitiria melhor limpeza, uma irrigação mais eficiente e uma obturação mais fácil (12).

Um estudo *in vitro* comparou a dureza e a resistência à fratura de instrumentos de NiTi (20). A resistência à torção foi igual ou superior às especificações determinadas pela ANSI/ADA No. 28. O torque durante a fratura foi maior em instrumentos de maior diâmetro. Os instrumentos de NiTi apresentaram flexibilidade cerca de oito vezes maior que o de aço inoxidável. Além disso, quando submetidos à flexão de 45° foram avaliados o ângulo de deformação permanente. Os instrumentos de NiTi apresentaram este ângulo nulo, ou seja, quando a tensão era removida do instrumento, este retornava à posição original, sem alterações permanentes. O mesmo não foi encontrado para os instrumentos de aço inoxidável, que apresentaram um ângulo de deformação permanente diretamente proporcional ao diâmetro do instrumento. Os autores concluíram que as limas de NiTi são estatisticamente mais flexíveis que as limas de aço inoxidável e respeitam as especificações determinadas pela ANSI/ADA No. 28.

Apesar das vantagens do preparo do canal radicular utilizando os instrumentos de NiTi, estudos mostram que estes instrumentos possuem baixa

capacidade de corte, quando comparado aos instrumentos de aço inoxidável. Um estudo *in vitro* (21), utilizando um dispositivo padronizado que permite um desempenho do instrumento endodôntico análogo ao seu uso clínico, avaliou a eficiência de corte de instrumentos manuais de aço inoxidável com e sem ponta ativa e de NiTi. A cinemática utilizada por esses instrumentos foi a de alargamento. Os instrumentos de aço inoxidável apresentaram maior capacidade de penetração e de corte quando comparados aos instrumentos de NiTi. Os autores atribuíram à menor eficiência de corte das limas manuais de NiTi à SE da liga.

Um dos estudos *in vitro* (17) que mostrou que o preparo do canal radicular utilizando os instrumentos de NiTi proporciona menor alteração na forma do canal radicular também encontrou que os instrumentos de NiTi cortam muito menos que os instrumentos de aço inoxidável. Os autores mostraram que quase nenhum material foi removido por esses instrumentos das paredes do canal radicular e se desgastavam rapidamente quando utilizados no movimento de alargamento. Concluíram que quando comparados às limas de aço inoxidável flexíveis, com ponta não cortante, o uso de instrumentos de NiTi não apresentou vantagens.

No geral, as ligas de NiTi são mais macias que o aço inoxidável. A partir de teste de dureza Vickers, um estudo (22) mostrou que as limas de NiTi apresentaram valores inferiores quando comparadas as limas de aço inoxidável. Além disso, os autores citam que os instrumentos de NiTi requerem uma dureza adequada para cortar a dentina, porém o endurecimento diminui a ductilidade da liga, o que pode aumentar a probabilidade de fratura durante o uso devido à ausência da deformação plástica previamente à fratura.

Uma revisão da literatura realizada em 2004 (23) mostrou que o valor da dureza Vickers da liga de NiTi é cerca de 300 a 350, valores muito abaixo do aço inoxidável, que é cerca de 530. O valor da dureza Vickers da dentina encontrado na literatura é de até 70 (24) e 30 a 35 são os valores para a dentina radicular (25). Um dos estudos (26) presente nesta revisão mostrou que a superfície dos instrumentos NiTi não é homogênea. As arestas de corte são mais macias que o núcleo dos instrumentos. Isso significou uma menor eficiência de corte e um desgaste maior quando comparado com o aço inoxidável. Estes autores também encontraram estudos (27) que mostraram que a eficiência de corte dos instrumentos de NiTi é

cerca de metade ou dois terços da eficiência do aço inoxidável. Com isso, estes autores afirmam que os baixos valores de dureza e as arestas mais macias, associados ao movimento de rotação contínua aplicada aos instrumentos de NiTi mecanizados e a maior conicidade aumenta a capacidade de corte, porém também aumenta o desgaste destes instrumentos, o que leva a alguns clínicos a afirmar que as limas de NiTi são instrumentos descartáveis.

Um estudo *in vitro* (28) mostrou que a eficiência de corte dos instrumentos de NiTi é inferior à do aço inoxidável. Os autores relatam que uma das possíveis explicações para justificar estes achados é o baixo módulo de elasticidade da liga de NiTi.

Além da menor eficiência de corte, estudos mostram que a fratura inesperada dos instrumentos de NiTi é uma preocupação (3, 11, 29, 30). A fratura inesperada foi atribuída à alta flexibilidade da liga de NiTi (18). Em um estudo retrospectivo de tratamentos endodônticos realizados em uma escola de graduação, os autores mostraram que os instrumentos de NiTi fraturam 7 vezes mais que os instrumentos de aço inoxidável (31).

Os instrumentos mecanizados de NiTi podem estar sujeitos a dois tipos de fratura durante seu uso clínico: fratura torcional e fadiga cíclica flexural. A fratura torcional ocorre quando uma parte do instrumento fica bloqueada ou presa no interior do canal radicular, e o restante do longo eixo do instrumento continua girando. O limite elástico da liga é então excedido e o instrumento sofre deformação plástica e fratura. A fadiga cíclica flexural ocorre quando o instrumento está girando livremente no interior de um canal radicular curvo. Na região da curvatura o instrumento sofre a alternância de compressão e tração, ocorrendo a fadiga do metal. Assim, o instrumento fratura sem que haja uma deformação plástica visível previamente. Os instrumentos de NiTi precisam ser resistentes à fadiga cíclica flexural, apresentando flexibilidade suficiente para permitir o preparo de canais curvos, porém, possuir força de torque o suficiente para que a fratura do instrumento não ocorra (19).

A resistência ao dobramento e à fratura por torção de instrumentos endodônticos de NiTi e de aço inoxidável foram testadas *in vitro* (32). Os instrumentos de aço inoxidável apresentaram maior resistência ao dobramento e os de NiTi apresentaram menor resistência ao dobramento e maior flexibilidade. O torque para a fratura dos instrumentos de NiTi foi menor quando comparado ao dos instrumentos de aço inoxidável. Além disso, somente os instrumentos de NiTi não mostraram deformação plástica visível antes da fratura.

Um estudo *in vitro* (29) avaliou a resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos de NiTi. Estes autores mostraram que não somente o raio e grau de curvatura do canal radicular, como também o diâmetro do instrumento influenciam no número de ciclos até a fratura por fadiga cíclica. Instrumentos de maior conicidade são mais susceptíveis à fadiga cíclica flexural por possuírem menor flexibilidade.

Autores relatam que a capacidade dos instrumentos de sofrerem deformação plástica previamente à fratura é de importância clínica, pois permite, através da

inspeção visual, que o operador descarte e substitua o instrumento antes que ele frature (33). Estes autores compararam limas de aço inoxidável com as de NiTi sob carga torcional. Os valores de número de voltas para a fratura foram maiores para os instrumentos de aço inoxidável em sentido horário, e maiores para os de NiTi em sentido anti-horário. Quanto à carga torcional até a fratura, não houve diferença entre os instrumentos de aço inoxidável e de NiTi.

Através de imagens obtidas por MEV, autores mostraram que os instrumentos de NiTi apresentam defeitos de fabricação na sua superfície, que podem ser responsáveis por tornar estes instrumentos mais susceptíveis à fratura por fadiga cíclica flexural, mesmo durante o primeiro uso (9). Além disso, esses autores submeteram instrumentos de NiTi novos e usados a testes de fadiga cíclica flexural e todos os instrumentos fraturaram sem a presença de deformações visíveis.

O processo de fabricação dos instrumentos NiTi difere do instrumentos de aço inoxidável. As limas de aço inoxidável, em sua maioria, são produzidas pelo processo de torção e os instrumentos de NiTi, em sua maioria, são fabricados pelo processo de usinagem. Este processo de fabricação apresenta como desvantagem a presença de irregularidades na superfície do instrumento, provenientes das marcas ocasionadas pela fresagem e também deformações nas arestas de corte que podem comprometer a capacidade de corte desses instrumentos (3, 34, 35). Em 1988 Wallia e colaboradores (4) já mostravam que o processo de usinagem é responsável por produzir defeitos de superfície nos instrumentos de NiTi, que podem servir como pontos concentradores de tensão (3). As marcas de fresagem com severas alterações na superfície, deformações das arestas e a heterogeneidade da topografia podem levar ao desgaste acelerado da superfície do instrumento, seguido pela fadiga e, finalmente, sua fratura (23).

Um estudo (36) investigou as características relacionadas à fadiga cíclica da liga SE de NiTi e observaram através de MEV uma alta incidência de marcas na superfície do instrumento novo, provenientes do seu processo de fabricação, a usinagem. Após a flexão destes instrumentos essas marcas facilitaram a nucleação das trincas que se propagaram, mostrando que a fratura por fadiga é um processo de propagação da trinca. Estes autores concluíram que o estágio de nucleação da trinca é facilitado pela alta densidade de defeitos na superfície e, em seguida, a falha por fadiga é um processo de propagação da trinca.

No estudo (12) que avaliou o preparo utilizando limas manuais de aço

inoxidável e de NiTi e instrumentos mecanizados de NiTi, somente os instrumentos de NiTi sofreram deformações visíveis através da MEV após o uso ou fraturaram durante o uso. Os instrumentos de aço inoxidável mantiveram-se intactos. Além disso, esses autores consideraram que as limas de aço inoxidável eram preferíveis em canais mais atrésicos, porque esses instrumentos eram capazes de negociar constrictões e obstruções sem dobrar, diferente dos instrumentos de NiTi, devido à sua alta flexibilidade, que foram responsáveis por remover menos dentina quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável.

Na intenção de diminuir as desvantagens dos instrumentos de NiTi, principalmente no que diz respeito à sua resistência à fadiga cíclica flexural e à fratura inesperada, e aumentar sua eficiência de corte, em 1999 foi introduzido, no processo de fabricação dos instrumentos de NiTi, o tratamento térmico. De acordo com Gavini e colaboradores (11) foi o principal fator responsável pelas mudanças no desenvolvimento clínico destes instrumentos.

As propriedades mecânicas e o comportamento da liga de NiTi variam de acordo com a composição química da liga e o tratamento térmico realizado durante seu processo de fabricação (19, 37). O tratamento térmico proporciona mudanças benéficas nas propriedades mecânicas e melhor desempenho clínico dos instrumentos. Desde então, estes tratamentos vem sendo estudados e aplicados aos instrumentos endodônticos, sendo uma das possíveis estratégias para aumentar a eficiência e a resistência do instrumento à fadiga cíclica, incluindo uma melhoria no processo de fabricação ou o uso de novas ligas que forneçam propriedades mecânicas superiores (38).

A liga de NiTi apresenta duas conformações da sua estrutura cristalina: austenita e martensita, que apresentam arranjos atômicos um pouco diferentes. A estrutura da fase austenita é cúbica, enquanto da martensita é um pouco mais complexa, sendo considerada uma estrutura hexagonal compactada. Ambas as fases apresentam a mesma estrutura, porém a conformação espacial é diferente (11). O comportamento mecânico da liga NiTi é determinado pela proporção e características da suas fases cristalinas (19).

O NiTi tem uma capacidade inerente de alterar seu tipo de ligação atômica, o que causa alterações únicas e significativas nas propriedades mecânicas e no arranjo cristalográfico da liga. Essas mudanças ocorrem em decorrência da temperatura e do estresse (3). Em temperatura ambiente, a estrutura cristalina da

liga de NiTi convencional está organizada na forma de austenita. A transformação para fase martensita, conhecida como transformação martensítica (TM), pode ser induzida, como já foi dito, de duas maneiras: ou pela aplicação de uma tensão ou por redução da temperatura. Nessa transformação os átomos se movem coordenadamente, por um mecanismo semelhante ao cisalhamento. Assim, uma nova estrutura cristalina mais estável é rearranjada. Nessa transformação de fase cristalina não há alteração na composição química (11). A TM é revertida com a aplicação de calor ou com a remoção da tensão (36).

No NiTi convencional em uma faixa de alta temperatura, a estrutura cristalina está na fase de austenita e a fase martensítica está em uma faixa de baixa temperatura (36). Controlando as faixas de temperatura baixa e alta, a mudança na estrutura cristalina pode ser produzida (1, 3). Na TM induzida pela temperatura, a formação da fase martensita começa na temperatura M_s (quando austenita é resfriada e começa a transformação de fase para martensita) e termina na temperatura M_f (quando toda austenita se transformou em martensita) (19, 36). A transformação reversa ocorre entre temperaturas observadas como A_s (quando martensita é aquecida e começa a se transformar em austenita) e A_f (quando toda estrutura cristalina está em austenita – fim da transformação reversa) (36).

Na TM causada pelo resfriamento da amostra, não há mudança de forma, pois o mecanismo de transformação é de auto-acomodação reversível e ordenada da estrutura cristalina (39). Se o material for aquecido enquanto está na fase martensítica, a martensita se torna instável e ocorre a transformação reversa. A martensita retorna assim à fase de austenita e a transformação segue o caminho inverso da TM (11). A variação nessa temperatura de transformação de fase determina qual característica predominante o instrumento vai possuir, SE ou efeito memória de forma (EMF).

O EMF é caracterizado pela transformação da estrutura cristalina da liga induzida por temperatura (1, 36). Tanto a SE quanto o EMF estão relacionados à fase em que a estrutura cristalina do NiTi encontra-se. O EMF é a capacidade que a liga tem de voltar à sua conformação original quando o instrumento é aquecido acima da temperatura de transformação de martensita em austenita (A_s) após sofrer alguma tensão, estando relacionado à TM induzida por temperatura. Isso significa que a liga pode retornar à forma original (1). Quando o NiTi é resfriado na temperatura M_s a liga mostra mudanças drásticas no seu módulo de elasticidade,

força de escoamento e resistividade elétrica como resultado de alterações na ligação de elétrons, dando origem à característica memória de forma (17). A memória de forma é um fenômeno que ocorre na liga que é macia e facilmente passível de mudar de forma a uma temperatura baixa, mas pode ser facilmente retornada para sua configuração original quando é aquecida a uma temperatura de transição adequada (1). Na temperatura A_f ou acima desta, a liga exibirá suas características SE (19).

No caso da TM induzida por estresse, o processo é conduzido pela SE (36). A austenita é transformada em martensita durante o estresse e volta à fase austenita quando a tensão é removida (36). Então, no início da tensão, a liga é totalmente austenítica. Em uma tensão específica, que depende da temperatura, a transformação martensítica é observada, uma vez que a martensita é estável com a tensão. Após a remoção da tensão, a forma austenita é recuperada e o instrumento volta à sua forma original (36). A TM permite acomodar maior estresse sem aumentar a deformação (19). Se a austenita não estiver presente, uma transformação não poderá ocorrer, ou seja, o comportamento de SE não existe, existindo apenas o EMF (36).

O tratamento térmico aplicado à liga de NiTi durante o processo de fabricação dos instrumentos endodônticos é responsável por alterar a temperatura de TM (19). A mudança da estrutura cristalina causa uma mudança na propriedade física da liga. Na fase martensítica esse metal é dúctil e permite facilmente a indução de uma mudança de forma. Na fase de austenita é mais difícil induzir deformação (1, 40). Na SE a força motriz da transformação é mecânica, enquanto no EMF estão envolvidos processos térmicos e mecânicos (11). Quando o material está na sua forma martensítica, é macio e dúctil e pode ser facilmente deformado, enquanto o NiTi austenítico é bastante forte e duro (19, 41).

A SE e o EMF são muito dependentes da história térmica do material e da presença de cristais na fase martensita, devido à menor organização dos seus átomos (42). Os tratamentos térmicos por alterarem a temperatura de TM, podem produzir ou eliminar o comportamento de SE assim como o EMF (43). Assim, os tratamentos térmicos influenciam diretamente nas características mecânicas e nas características de transformação do instrumento (3).

O tratamento térmico consiste no aquecimento da liga em uma determinada temperatura e por um determinado tempo, seguido do seu resfriamento controlado

(11, 19, 44). Este tratamento térmico influencia nas propriedades de SE e EMF do instrumento, que são influenciados pela temperatura, tempo de aquecimento e taxa de resfriamento. Além disso, é possível variar a composição da liga NiTi para dar origem a fios com essas duas características diferentes, seja uma liga superelástica ou que possua o EMF.

Ajustes sutis na proporção do Níquel e do Titânio, o tratamento térmico e o processo de fabricação fazem uma grande diferença nas propriedades da liga, particularmente na temperatura de TM e de transformação reversa (3, 45). Quanto maior é o teor de Níquel menor é a temperatura TM, mais dura é a matriz da liga, melhor é a sua capacidade de recuperação do EMF, bem como a propriedade superelástica (11).

Porém, um estudo (46) avaliou 10 sistemas com diferentes teores de Níquel. Os autores compararam os valores de dureza Vickers e não encontraram correlação entre o teor de níquel com a dureza da liga. Os autores concluíram que somente o teor de Níquel pode não ser suficiente para alterar as propriedades da liga.

Miura e colaboradores (1) mostraram que além das propriedades inerentes à liga de NiTi, o processo de fabricação pode ser responsável por incorporar ao instrumento uma variedade de propriedades. Estes autores mostraram que o tratamento térmico faz uma mudança drástica na liga de NiTi, diminuindo o módulo de elasticidade da liga, permitindo que esta seja deformada muito mais.

Em um estudo in vitro (36) instrumentos de NiTi foram aquecidos em diferentes temperaturas e intervalo de tempo, simulando o tratamento térmico. Estes autores concluíram que para diminuir o risco de fratura inesperada do instrumento, ocasionado pelos defeitos de superfície proporcionados pelo próprio processo de usinagem e também à dureza da liga pode-se aplicar alguns tratamentos térmicos antes da usinagem para diminuir o endurecimento da liga.

Alterar a temperatura de transformação influencia em qual característica o instrumento vai apresentar durante seu uso clínico. Instrumentos que possuem Ms e Af menores que a temperatura corporal estão em fase austenita no meio oral, exibindo característica superelástica durante o uso clínico. Instrumentos que possuem Ms e Af maiores que a temperatura corporal apresentam o EMF durante o uso clínico por estarem na fase martensita (47). Assim, os instrumentos SE apresentam a temperatura Af menor que a temperatura corporal e os instrumentos com EMF apresentam temperatura Af muito maior que a temperatura corporal (19).

A liga de NiTi convencional apresenta Af menor que a temperatura corporal, apresentando característica SE e fase austenita durante o uso clínico (19).

Em 2007, a Tulsa Dental desenvolveu uma nova liga de NiTi conhecida como M-Wire, que passa por tratamentos térmicos exclusivos a várias temperaturas, realizados antes da usinagem dos instrumentos. Este material contém as fases austenita, martensita e fase-R (intermediária entre austenita e martensita), mantendo a pseudoelasticidade (11). De acordo com os fabricantes, esta liga permitiu aos instrumentos uma maior flexibilidade e uma maior resistência à fadiga cíclica em comparação com os instrumentos fabricados da liga de NiTi convencional (48). Com essa liga são fabricados os instrumentos recíprocos WaveOne (WO; Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça) lançado em 2011. De acordo com o fabricante este sistema segue o conceito de lima única, na qual um único instrumento é utilizado para o preparo do canal radicular, após a realização da exploração inicial do canal. As limas deste sistema estão disponíveis em três diferentes comprimentos (21, 25 e 31 milímetros), com diferentes diâmetros da ponta e conicidade: small (21.06), primary (25.08) e large (40.08), com seção transversal triangular convexa.

Em 2010, os instrumentos fabricados com a tecnologia de tratamento térmico CM-Wire (memória controlada) foram introduzidos pela DS Dental (Johnson City, TN, EUA). Após o processo de usinagem, os instrumentos são submetidos a um tratamento térmico com temperatura e tempo controlados, dando ao instrumento o EMF, o que permitiu o pré-curvamento dos instrumentos (11). É a primeira liga endodôntica tratada termicamente que não possui propriedades superelásticas (49). Assim, os instrumentos CM não tendem a voltar à posição original durante o preparo de canais radiculares curvos (42), recuperando à sua forma original com a aplicação de calor. Isso se dá devido a grande quantidade de cristais na fase martensita

Em 2012, a Dentsply Sirona introduziu um novo processo de tratamento térmico para as ligas CM-Wire, em que os instrumentos são tratados termicamente, com elevações repetidas da temperatura, e depois resfriados, o que resulta em uma cor de superfície correspondente à espessura da camada de óxido de titânio formada durante o tratamento térmico (11). Assim são fabricados os instrumentos WaveOne Gold (WOG). As limas do sistema WOG são do mesmo fabricante do sistema WO porém a liga de NiTi recebe um tratamento térmico diferente, sendo chamada de Gold-Wire, que proporciona alta flexibilidade e resistência à fadiga

cíclica flexural (Dentsply Sirona Endodontics, 2016). Apresentam secção transversal de um paralelograma, com duas arestas de corte e conicidade variada ao longo de todo o comprimento da parte ativa do instrumento. Este sistema possui quatro instrumentos e também segue o princípio de lima única: small (20.07), primay (25.07), medium (35.06) e large (45.05), todas com comprimentos de 21, 25 ou 31 milímetros. O tratamento térmico aplicado às limas deste sistema tem uma tendência de tornar a superfície do instrumento mais macia (50).

O processo de fabricação dos instrumentos WO e WOG difere quanto ao momento em que o fio de NiTi recebe o tratamento térmico. Nos instrumentos WO o tratamento térmico ocorre previamente ao processo de usinagem, diferente dos instrumentos WOG, em que o tratamento térmico ocorre após este processo (51, 52).

Os instrumentos CM-Wire e M-Wire contêm menos Níquel que as ligas SE convencionais, obtendo temperaturas mais altas para a TM. Assim, em temperatura ambiente o instrumento está composto de martensita e austenita na fase-R, ao contrário dos instrumentos de NiTi convencionais, que possuem cristais apenas em fase austenita (19).

As limas com tratamento térmico M-Wire apresentam em maior quantidade cristais na fase austenita quando comparados à liga Gold-Wire, resultando em limas com pseudoelasticidade. As limas com tratamento térmico Gold apresentam uma superfície mais macia, o que pode torná-la mais propensa às alterações de superfície durante o preparo do canal radicular, podendo influenciar na capacidade de corte do instrumento (50). Essas limas apresentam em sua composição uma maior quantidade de cristais em fase martensita que as limas M-Wire.

Durante o uso clínico, os instrumentos CM-Wire, por possuírem EMF, podem ser pré-curvados. Esta liga tem a capacidade de manter essa forma flexionada, facilitando a penetração na entrada do canal radicular. Estes instrumentos possuem maior capacidade de deformação antes da fratura do que os instrumentos de NiTi convencionais, devido à sua maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica (11).

O limite torcional antes da deformação plástica e a resistência torcional do instrumento Primary dos sistemas WO e WOG foram investigados (53). Foram utilizados dois ângulos para o movimento recíprocante: 270° anti-horário e 10° horário e, 150° anti-horário e 30° horário. Não foi encontrada diferença estatística na resistência torcional e no limite torcional antes da deformação plástica. Análises

utilizando MEV após os testes torcionais mostraram, após o movimento recíprocante com um ângulo de carga crescente até 270 graus, microtrincas longitudinais percorrendo o longo eixo do da lima em ambos os sistemas. Enquanto o instrumento do sistema WO começou a fraturar parcialmente, o do sistema WOG mostrou ranhuras de usinagem distorcidas e algumas trincas longitudinais. Após o movimento recíprocante com um aumento incremental no ângulo de carga de até 150 graus, nenhuma ranhura de usinagem distorcida foi encontrada nos grupos WO ou WOG, mas o grupo WO apresentou microtrincas longitudinais. Os autores concluíram que instrumentos WO, fabricados a partir da liga M-Wire, apresentam menor resistência à torção quando comparado ao WOG, fabricado pela liga Gold-Wire.

Limas Primary do sistema WO e WOG foram comparadas quanto à resistência à fadiga cíclica flexural em ângulo de curvatura simulado de 60° e raio de 3mm (54). Além disso, a temperatura de TM foi avaliada utilizando varredura diferencial de calorimetria. A resistência à fadiga foi maior no grupo WOG. A temperatura de TM para o grupo WaveOne começou em 47°C e terminou em 20°C. A transformação reversa iniciou 25°C e terminou em 49°C após aquecimento. O WaveOne Gold mostrou um padrão muito semelhante, com uma transformação única e ampla começando em 47°C e terminando em 26°C, e a transformação reversa iniciou em 30°C e terminou em 48°C após aquecimento. Os autores concluíram que o sistema WOG, fabricado a partir da liga Gold-Wire, é mais resistente à fratura cíclica flexural que o sistema WO e ambos os sistemas apresentam cristais em fase austenita e martensita à temperatura corporal.

Limas Primary dos sistemas WO e WOG foram comparados quanto à resistência torcional e avaliados a área de secção transversal através do MEV (55). O instrumento WO apresentou maior diâmetro e maior área na região do terceiro milímetro (mm) da ponta, com diferença estatística quando comparado ao instrumento WOG. Os instrumentos de WO exibiram maior resistência torcional, porém a deflexão angular foi maior para o WOG. Após a instrumentação de canais mesiais de molares inferiores não foram encontradas diferenças na resistência torcional dos instrumentos avaliados. Os autores concluíram que os instrumentos com maior área e diâmetro apresentam maior resistência torcional.

Limas Primary do sistema WO e WOG foram comparadas quanto à resistência torsional, à fadiga cíclica flexural e a flexibilidade (51). No teste de fadiga cíclica flexural as limas do sistema WOG levaram um tempo estatisticamente maior

até a fratura quando comparado ao sistema WO. Em relação à flexibilidade, WOG mostrou ser mais flexível que WO. Em relação à resistência torsional, não foi encontrada diferença entre os dois sistemas. Os autores concluíram que as melhorias na metalurgia e as modificações no design da WOG podem conferir uma melhor resistência à fadiga cíclica flexural e flexibilidade a este instrumento.

Estudo in vitro comparou a resistência à fadiga cíclica flexural de instrumentos de NiTi convencional (K3) com instrumentos M-Wire (GTX) em canais artificiais curvos. Não foi encontrada diferença estatística no número de ciclos dos instrumentos 20.06 de ambos os sistemas até a fratura (38).

Um estudo in vitro (56) comparou as propriedades físicas e mecânicas da liga de NiTi convencional e da liga M-Wire, utilizadas para fabricação de instrumentos endodônticos mecanizados. A composição química das ligas foi semelhante, avaliada através de espectroscopia de raios X por energia dispersiva (EDS). Pela difração de raio-X foi observado maior presença de cristais em fase-R e martensita na liga M-Wire. A temperatura de TM foi muito maior para a liga M-Wire, quando comparada à liga convencional, que apresentou temperatura de TM próxima à temperatura corporal. Os valores de microdureza Vickers foram semelhantes. A curva de carga-descarga foi mais uniforme e o módulo de elasticidade foi menor para a liga M-Wire. Os autores concluíram que o tratamento térmico melhora as propriedades físicas e mecânicas da liga de NiTi, no que diz respeito à sua aplicação na Endodontia.

Estudo in vitro (45) comparou as propriedades de flexão de instrumentos CM-Wire e de NiTi convencional. Todos os instrumentos tiveram sua rigidez avaliada quando flexionados em 45 graus. Os instrumentos CM apresentaram menores valores de rigidez quando flexionados, apresentando diferença estatística quando comparado aos outros sistemas. Os autores concluíram que a liga CM-Wire foi mais flexível que a liga de NiTi convencional. Estes autores relatam que a flexibilidade é uma das propriedades mais importantes dos instrumentos mecanizados de NiTi, mas não pode ser a única característica para se basear na escolha entre diferentes instrumentos. A resistência à torção e à flexão, a capacidade de corte, o desgaste do instrumento, a corrosão, entre outras características precisam ser investigadas e testadas para permitir uma eficiência e uso clínico seguro.

A resistência à fratura torcional de instrumentos Pathfile fabricados com liga de NiTi convencional (Logic 25.01, Mtwo, Hyflex GPF), M-Wire (ProGlider) e CM-

Wire (Logic 25.01 CM) foram comparadas (57). Os instrumentos foram submetidos a teste de fratura torcional e em seguida, foram realizadas imagens de MEV para avaliar o padrão de fratura. A resistência a torção foi maior para o instrumento Logic 25.01 de NiTi convencional, seguido pelo instrumento fabricado da liga M-Wire, CM-Wire e NiTi convencional. O ângulo de deformação foi menor para os instrumentos M-Wire. Todos os instrumentos apresentaram características compatíveis com fratura torcional nas imagens de MEV. Os autores concluíram que os instrumentos 25.01 de NiTi convencional foram mais resistentes à fratura torcional quando comparado à instrumentos tratados termicamente com liga M-Wire e CM-Wire, e instrumentos M-Wire apresentaram menor ângulo de deformação.

Estudo in vitro (58) comparou a resistência à fadiga cíclica flexural, propriedades torcionais, flexibilidade e dureza Vickers de instrumentos de aço inoxidável, NiTi convencional, M-Wire e CM-Wire. O instrumento com controle de memória apresentou flexibilidade e resistência à fadiga cíclica estatisticamente superior quando comparado aos outros instrumentos, seguido pelo instrumento M-Wire. A resistência à fratura torcional e os valores de microdureza foram maiores para as limas de aço inoxidável seguido pelo instrumento M-Wire. Os autores concluíram que os instrumentos tratados apresentam vantagens de uso quando comparado aos de NiTi convencional e, os diferentes tratamentos térmicos fornecem aos instrumentos endodônticos diferentes propriedades mecânicas.

Instrumentos de NiTi convencional e fabricados com a liga CM-Wire foram avaliados quanto à resistência à fadiga cíclica flexural e a resistência torcional (59). Em relação à fadiga cíclica flexural os instrumentos com memória controlada apresentaram melhores resultados, com diferença estatística. A resistência torcional não apresentou diferença entre os dois instrumentos avaliados. Os autores concluíram que as propriedades da liga são fatores importantes para o desempenho mecânico do instrumento, uma vez que os dois instrumentos avaliados apresentavam as mesmas características e design, exceto pelo tratamento térmico da liga de NiTi.

Um estudo in vitro avaliou a resistência à fratura por fadiga cíclica flexural e a influência da deformação cíclica na resistência torcional de instrumentos CM-Wire e de NiTi convencional (60). Instrumentos novos foram submetidos a testes de resistência à fratura por fadiga cíclica e outros instrumentos novos foram fadigados em $\frac{3}{4}$ da sua vida em fadiga cíclica e depois submetidos ao teste de resistência

torcional. Os instrumentos tratados termicamente apresentaram um maior número de ciclos até a fratura. Já os instrumentos de NiTi convencional fadigados apresentaram maior resistência à torção quando comparados aos instrumentos CM-Wire. Os autores concluíram que quanto maior o número de ciclos no movimento flexural, menor a resistência torcional dos instrumentos CM-Wire.

Limas Primary do sistema WO e WOG foram testadas quanto à resistência a fadiga cíclica flexural em modelos estáticos e dinâmicos, sobre temperatura corporal e temperatura intracanal (61). O sistema WOG apresentou maior resistência a fadiga cíclica flexural. Em relação ao tipo de teste, em ambos os sistemas a resistência foi maior no modelo dinâmico. Não houve diferença na resistência à fadiga cíclica flexural quando utilizados em conjunto com solução irrigadora em temperatura corporal ou intracanal.

Com isso, o comportamento da TM, a composição química da liga, o tratamento térmico e o processo de fabricação tem um impacto nas propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi. Porém, como já foi dito, a própria liga de NiTi é mais macia que a liga de aço inoxidável. E, os tratamentos térmicos que aumentam a quantidade de cristais em fase martensita na liga de NiTi, tornam o instrumento ainda mais macio, pois a martensita é macia e dúctil e pode ser facilmente deformada (3, 19).

A melhor flexibilidade encontrada para os instrumentos tratados termicamente se deve ao amaciamento da liga. Isso pode ser comprovado por estudos que compararam os valores de microdureza Vickers, em que a liga de NiTi convencional apresenta os maiores valores, seguida pela liga M-Wire e CM-Wire. O amaciamento da superfície destes instrumentos pode influenciar na sua capacidade de corte e também na sua resistência ao desgaste proveniente do próprio preparo químico-cirúrgico. A habilidade de corte dos instrumentos endodônticos é fundamental para limpeza, desinfecção e modelagem do canal radicular durante o preparo químico-cirúrgico. Além disso, o atrito que ocorre durante o preparo do canal radicular pode danificar a superfície dos instrumentos de NiTi, resultando em desgastes e deformações, podendo acarretar em uma consequente diminuição na eficiência do corte (9, 62-64). A perda de corte destes instrumentos os tornam inúteis para a Endodontia (65). Na literatura são inúmeras as formas de avaliação das alterações na superfície do instrumento, utilizando análises quantitativas e qualitativas.

A microscopia de força atômica (MFA) foi utilizada para avaliar as

características da superfície dos instrumentos (66, 67).

A topografia de superfície das limas WO e WOG intactas e após três usos foi avaliada com MFA tridimensional (67). Nos instrumentos intactos não foi encontrada diferença entre os dois sistemas em relação à rugosidade de superfície, porém após o uso os valores foram maiores para os instrumentos do sistema WOG que no sistema WO. De acordo com estes autores os valores mais altos de rugosidade de superfície observado nas limas do sistema WOG após o uso sugerem que estas são mais propensas à deterioração da sua superfície após o uso do que o sistema WO.

O terço cervical de instrumentos K3, Sx (Protaper Universal), Twisted File Adaptive e Biorace foram avaliados utilizando MFA (62). Os instrumentos foram utilizados no preparo de 12 canais simulados de resina. A rugosidade média da superfície foi utilizada como parâmetro para avaliar as alterações após o uso. Todos os instrumentos sofreram desgaste, com alteração da superfície após o uso, sendo maior nos instrumentos Twisted File Adaptive, seguido pelo BioRace, K3 e Protaper Universal. A intenção dos autores era avaliar o terço apical dos instrumentos, porém não foi possível manter a sonda em um plano para escanear a área. Os autores concluíram que após 12 usos houve desgaste com modificação na topografia da região cervical da parte ativa de todos os instrumentos avaliados.

O uso da MFA requer uma superfície ultra-plana e rígida, para que a sonda de varredura não cause deformações na superfície (68). Além disso, a MFA tridimensional só pode ser aplicado a áreas pequenas, o que impede o mapeamento de grandes áreas de superfície (69).

A MEV é utilizada para análises qualitativas dos instrumentos endodônticos. A partir da formação de um vácuo e uma corrente de elétrons o MEVb fornece imagens de grande aumento dos instrumentos endodônticos (34). Assim como o MEV convencional, para a análise dos instrumentos endodônticos não há necessidade de preparo e destruição da amostra, permitindo a avaliação de uma mesma amostra em diferentes momentos.

A deformação ou distorção permanente na superfície dos instrumentos pode resultar em eficiência clínica reduzida para o preparo do canal radicular e remoção de detritos, além de aumento do risco de fratura do instrumento(53). As irregularidades estruturais das suas superfícies provenientes do processo de fabricação e do uso dos instrumentos podem comprometer sua integridade durante o uso clínico, tornando o instrumento mais suscetível à fratura (70).

Limas Primary dos sistemas WO e WOG que foram submetidas a testes de fadiga cíclica flexural foram analisadas por MEV (51, 71). As imagens mostraram características típicas de fratura por fadiga cíclica flexural, incluindo iniciação e propagação de trincas na periferia da área fraturada, onde estrias foram observadas.

A topografia de superfície de limas intactas AlphaKite e Revo-S e após o uso foram avaliadas com MEV (52). Em ambos os sistemas as limas intactas apresentaram sulcos brutos na sua superfície, provenientes do processo de usinagem, sem cavidades ou interrupções, que foram mais sutis nas limas do sistema Revo-S. Após o uso foram observados rompimento e embotamento das arestas de corte e aprofundamento das ranhuras de usinagem no sistema AlphaKite. Com o maior número de usos foram observadas presença de microtrincas na superfície dos instrumentos endodônticos. Os autores concluíram que o múltiplo uso das limas endodônticas resulta em diferentes defeitos de superfície que aumentam com o maior número de usos.

O uso de instrumentos de diferentes tratamentos térmicos no preparo de canais curvos simulados padronizados utilizando foi avaliado através de microtomografia computadorizada (micro-CT) e MEV (72). Instrumentos fabricados com a liga M-Wire, CM-Wire e R-phase com mesmo diâmetro e conicidade foram utilizados neste estudo. Estes instrumentos foram escaneados utilizando micro-CT para avaliar a área de seção transversal. Além disso, após o uso os instrumentos foram submetidos à MEV para avaliar a presença de irregularidades na sua superfície. Os blocos foram escaneados antes e após o preparo e o transporte e o aumento do volume do canal radicular foram calculados. A área de seção transversal foi estatisticamente diferente entre os instrumentos avaliados, mesmo com diâmetro e conicidades iguais. No instrumento M-Wire foi observada a inversão da lâmina de corte e em nenhum dos instrumentos foi observada presença de microtrincas. Transporte e retificação do canal aconteceram no preparo utilizando todos os sistemas. O transporte apical foi menor nos blocos instrumentados com a liga CM-Wire assim como o volume de dentina removido. A retificação do canal foi maior com a liga M-Wire. As imagens de MEV mostraram deformações na lamina de corte de todos os instrumentos R-phase e de alguns M-Wire e CM-Wire. Os autores concluíram que o transporte apical e habilidade de modelagem foram afetados tratamento térmico do instrumento e a liga CM-Wire realizou preparos mais conservadores

A superfície dos instrumentos K3 e Race após múltiplos usos utilizando MEV foi avaliada (73). A análise foi quantitativa, uma vez que os autores criaram um sistema de avaliação baseado em score para avaliação da superfície dos instrumentos endodônticos a partir de três critérios: distorção das espiras do instrumento, desgaste da superfície do instrumento e fratura do instrumento. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa em todos os três critérios para os dois sistemas avaliados, em que o sistema Race apresentou maior número de distorção das espiras e desgaste da superfície dos instrumentos e maior número de fratura.

Um estudo in vitro avaliou a eficiência de corte e alterações nas superfícies dos instrumentos R25 do sistema Reciproc no preparo de seis canais simulados em blocos de resina, através da MEV e análise utilizando AutoCAD (74). Foram avaliadas a presença de microtrincas, corrosão, desgaste, detritos, ruptura da aresta de corte e deformações plásticas após cada instrumentação, através da avaliação por scores. Não foi encontrada diferença estatística entre as imagens dos instrumentos novos e após o uso em relação à deformação plástica ou desgaste. Em todas as outras variáveis observadas foi encontrada diferença estatística entre as imagens novas e após o uso. Em relação à presença de microtrinca, a diferença estatística ocorreu a partir do quarto uso. Em relação à eficiência de corte, foi encontrada diferença estatística entre os instrumentos utilizados para tratar um ou dois canais e os utilizados para tratar cinco canais simulados. Os autores concluíram que os instrumentos R25 do sistema Reciproc se deterioram de forma progressiva, principalmente em relação à presença de microtrincas, mais presentes na região que trabalha na curvatura do canal, e que a forma final do canal radicular obtida em canais simulados, após o preparo químico-cirúrgico é afetada pelo uso repetido desses instrumentos.

Diferente dos estudos que mostraram alterações na superfície dos instrumentos após o uso, autores utilizaram limas Primary do sistema WO e WOG em dois canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos e não encontraram, após o uso, rachaduras na superfície dos instrumentos através de análise utilizando MEV (55). Em outro estudo também não foi encontrada diferença estatística na topografia de superfície de instrumentos Primary do sistema WO novos e após o preparo de dois canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos (75).

A análise por MEV também é utilizada para avaliar de forma quantitativa o

desgaste da superfície dos instrumentos endodônticos após o uso. Porém, para essas medições utilizando a MEV é necessária a secção transversal da parte ativa destes instrumentos, sendo assim, um método destrutivo. Um estudo *in vitro* avaliou o desgaste da superfície dos instrumentos Primary do sistema WO após o preparo de dois, quatro e seis canais vestibulares de molares superiores utilizando MEV (76). Para as medições foram utilizadas limas novas como controle e as mensurações foram feitas em três níveis. Houve desgaste em todos os níveis avaliados e após o preparo de dois, quatro e seis canais, mas só foi observada diferença estatística entre os instrumentos controle e após o preparo de seis canais vestibulares de molares superiores. Os autores concluíram que os instrumentos Primary do sistema WO podem ser recomendados para o preparo de até quatro canais sem que as suas lâminas de corte se desgastem comprometendo sua eficácia de corte.

Alguns estudos utilizam a perfilometria óptica 3D sem contato para análises qualitativas e quantitativas da superfície do esmalte dentário e da dentina (77). O escaneamento é feito através do uso de feixes de laser, o qual são capazes de mapear toda a superfície topográfica da amostra, permitindo leituras rápidas, sem destruição ou necessidade de preparo da amostra. A perfilometria faz uma análise quantitativa de uma superfície, comparando alterações iniciais e finais (78). No trabalho de Ferreira e colaboradores (68) foi a primeira vez que essa metodologia foi utilizada para a avaliação das superfícies dos instrumentos endodônticos. Os resultados deste estudo mostraram que a perfilometria óptica é um método preciso e confiável para a análise de defeitos e desgaste nas superfícies dos instrumentos endodônticos, além de permitir uma análise qualitativa.

A superfície das limas Hyflex EDM e Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Suíça) foram comparadas com perfilometria óptica (79). Análises quantitativa e qualitativa das alterações superficiais das limas foram feitas através da comparação dos dados obtidos antes e após quatro usos. Os valores de rugosidade superficial aumentaram significativamente nas limas do sistema HyFlex CM após o preparo do canal radicular. Em contraste, este aumento nas limas do sistema HyFlex EDM não foi estatisticamente significativo. Os autores concluíram que as limas do sistema HyFlex CM apresentaram alterações de superfície significativamente maiores em comparação com as limas do sistema HyFlex EDM após o preparo de canais radiculares. Tais fatos chamam atenção para a real possibilidade do instrumento com tratamento térmico CM apresentar maiores alterações em sua

superfície. O mesmo não ocorre quando o tratamento térmico CM é precedido pela eletroerosão, realizada nas limas EDM.

A presença e propagação de defeitos na superfície dos instrumentos WO e Reciproc (VDW, Munique, Alemanha) após o primeiro e segundo usos em blocos de acrílico com canal radicular simulado foram avaliadas com perfilometria óptica (80). Os resultados da análise quantitativa revelaram um aumento significativo no desgaste na superfície dos instrumentos Reciproc e WO após o segundo uso e maior aumento na rugosidade de superfície no sistema WO quando comparado ao Reciproc. Além disso, após o uso foi observado a presença de um maior número de defeitos, tais como microcavidades, fendas e trincas após a instrumentação, especialmente no sistema WO.

A superfície das lâminas de corte das limas WO e Reciproc antes e após o primeiro e segundo usos em blocos de acrílico com canal radicular simulado foram avaliadas utilizando perfilometria óptica (69). Os resultados mostraram um desgaste significativamente maior nas superfícies das lâminas de corte dos instrumentos Reciproc e WO após o segundo uso, com perda de altura nas superfícies medidas e presença de irregularidades em todos os instrumentos antes e após o uso.

Em um estudo semelhante, as limas Primary dos sistemas WaveOne e WaveOne Gold e a R25 dos sistemas Reciproc e Reciproc Blue foram avaliadas utilizando perfilometria óptica antes e após o preparo de quatro canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos (81). Os instrumentos WaveOne e WaveOne Gold novos apresentaram valores mais altos de rugosidade de superfície mostrando uma superfície mais irregular e rugosa, quando comparado aos instrumentos R25 intactos. Além disso, após o uso houve diferença estatística em todos os sistemas avaliados, com maiores valores para os sistemas WaveOne e WaveOne Gold. Os instrumentos WaveOne Gold e Reciproc Blue apresentaram maiores valores de rugosidade de superfície, quando comparados aos instrumentos WaveOne e Reciproc, respectivamente. Os autores concluíram que os diferentes tratamentos térmicos influenciam nas características de superfície dos instrumentos endodônticos e nas alterações com o decorrer do uso.

Alguns autores recomendam o uso único dos instrumentos mecanizados de NiTi, devido ao risco de fratura inesperada, à diminuição da sua eficiência de corte e do processo de esterilização (82, 83). Porém, devido ao seu alto custo, estes instrumentos são frequentemente reutilizados após a esterilização em autoclave e

um estudo clínico mostrou que instrumentos reciprocantes podem ser usados, no que diz respeito à segurança relacionada à sua fratura, no preparo de até três dentes posteriores (84, 85). Além disso, estes instrumentos apresentam uma curva de aprendizado mais curta, simplificam o processo de instrumentação endodôntica (50, 84, 86).

A análise microscópica da superfície dos instrumentos endodônticos contribui para explicar a influência do tratamento térmico em sua resistência, pois a presença de irregularidades morfológicas na superfície do instrumento poderá comprometer sua integridade durante uso clínico, causando fratura (62).

Conhecer qual tratamento térmico torna o instrumento mais resistente à fratura por fadiga cíclica flexural, mantendo sua capacidade de corte e a topografia de superfície com poucas modificações no decorrer do uso auxilia o clínico na escolha de sistemas mais seguros, eficazes e com boa eficiência de limpeza.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar o desgaste, a formação de microtrincas e a presença de irregularidades na lâmina de corte dos instrumentos Primary dos sistemas WO e WOG após múltiplos usos utilizando perfilometria ótica e microscopia eletrônica de varredura de bancada.

A hipótese nula é que não há diferença no desgaste, na formação de microtrincas e na presença de irregularidades na lâmina de corte dos instrumentos Primary do sistema WaveOne e do sistema WaveOne Gold novos e após o uso.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O material e os métodos utilizados nesta pesquisa estão descritos abaixo de forma detalhada.

4.1 MATERIAL

Setenta e dois molares inferiores humanos extraídos, solicitados e cedidos pelo Banco de Dentes Permanentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP)

Agulhas para irrigação Navitip #30 (Ultradent, São Paulo/SP)

Aparelho de Raios-X Timex 70E (Gnatus, Barretos/SP)

Autoclave Bioclave (Gnatus, Barretos/SP)

Broca diamantada 3082 (KG Sorensen, Cotia/SP)

Câmulas de aspiração FlexSuctor (Angelus, Londrina/PR)

Curetas periodontais (Golgran, São Paulo/SP)

Destiladora Direct-Q 3UV Ultrapurifica (Alpax, Diadema/SP)

Disco diamantado para peça reta (Fava, São Paulo/SP)

Espelho clínico nº5 (Golgran, São Paulo/SP)

Esteriomicroscópio SZ40 (Olympus, Tóquio, Japão)

Estufa A-LT (Fanem, Guarulhos/SP)

Explorador de ponta reta (Golgran, São Paulo/SP)

Fotopolimerizador Radium-Cal (SDI, São Paulo/SP)

Gaze estéril (SSplus, São Palo/SP)

Hipoclorito de Sódio a 2,5% (Dinâmica, Indaiatuba/SP)

Instrumentos Primary do sistema WaveOne Gold (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça)

Instrumentos Primary do sistema WaveOne (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça)

Limas tipo K #10 e #15 de 21mm (VDW, Munich, Alemanha)

Microscópio eletrônico de varredura de bancada TM 3000 (Hitachi, Tóquio, Japão)

Micromotor (Gnatus, Barretos/SP)

Microscópio Operatório Extaro 300 (Zeiss, Jena, Alemanha)

Motor Endodôntico X-Smart Plus (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça)

Peça reta (Gnatus, Barretos/SP)

Perfilômetro óptico ZeGage™ Zometric (Zygo, Connecticut, EUA) Programa ZeMaps v. 1.11 (Zygo Corporation, Connecticut, EUA) Programa ImageJ (National Institutes of Health, EUA)

Régua endodôntica milimetrada (Golgran, São Paulo/SP)

Resina Composta Charisma Classic Kulzer (Heraeus, Hanau, Alemanha)

Seringa plástica descartável 5mL (Ultradent, São Paulo/SP)

Silicone de condensação (Coltene, Rio de Janeiro/RJ) Ultrassom Jet Sonic (Gnatus, Barretos/SP)

Verniz para unha (Colorama, São Paulo/SP)

4.2 MÉTODOS

Este trabalho foi submetido e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP sob o número CAAE: 01345118.5.0000.0075 (Anexo A).

4.2.1 Seleção dos dentes / Critérios de inclusão e exclusão:

Foram selecionados setenta e dois molares inferiores humanos extraídos, cedidos pelo Banco de Dentes Permanentes Humanos da FOU SP. Todos os dentes preencheram os critérios de inclusão e exclusão, previamente determinados, os quais foram verificados através de tomadas radiográficas em

duas angulações diferentes, orto e méso radial.

Os dentes selecionados apresentaram rizogênese completa, câmara pulpar intacta, presença de dois canais mesiais independentes (classificação de Vertucci tipo IV) e ângulo de curvatura entre 20° e 40°, determinados através da metodologia proposta por Schneider (1971) (87) e calculados através do programa Image J. Dentes com calcificações pulpares, reabsorções radiculares, tratamento endodôntico prévio e fratura radicular foram excluídos.

Dentes em que a patência não foi atingida após a remoção de suas coroas e aqueles em que instrumentos manuais maiores que a lima #15 atingissem o comprimento de trabalho de forma passiva foram devolvidos ao Banco de Dentes da FOUSP e substituídos por dentes que cumprissem os critérios de inclusão e exclusão.

4.2.2 Preparo dos dentes e divisão dos grupos experimentais:

Os dentes que cumpriram os critérios de inclusão e exclusão foram limpos com auxílio de ultrassom e curetas periodontais, autoclavados e mantidos em hidratação em água destilada à 37°C.

As coroas foram removidas com disco de diamante e peça reta, padronizando o comprimento dos dentes em 13 milímetros. Com auxílio de uma broca diamantada tronco-cônica de ponta cega número 3082 o remanescente do teto da câmara pulpar foi removido.

Com auxílio de uma lima manual tipo K #10 e hipoclorito de sódio (NaOCl) à 2,5% os canais mesiais foram explorados. O comprimento real de trabalho (CRT) foi determinado pelo método visual: quando a extremidade do instrumento foi observada no nível do forame apical, com auxílio de um microscópio operatório, recuando-se um milímetro.

Os setenta e dois molares inferiores humanos foram divididos em dois grupos, de acordo com o sistema a ser utilizado, grupo WO e grupo WOG, totalizando 36 dentes e setenta e dois canais mesiais por grupo. Destes, 48 canais apresentavam curvatura 30-40° e 24 canais com curvatura 20-29° por

grupo.

4.2.3 Preparo químico-cirúrgico dos canais radiculares:

Setenta e dois canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos foram instrumentados com a lima Primary do sistema WO (25.08) e setenta e dois canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos foram instrumentados com a lima Primary do sistema WOG (25.07) no motor endodôntico X-Smart Plus (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça), no modo WaveOne e WaveOne Gold, respectivamente, de acordo com as normas do fabricante. Todo o preparo químico-cirúrgico foi realizado por um único operador.

Após a patência realizada com uma lima manual tipo K #10 os dentes tiveram seus ápices selados com verniz para unhas e em seguida selados com incrementos de resina composta, para evitar o extravasamento da solução irrigadora. Os dentes tiveram sua porção radicular imersa em água à 37°C por 5 minutos antes da instrumentação e durante o preparo químico-cirúrgico. A instrumentação ocorreu no interior de um dispositivo próprio para aquecimento de água em banho-maria (Marmi Quent, Izumi, São Paulo), com temperatura controlada a partir de um termostato (W1209, São Paulo), que manteve a temperatura em torno de 36°C, simulando a temperatura corporal.

Um total de 5 mL de NaOCl foi utilizado por canal, uma vez que estes não apresentavam câmara pulpar e cada canal foi instrumentado de forma independente. Além disso, a cada remoção da lima do interior do canal radicular, a mesma foi limpa com gaze e inspecionada. A cada três canais preparados (dois com curvatura severa e um com curvatura média), as limas foram limpas com gaze estéril e água destilada e, em seguida, autoclavadas para novas leituras com perfilômetro óptico e MEV de bancada.

4.2.3.1 Grupo WaveOne:

Após a irrigação inicial com NaOCl à 2,5%, uma lima manual tipo K #15 foi utilizada no pré-preparo, no CRT estabelecido previamente, visando permitir o uso das limas Primary. Dentes em que o instrumento #15 alcançou o CRT com folga foram substituídos. Em seguida o canal foi instrumentado com a Lima Primary do Sistema WO, com movimentos de vai e vem até atingir o CRT. A cada três movimentos de vai e vem, o instrumento reciprocante foi removido do canal radicular, limpo com gaze estéril e inspecionado. O canal novamente irrigado com NaOCl e a lima #15 foi introduzida no CRT. Essa cinemática foi repetida até que o instrumento reciprocante alcançasse a medida de trabalho.

4.2.3.2 Grupo WaveOne Gold:

O mesmo protocolo de instrumentação realizado com as limas Primary do sistema WO foi realizado com as limas Primary do sistema WOG.

4.2.4 Avaliação da superfície dos instrumentos endodônticos:

O objeto de estudo desta pesquisa foram os instrumentos Primary do sistema WO e WOG. Para cada sistema foram utilizados oito instrumentos (n=8). As superfícies destes instrumentos foram avaliadas a partir da perfilometria óptica e MEV de bancada.

As superfícies dos instrumentos foram avaliadas em três períodos distintos: T0 – antes do uso; T1 – após a instrumentação de três canais mesiais de molares inferiores; T2 – após a instrumentação de mais três canais mesiais de molares inferiores. Após a instrumentação de três canais radiculares e antes da obtenção de novas imagens, os instrumentos foram limpos com gaze estéril e água

destilada e, em seguida, autoclavados. Assim, cada lima Primary foi utilizada no preparo de seis canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos. Os canais mesiovestibulares e mesiolinguais apresentam semelhanças anatômicas, justificando essa escolha (67).

As limas foram submetidas previamente a uma análise com um estereomicroscópio com 20x de aumento, para que os instrumentos com deformações prévias fossem eliminados do estudo.

4.2.4.1 Perfilometria óptica:

Com auxílio de um perfilômetro ZeGage™ Zometric (Figura 4.1) do Centro de Laser e Aplicações (CLA) do Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN), o escaneamento dos instrumentos foi realizado na região do terceiro milímetro com uma lente de 20x de magnificação usando áreas de 400 X 400 micrômetros.

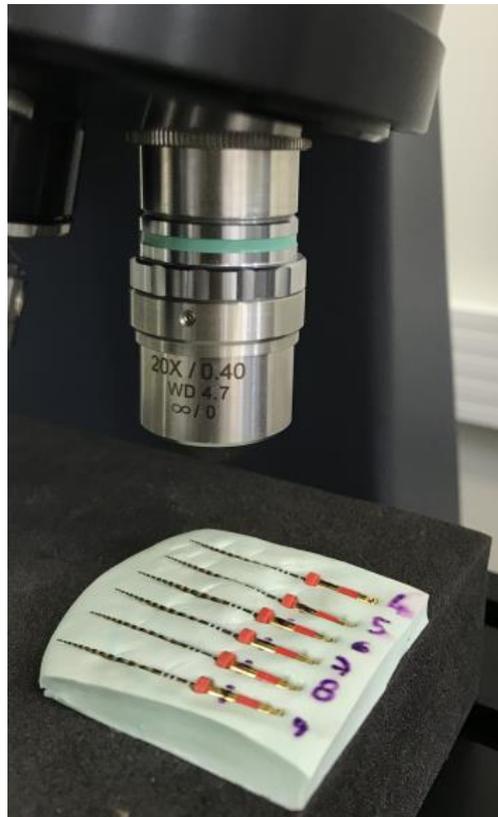
Figura 4.1. A - Perfilômetro ZeGage™ Zometric. B – lente de 20x de aumento utilizada para obtenção das imagens



Fonte: O autor

Os instrumentos foram avaliados em diferentes momentos e para isso foi necessário padronizar a posição e os pontos de referência de cada lima, para garantir a acuidade da repetibilidade e reprodutibilidade das medições. Assim, para garantir a precisão da posição dos instrumentos nos diferentes períodos analisados (T0, T1 e T2), foi criado um stub com silicone de condensação, permitindo o encaixe da lima sempre em uma mesma posição, visando permitir a reprodução das posições e das regiões a serem lidas a cada escaneamento (Figura 4.2).

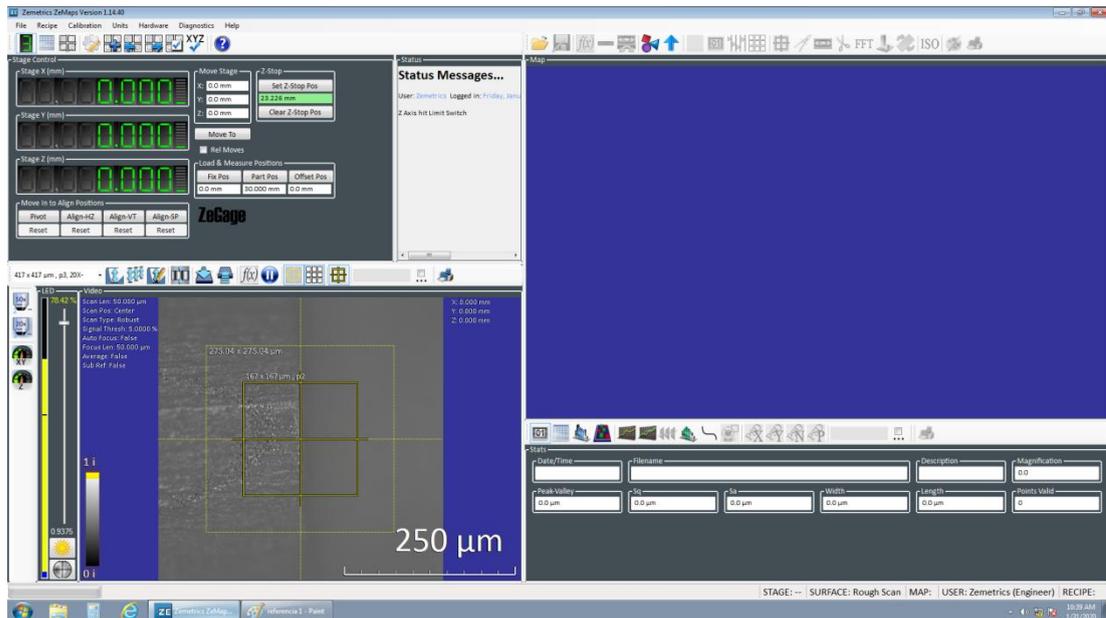
Figura 4.2. - Stub com silicone de condensação, permitindo o encaixe da lima sempre em uma mesma posição



Fonte: O autor

O ponto de referência inicial foi determinado pelo posicionamento das lentes do autofoco do perfilômetro óptico sobre a primeira marcação de medida no intermediário de cada instrumento. Os valores dos eixos X (altura), Y (latitude) e Z (longitude) foram zerados (Figura 4.3).

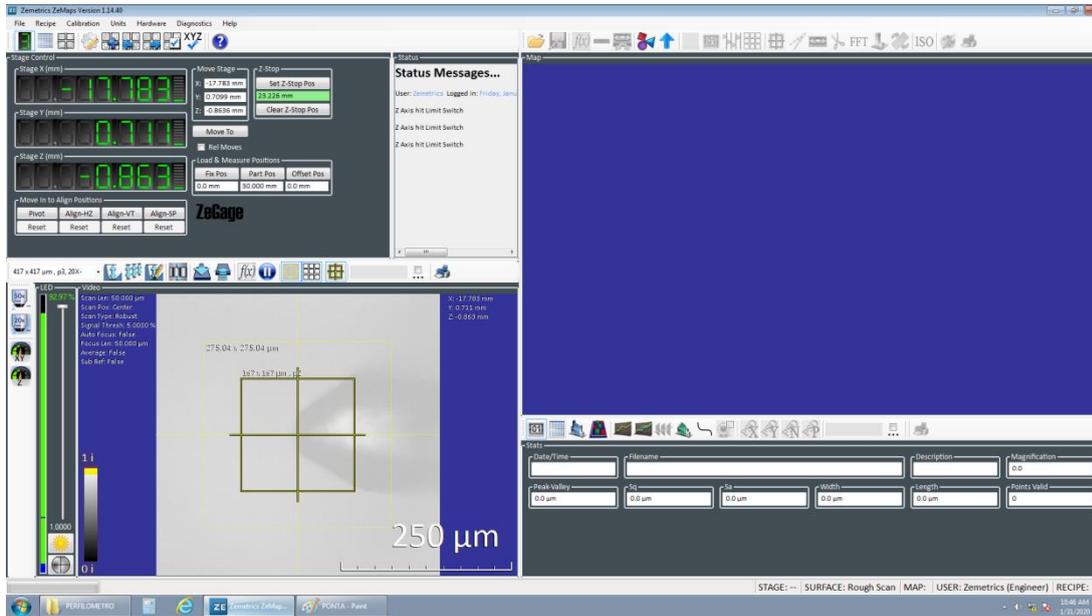
Figura 4.3. - Ponto de referência inicial



Fonte: O autor

Foi realizado o movimento no eixo X da mesa do perfilômetro óptico, até posicionar as lentes do autofocus do aparelho na ponta do instrumento (Figura 4.4).

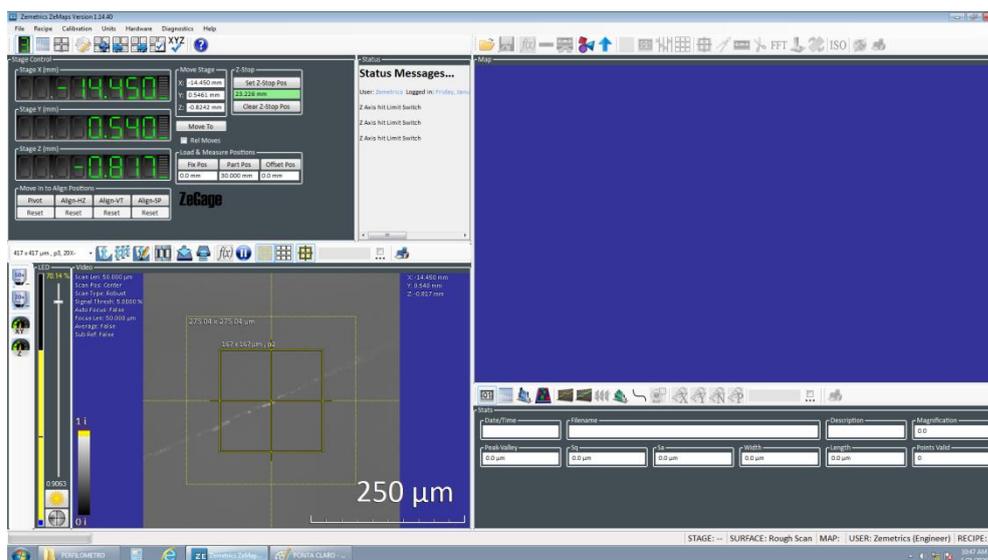
Figura 4.4. - Lentes do autofoco do aparelho na ponta do instrumento



Fonte: O autor

Os valores de X, Y e Z foram registrados. Foram subtraídos três milímetros do valor do eixo X, realizando o movimento da mesa na direção do terceiro milímetro do instrumento, em relação à ponta (Figura 4.5).

Figura 4.5. - Terceiro milímetro do instrumento, em relação à ponta.



Fonte: O autor

O valor do eixo Y foi determinado a partir da colocação do longo eixo da lima paralelo ao eixo X. Assim, na primeira leitura de cada instrumento foi determinado os valores de X, Y e Z a serem reproduzidos nas demais leituras, utilizando o programa ZeGage Profiler with ZeMaps v. 1.11 (Zygo, Connecticut, EUA). Nas leituras subsequentes, o posicionamento das lentes do autofocus foi feito no ponto de referência inicial e os valores de X, Y e Z foram os valores determinados na primeira leitura (T0).

Como cada grid de leitura possui 400 micrômetros, foi feita uma sequência três grids (sequence grid), com sobreposição de 20%, fazendo uma varredura de 880 micrômetros.

4.2.4.1.1 *Parâmetros:*

Os parâmetros pré-determinados foram Scan Length, Scan Position, Scan Type e Signal Threshold.

- Scan length: determina o comprimento real da varredura vertical feita pelo Z-Stage durante uma medição. O comprimento utilizado foi de 650 micrômetros.
- Scan position: identifica a posição inicial do Z-Stage no perfil de digitalização. A posição inicial foi centro.
- Scan type: o tipo de escaneamento selecionado foi o robusto.
- Signal Threshold: limiar da luz que o aparelho interpreta como sinal para formar a imagem. Por se tratar de um instrumento metálico, o valor foi de 0,5%.
- Filtros: foi utilizado o filtro fill void pixel e fill entire map

4.2.4.2 Microscopia eletrônica de varredura de bancada:

Com uso do MEV de bancada HITACHI TM3000 (Figura 4.6) do CLA-IPEN, com um aumento de 200-250X, a superfície dos 4 milímetros apicais de

cada instrumento foi avaliada, antes do primeiro uso e após três e seis usos (T0, T1 e T2).

Figura 4.6. MEV de bancada HITACHI TM3000



Fonte: O autor

Foi criado um stub de silicone de condensação para garantir o encaixe da lima sempre em uma mesma posição, visando permitir a reprodução das posições e das regiões a serem escaneadas.

4.2.4.2.1 Parâmetros:

O aumento utilizado para a formação das imagens foi de 200-250X. Foram feitas imagens dos três milímetros apicais de cada instrumento. Todas as imagens foram salvas para serem submetidas a análises. As imagens foram identificadas apenas com um número referente à posição da imagem em relação à ponta e o

tempo referente à análise (T0, T1 e T2).

Após a instrumentação de três canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos os instrumentos foram submetidos à novos escaneamento utilizando o perfilômetro óptico e o MEV de bancada, com os mesmos parâmetros, stub e referências utilizados nas leituras iniciais, em T0.

Após a formação das imagens iniciais, em T0, os instrumentos foram utilizados no preparo de três canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos (dois com curvatura severa e um com curvatura média), seguindo o protocolo de uso citado anteriormente. Antes da obtenção de novas imagens, os instrumentos foram limpos com gaze estéril e água destilada e, em seguida, autoclavados.

Após a instrumentação de três canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos os instrumentos foram submetidos a novos escaneamento utilizando o perfilômetro óptico e o MEV de bancada (T1), com os mesmos parâmetros, stub e referências utilizados nas leituras no tempo T0.

Os instrumentos foram utilizados para o preparo de mais três canais mesiais de molares inferiores, totalizando seis canais mesiais preparados. O protocolo de uso foi o mesmo citado previamente. Antes da obtenção de novas imagens, os instrumentos foram limpos com gaze estéril e água destilada e, em seguida, autoclavados.

Após a instrumentação de todos os seus canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos os instrumentos foram submetidos a novos escaneamento utilizando o perfilômetro óptico e o MEV de bancada (T2), com os mesmos parâmetros, stub e referências utilizados nas leituras nos tempos T0 e T1.

4.2.5 Análise das imagens:

Após a obtenção das imagens, as mesmas foram analisadas.

4.2.5.1 Perfilômetro óptico:

As imagens foram analisadas através do programa ZeGage Profiler with ZeMaps v. 1.11 (Zygo, Connecticut, EUA), que permite a análise da medida da altura da lâmina de corte, em relação ao sulco adjacente. As medições foram feitas sempre no mesmo ponto, em 200 micrômetros da imagem formada. A medida utilizada para mensurar o tamanho da lâmina de corte foi o Rpv, que de acordo com o fabricante corresponde à diferença de altura entre os dois pontos mais extremos da superfície.

Assim, a lâmina de corte dos instrumentos, a cerca de três milímetros da ponta, foram avaliadas em três períodos distintos (T0, T1 e T2) e os valores de RpV foram comparados.

4.2.5.2 Microscopia eletrônica de varredura de bancada:

Após a obtenção das imagens de microscopia eletrônica de todos os instrumentos nos três tempos avaliados, três observadores cegos e de forma independente avaliaram as imagens, utilizando scores para as alterações de superfície, baseado no trabalho de Troian et al. (73), modificado para o nosso estudo. Para cada instrumento e cada tempo de avaliação foram obtidas quatro imagens, sendo uma de cada milímetro avaliado.

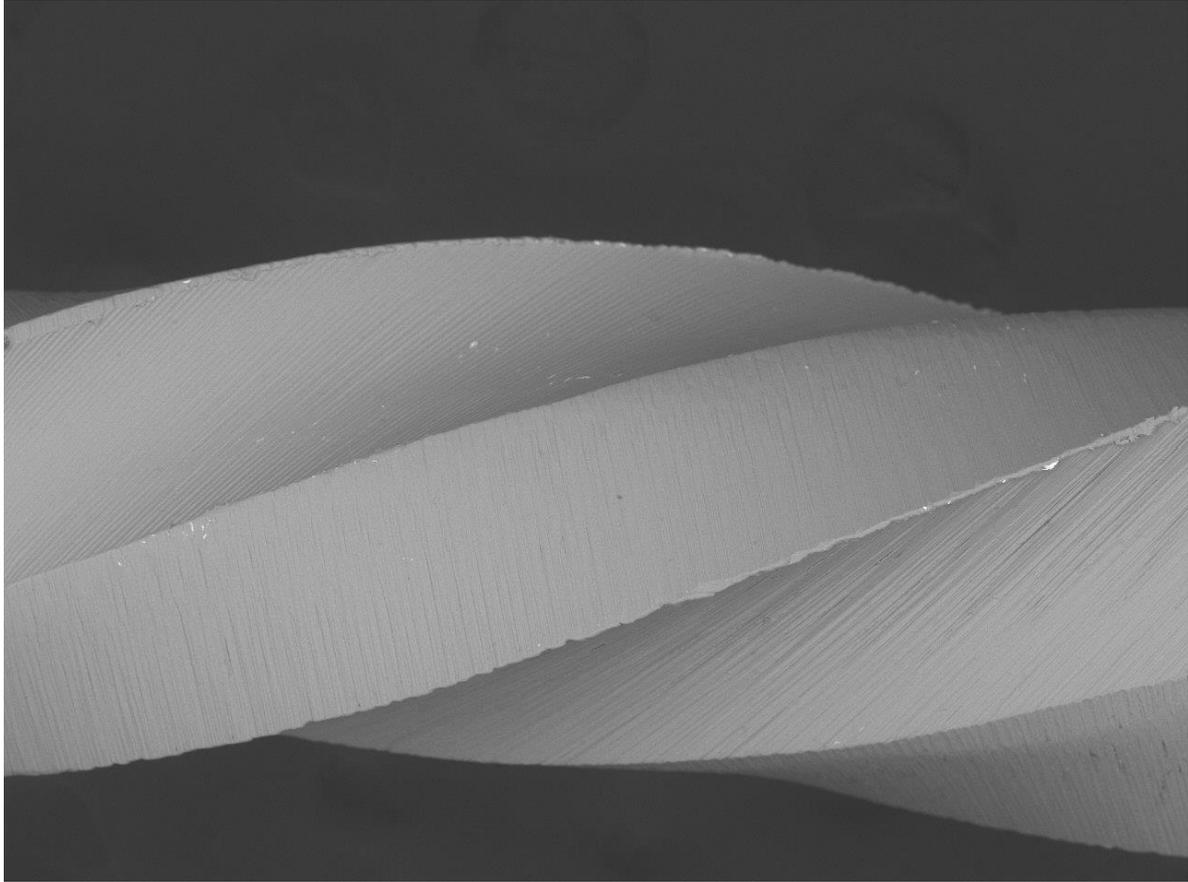
Estes observadores pontuaram a condição de cada instrumento, utilizando dois critérios diferentes: formação de microtrincas e presença de irregularidades da lâmina de corte. Cada observador recebeu uma tabela com o número do arquivo a ser avaliado e o score a ser preenchido após a análise das imagens (Tabela 4.1).

Tabela 4.1. Scores para análise das imagens com MEV

Score	Formação de microtrincas	Presença de irregularidades na lâmina de corte
1	Sem formação de microtrincas	Lâmina de corte contínua e regular
2	Com formação de 1 a 3 microtrincas	Lâmina de corte sem continuidade e irregular em até 50% da sua extensão
3	Com formação de 4 ou mais microtrincas	Lâmina de corte sem continuidade e irregular em mais de 50% da sua extensão

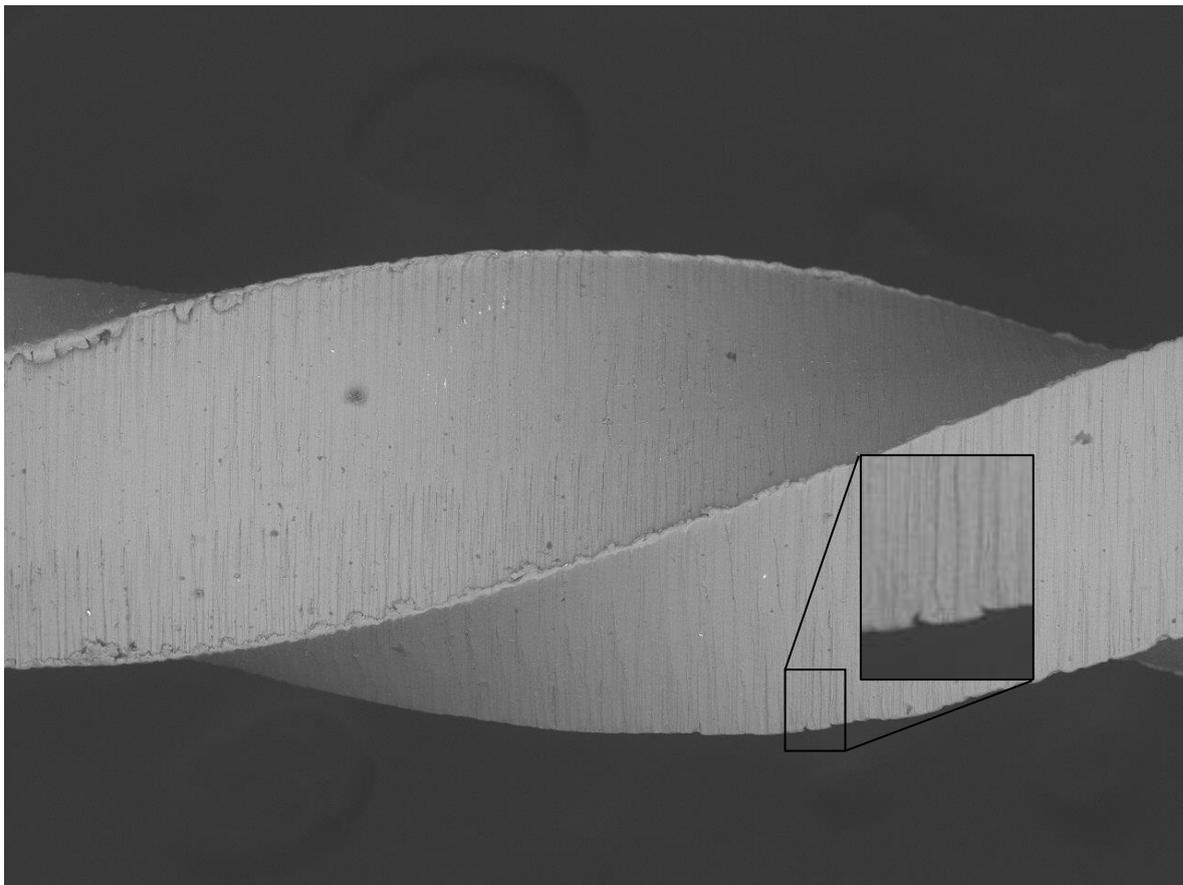
Em relação à presença de microtrincas, as figuras 4.7, 4.8 e 4.9 mostram exemplos de scores 1, 2 e 3, respectivamente. Já em relação à presença de irregularidades da lâmina de corte, as figuras 4.10, 4.11 e 4.12 mostram exemplos de scores 1, 2 e 3, respectivamente.

Figura 4.7. – Formação de microtrincas - score 1.



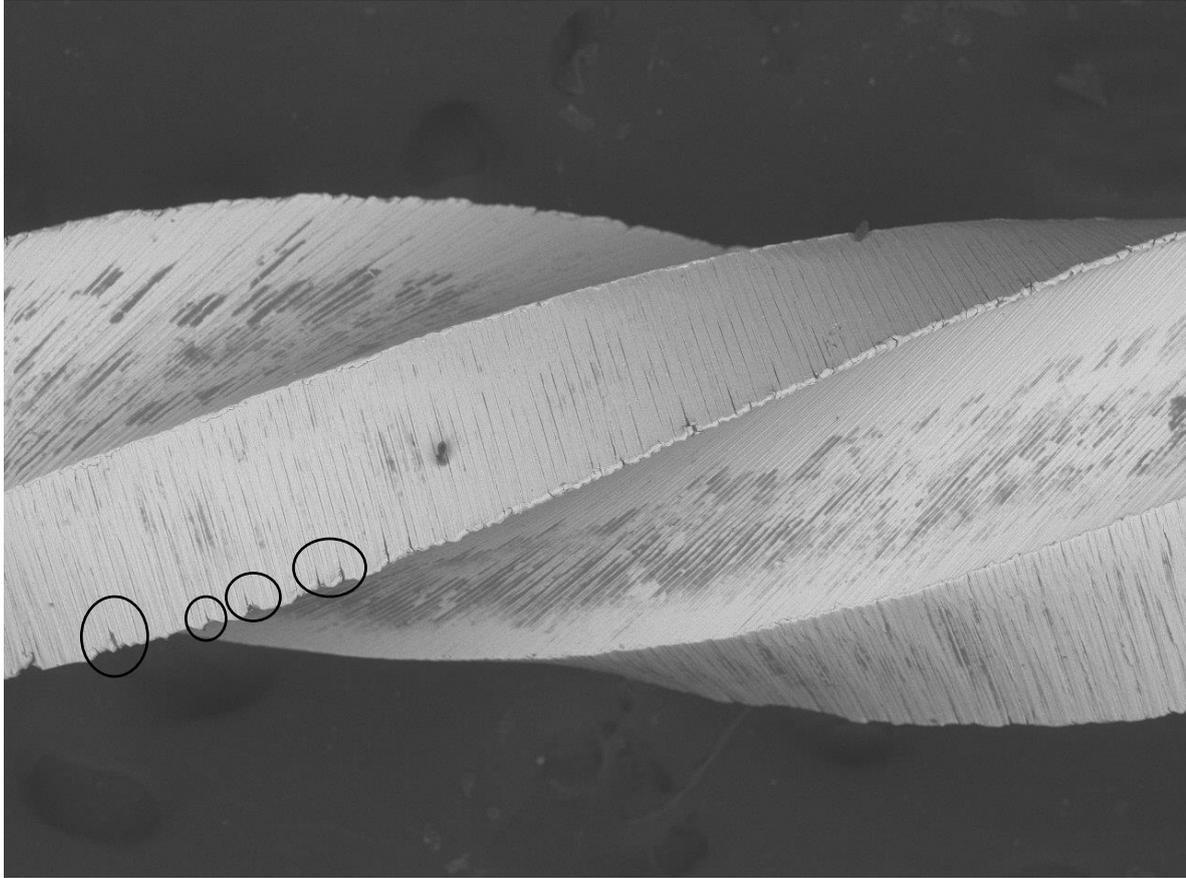
Fonte: O autor

Figura 4.8. – Formação de microtrincas - score 2.



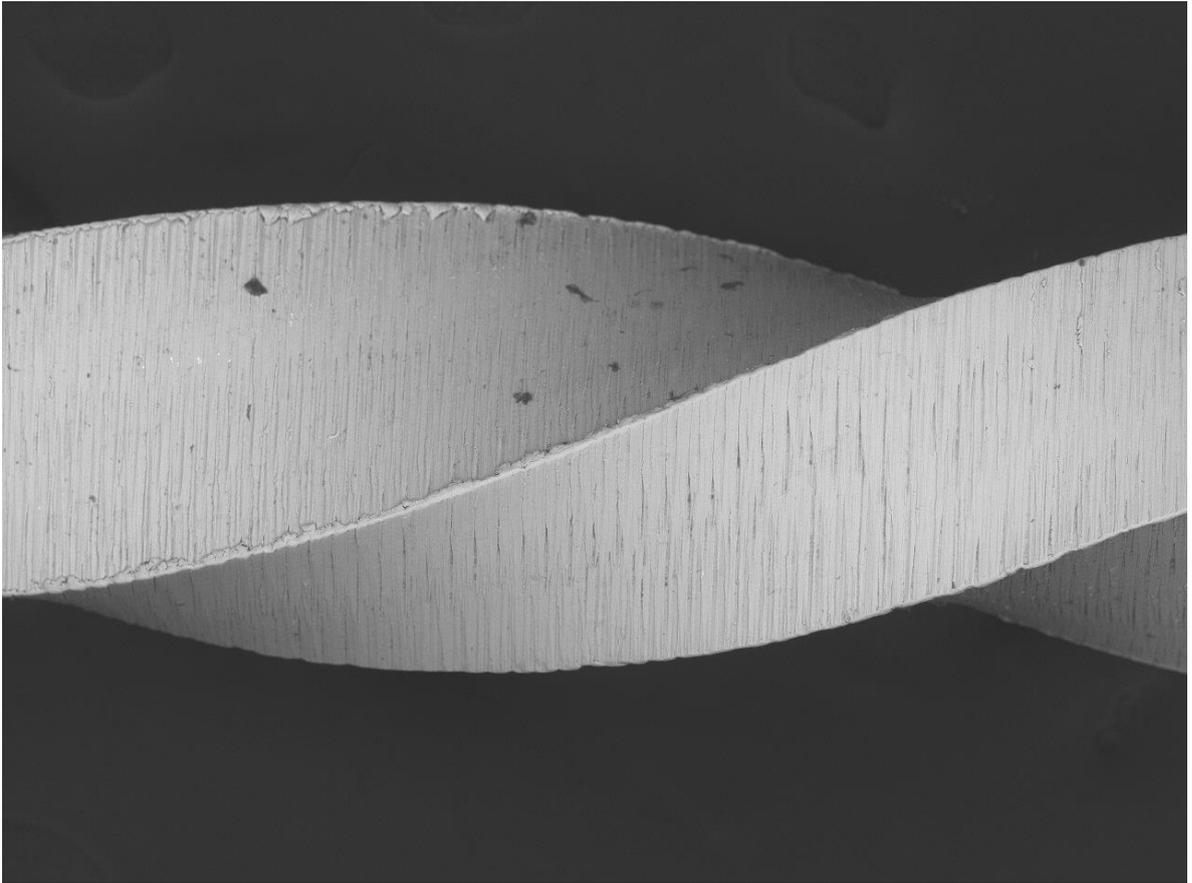
Fonte: O autor

Figura 4.9. – Formação de microtrincas - score 3.



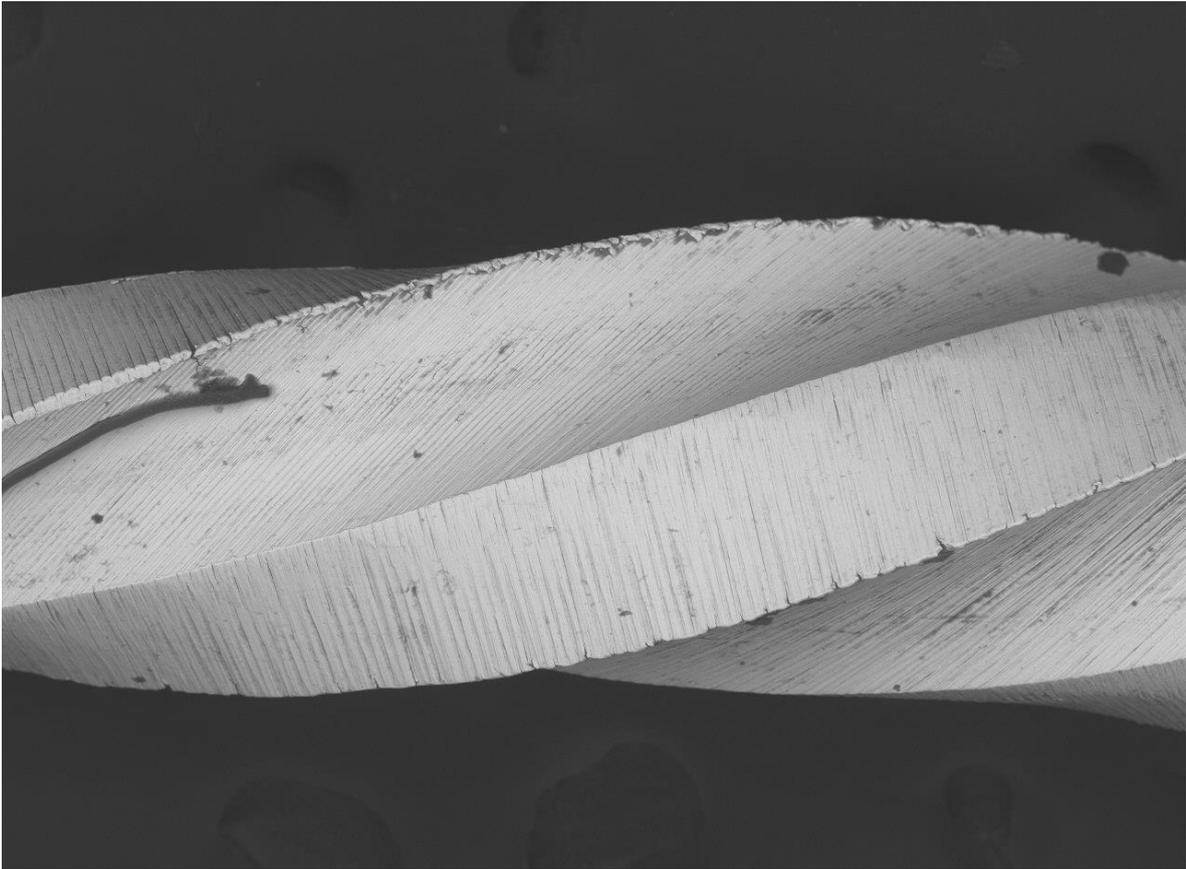
Fonte: O autor

Figura 4.10. – Presença de irregularidades na lâmina de corte - score 1.



Fonte: O autor

Figura 4.11. – Presença de irregularidades na lâmina de corte - score 2.



Fonte: O autor

Figura 4.12. – Presença de irregularidades na lâmina de corte - score 3.



Fonte: O autor

4.2.6 Análise estatística:

Para a análise dos dados obtidos no perfilômetro óptico foi utilizado o teste Shapiro-Wilk, que mostrou distribuição não normal. Assim, foram utilizados para a análise estatística testes não paramétricos. Na análise intragrupo foi utilizado o teste de Friedmann, uma vez que as amostras são pareadas. Para a análise intergrupo foi utilizado o teste Mann-Whitney.

Para a análise dos scores obtidos com a avaliação das imagens, foi utilizado o teste Kruskal-Wallis e Dunn.

O nível de significância utilizado foi de 5%, utilizando o software Bioestat 5.0 (Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá, Belém, PA, Brasil).

5 RESULTADOS

Todos os valores da altura da lâmina de corte e os scores estão no Apêndice A e B.

5.1 ALTURA DA LÂMINA DE CORTE – ANÁLISE INTRAGRUPPO:

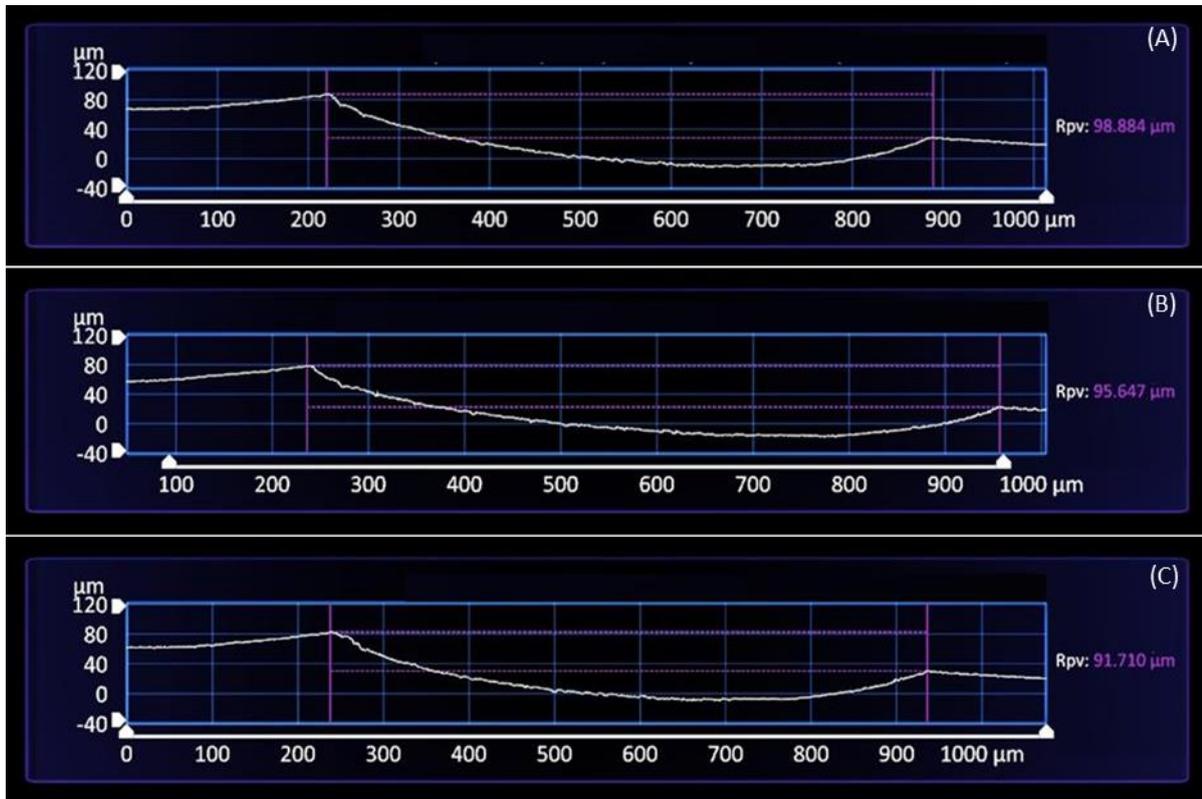
Em relação à altura da lâmina de corte avaliada com perfilômetro óptico, foi encontrada diferença estatisticamente significante ($p < 0.05$) entre T0 e T2 para o sistema WO (Tabela 5.1 e figuras 5.1) e para os mesmos tempos no sistema WOG ($p < 0.05$) (Tabela 5.2 e Figuras 5.2). Para ambos os sistemas não foi encontrada diferença estatística na altura da lâmina de corte entre T0 e T1 e entre T1 e T2 ($p > 0.05$).

Tabela 5.1 - Média das alturas em micrômetros da lâmina de corte dos instrumentos WO nos três momentos avaliados (média \pm desvio-padrão).

	T0	T1	T2
WO	94.21 \pm 10.57 ^a	91.95 \pm 9.25 ^{ab}	88.47 \pm 11.10 ^b

Letras diferentes indicam diferença estatística.

Figura 5.1 - Medida da lâmina de corte de um dos instrumentos Primary do sistema WO em T0 (A), T1 (B) e T2 (C).



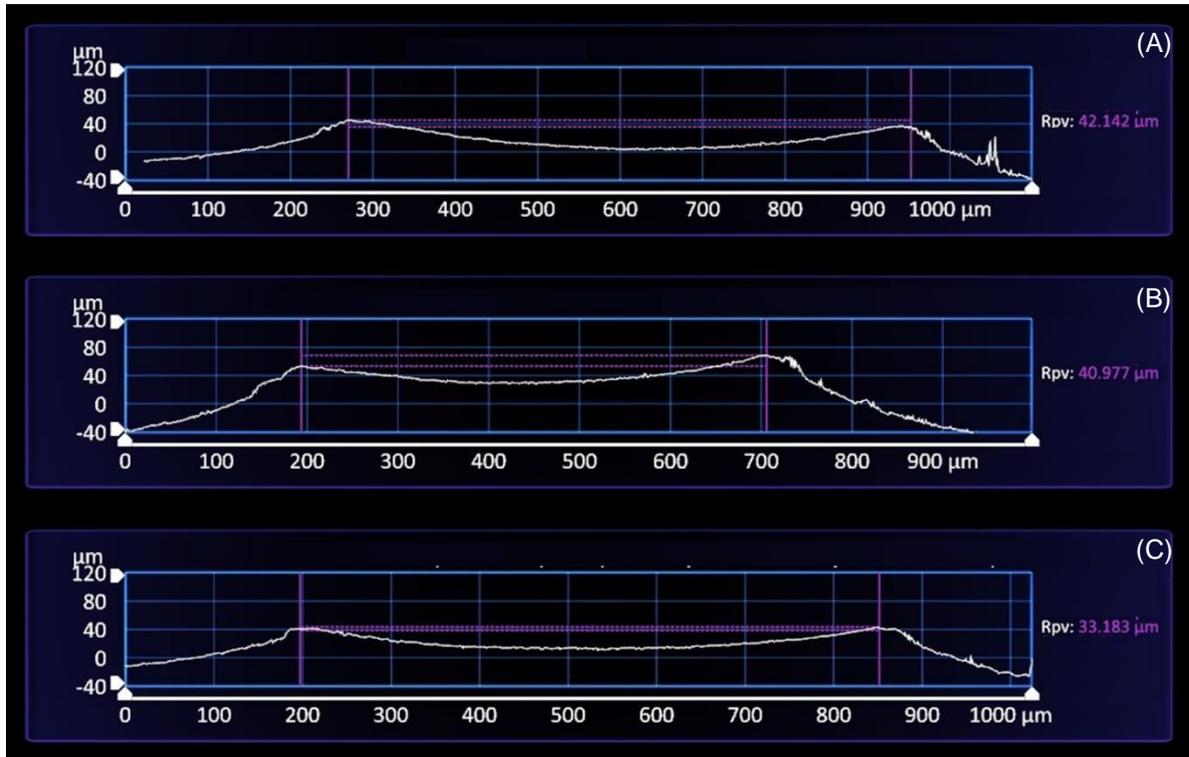
Fonte: O autor

Tabela 5.2 - Média das alturas em micrômetros da lâmina de corte dos instrumentos WOG nos três momentos avaliados (média \pm desvio-padrão)

	T0	T1	T2
WOG	63.98 \pm 23.46 ^c	59.48 \pm 22.60 ^{cd}	53.36 \pm 21.24 ^d

Letras diferentes indicam diferença estatística.

Figura 5.2 - Medida da lâmina de corte de um dos instrumentos Primary do sistema WOG em T0 (A), T1 (B) e T2 (C).



Fonte: O autor

5.2 DESGASTE DA LÂMINA DE CORTE – ANÁLISE INTERGRUPO:

Na redução da altura da lâmina de corte nos diferentes tempos, comparando os dois sistemas, foi encontrada diferença estatística entre T0 e T1 e entre T0 e T2, mas não foi encontrada diferença significativa entre T1 e T2 para ambos os sistemas (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 Média numérica (média \pm desvio-padrão) e em porcentagem média do desgaste da lâmina de corte dos dois sistemas nos três momentos avaliados.

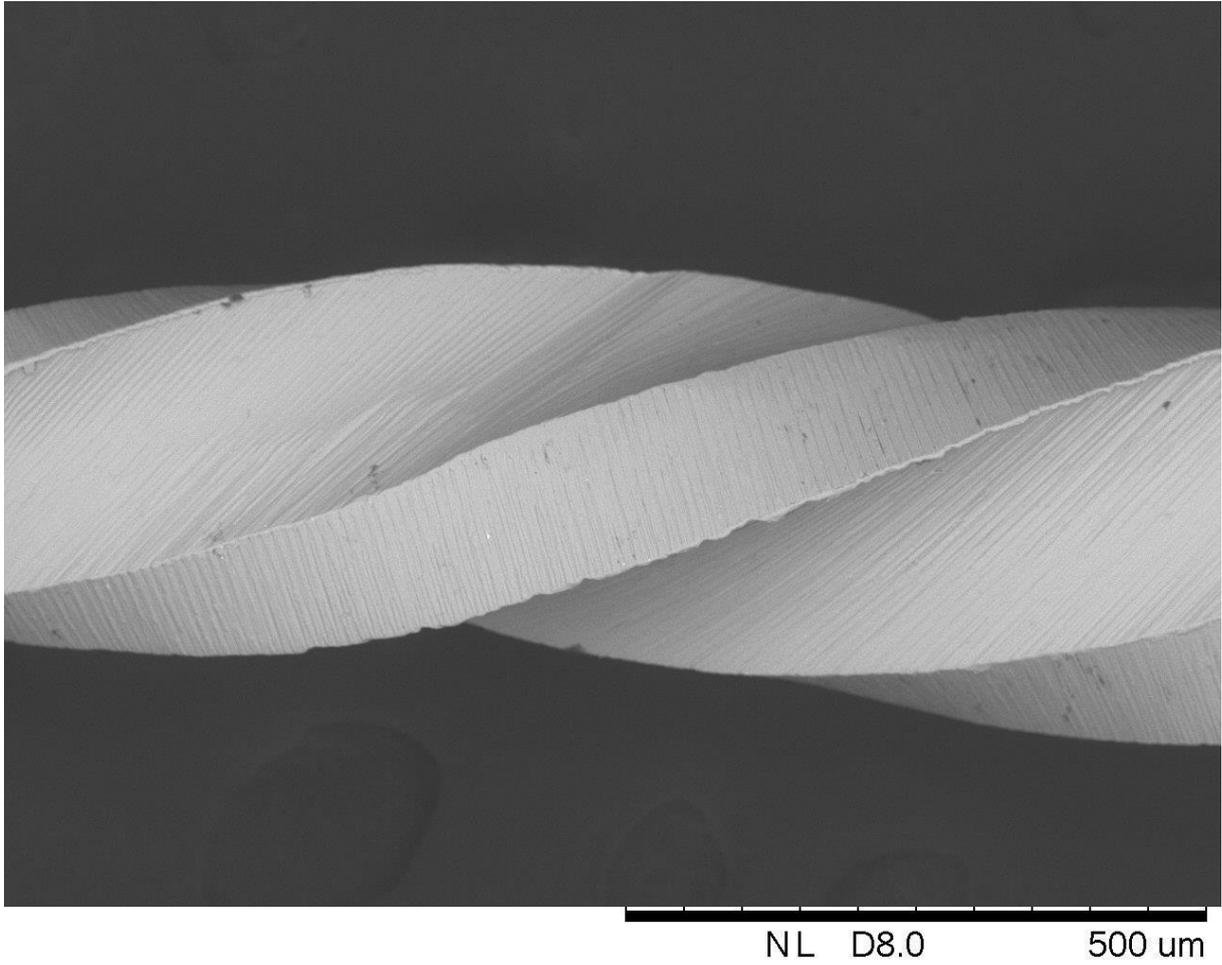
	WO		WOG	
	Média	Porcentagem	Média	Porcentagem
T0-T1	2.26 \pm 1.58a	2,4%	4.50 \pm 2.86b	7,03%
T1-T2	3.47 \pm 2.28c	3,78%	6.11 \pm 4.09c	6,09%
T0-T2	5.73 \pm 2.30d	10,28%	10.61 \pm 4.58e	16,89%

Letras diferentes indicam diferença estatística.

5.3 FORMAÇÃO DE MICROTRINCAS:

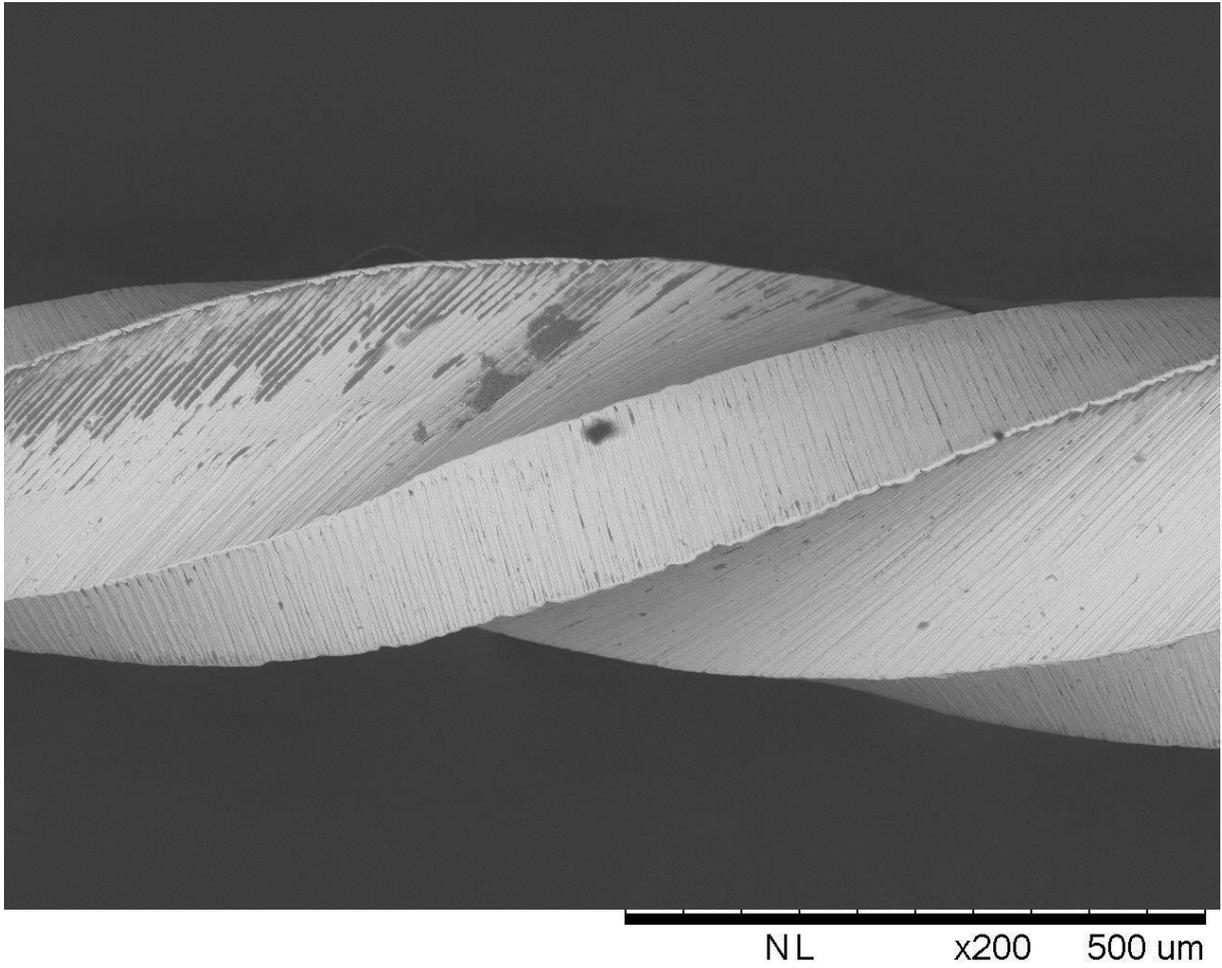
Na avaliação das imagens da MEV de bancada para o grupo WO no primeiro milímetro não foi encontrada diferença na presença de microtrinca entre os três tempos avaliados (T0=T1=T2). Já em relação ao segundo, terceiro e quarto milímetros foi encontrada diferença estatística entre T0-T1 e T0-T2, mas não foi encontrada diferença estatística entre T1-T2 (T2=T1>T0). No grupo WO, quando comparado os quatro milímetros dentro do mesmo tempo foi encontrada diferença estatística na presença de microtrinca entre o primeiro milímetro e os demais no T1 e T2, sendo que a presença de microtrinca foi estatisticamente menor quando comparada no primeiro milímetro quando comparado com o segundo, terceiro e quarto milímetro (4mm=3mm=2mm>1mm) (Figuras 5.3, 5.4 e 5.5).

Figura 5.3 – Microscopia eletrônica de varredura do segundo milímetro de um instrumento Primary do sistema WO – T0. SCORE 1



Fonte: O autor

Figura 5.4 – Microscopia eletrônica de varredura do segundo milímetro de um instrumento Primary do sistema WO – T1. SCORE 2



Fonte: O autor

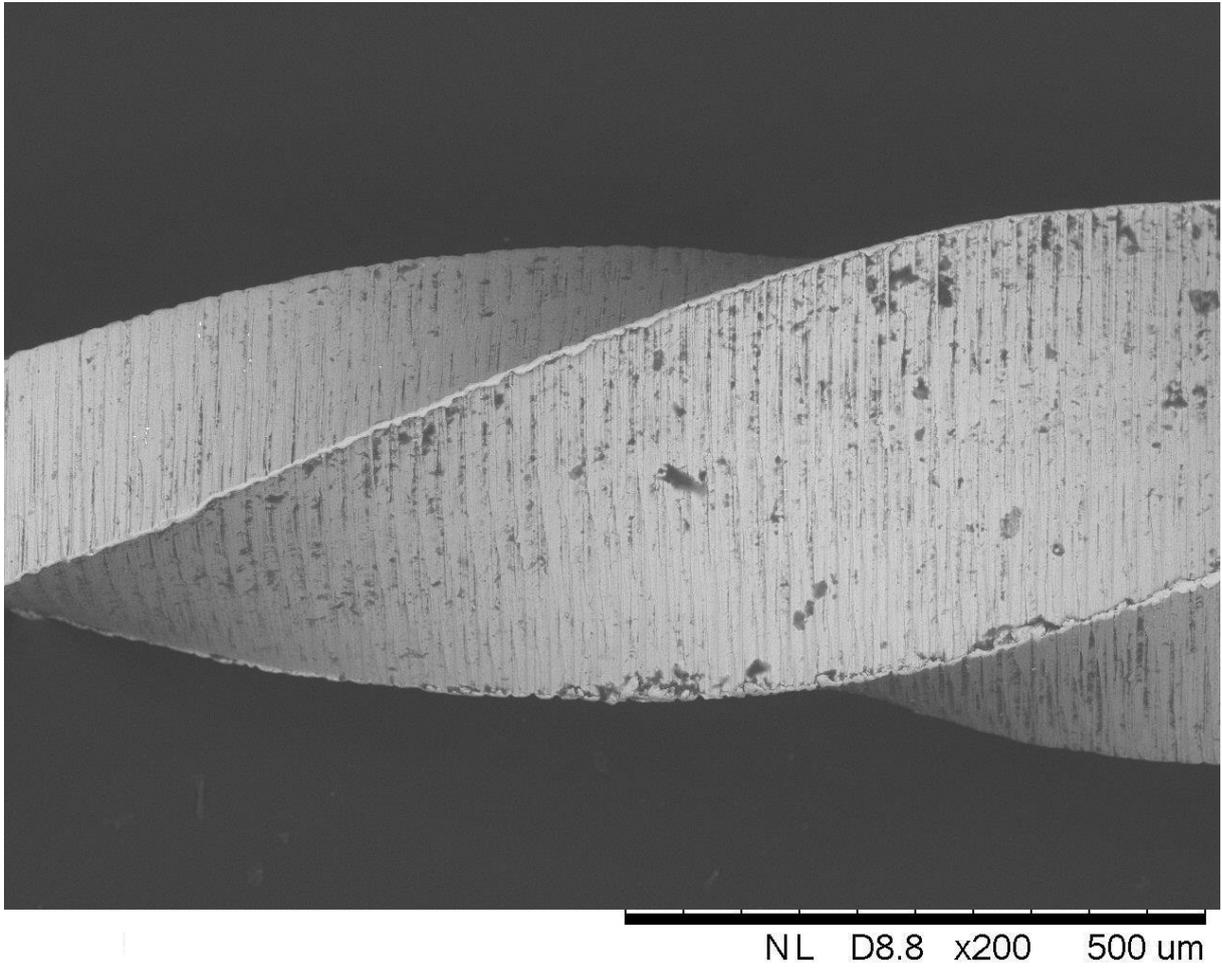
Figura 5.5 – Microscopia eletrônica de varredura do segundo milímetro de um instrumento Primary do sistema WO – T2. SCORE 3



Fonte: O autor

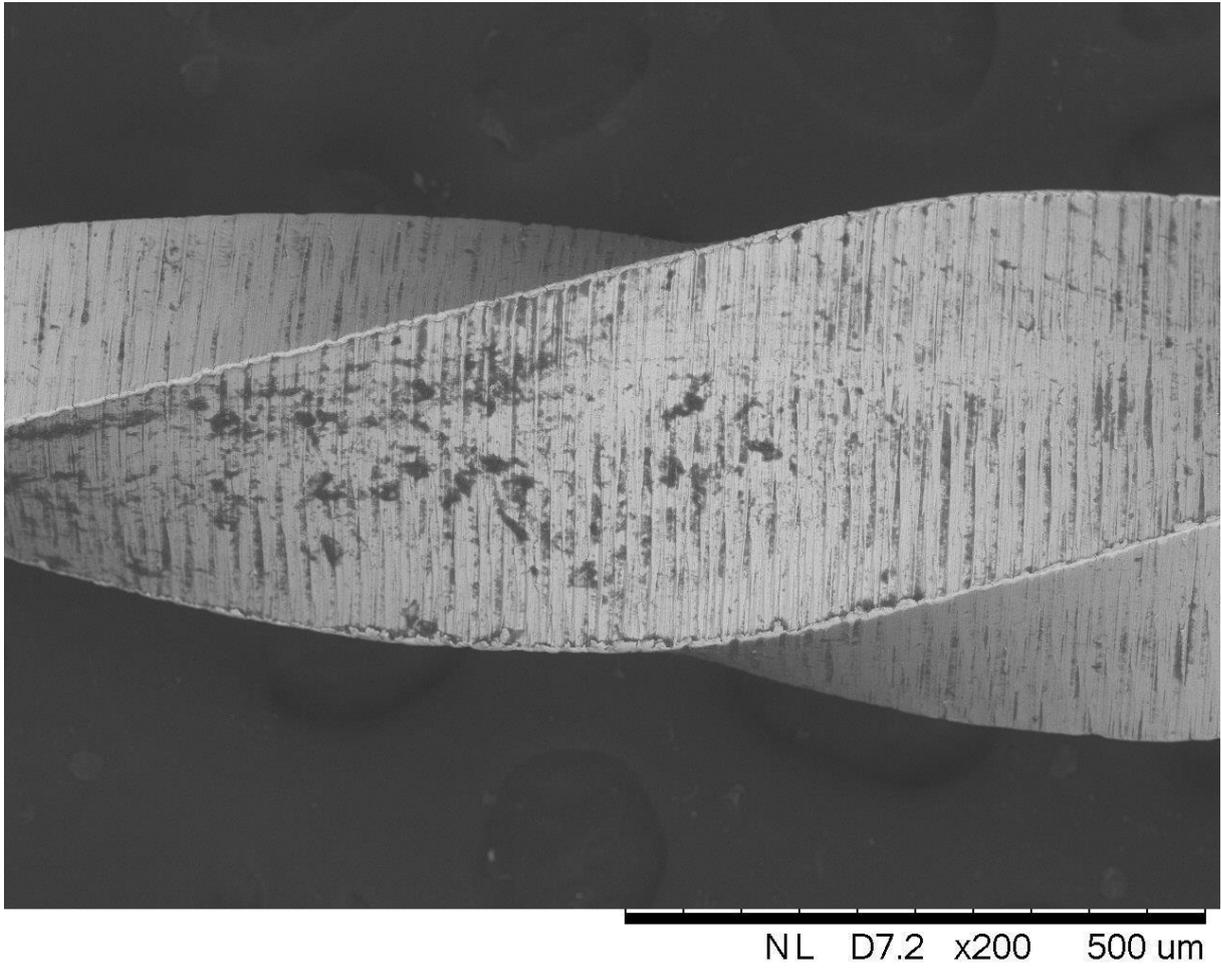
Para o grupo WOG não foi encontrada diferença estatística na presença de microtrinca nos quatro milímetros nos três tempos avaliados, assim, $T_0=T_1=T_2$. Quando comparado os diferentes milímetros dentro do mesmo tempo não foi encontrada diferença estatística na formação de microtrinca ($1\text{mm}=2\text{mm}=3\text{mm}=4\text{mm}$) (Figuras 5.6, 5.7 e 5.8).

Figura 5.6 – Microscopia eletrônica de varredura do terceiro milímetro de um instrumento Primary do sistema WOG – T0. SCORE 1



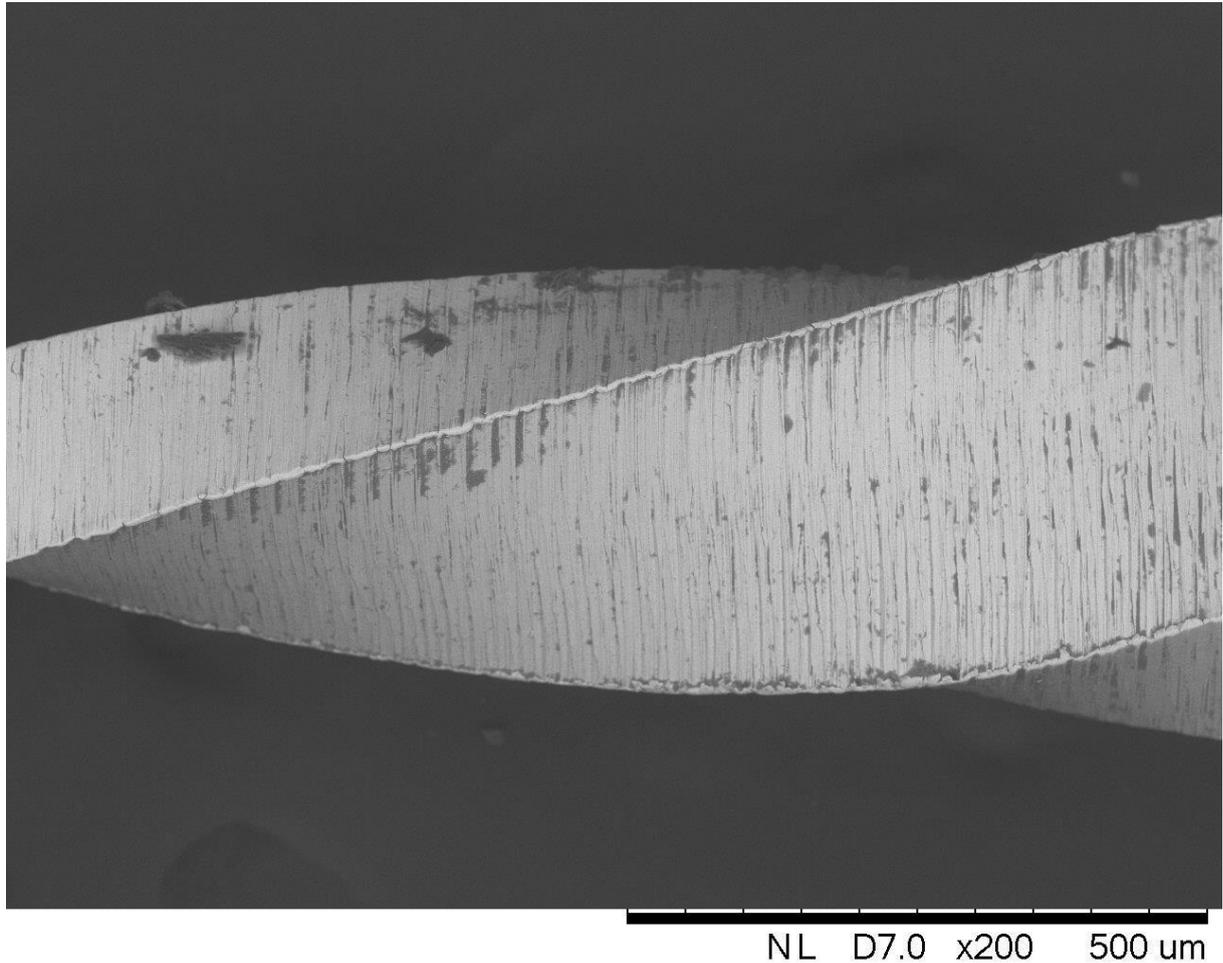
Fonte: O autor

Figura 5.7 – Microscopia eletrônica de varredura do terceiro milímetro de um instrumento Primary do sistema WOG – T1. SCORE 1



Fonte: O autor

Figura 5.8 - Microscopia eletrônica de varredura do terceiro milímetro de um instrumento Primary do sistema WOG – T2. SCORE 1



Fonte: O autor

A comparação intergrupo foi feita dentro do mesmo milímetro, variando o tempo avaliado. A presença de microtrinca no primeiro milímetro foi semelhante entre os dois sistemas em todos os três tempos avaliados. Já no segundo milímetro houve diferença estatística entre T1 da WO com T1 e T2 da WOG e entre T2 da WO com T1 e T2 da WOG, onde a formação de microtrinca foi estatisticamente maior no sistema WO. O mesmo aconteceu com o terceiro e quarto milímetros avaliados. Assim, com o uso, a formação de microtrinca foi estatisticamente maior no sistema WO quando comparado ao sistema WOG no segundo, terceiro e quarto milímetros.

As tabelas com as análises estatísticas estão no apêndice C.

5.4 PRESENÇA DE IRREGULARIDADES NA LÂMINA DE CORTE:

No grupo WO não foi encontrada diferença estatística na presença de irregularidades na lâmina de corte nos quatro milímetros entre os três tempos avaliados ($T_0=T_1=T_2$). Quando comparado os quatro milímetros dentro do mesmo tempo, no tempo T1 foi encontrada diferença estatística na presença de irregularidades na lâmina de corte entre o 1mm-2mm e entre 1mm-3mm. O mesmo aconteceu no T2. Assim, no T1 e T2 a presença de irregularidades na lâmina de corte foi estatisticamente maior no segundo e terceiro milímetro, quando comparado ao primeiro, que não diferiram estatisticamente do quarto milímetro (Figuras 5.9, 5.10 e 5.11).

Figura 5.9 - Microscopia eletrônica de varredura do segundo milímetro de um instrumento Primary do sistema WO – T0. SCORE 1

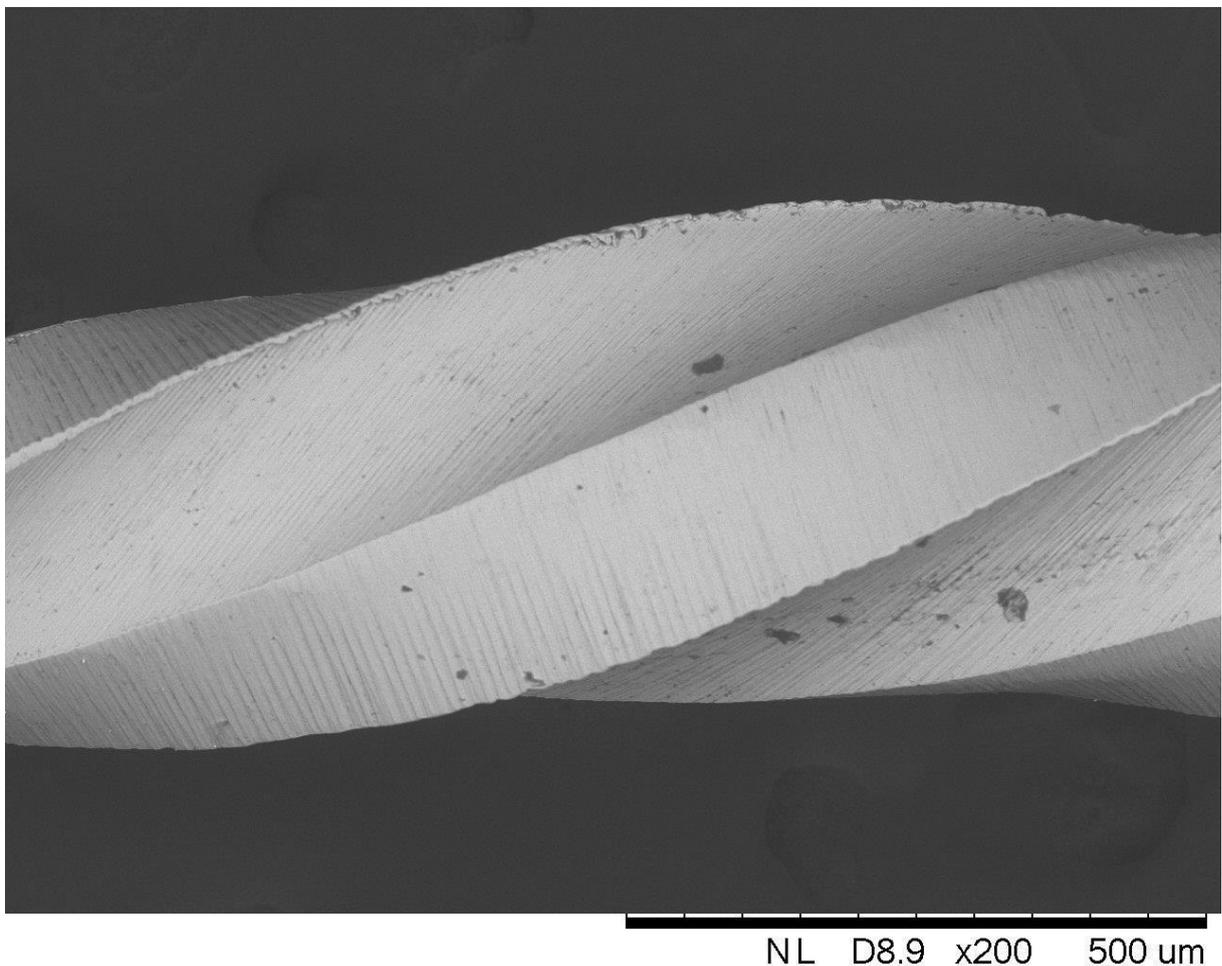
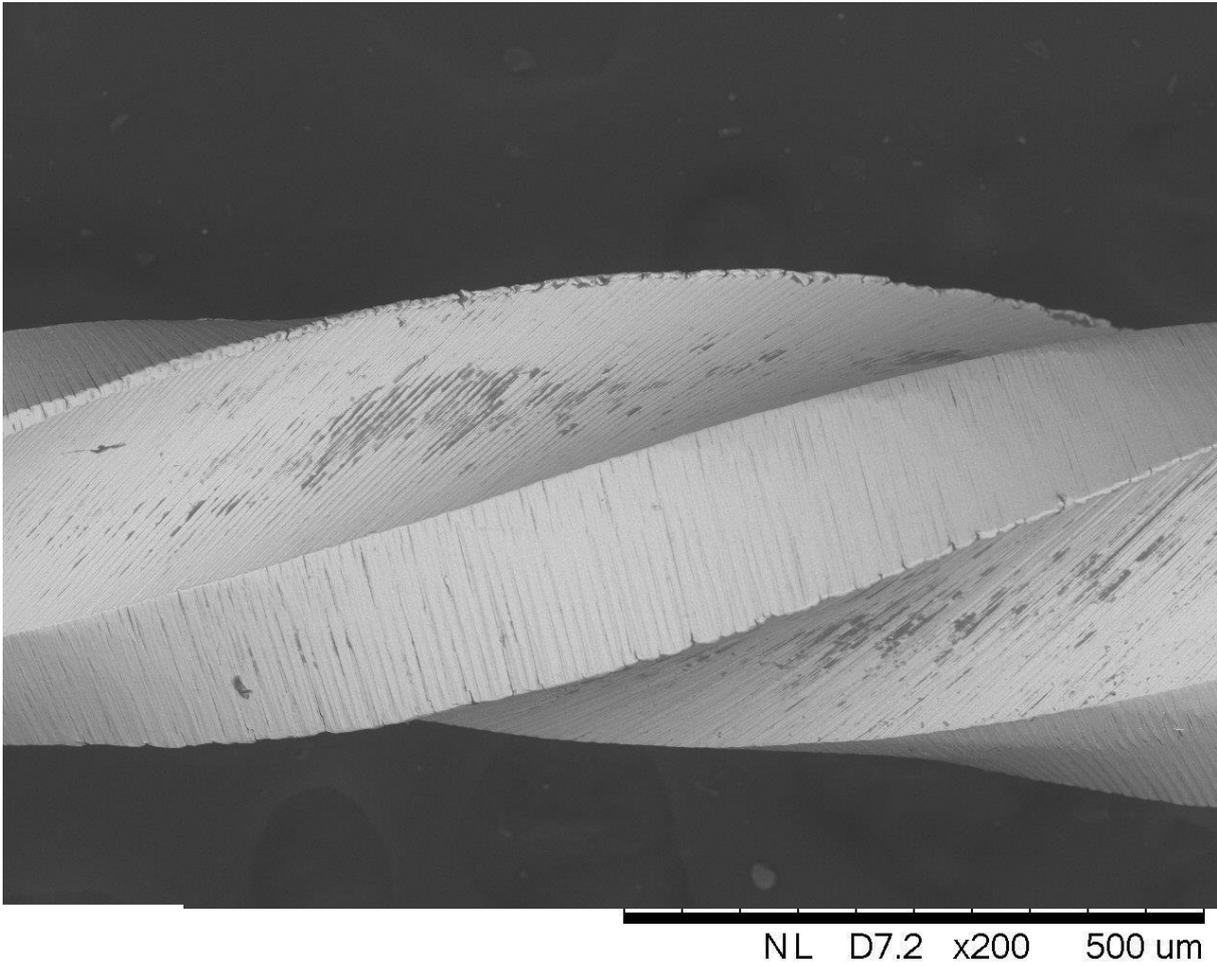
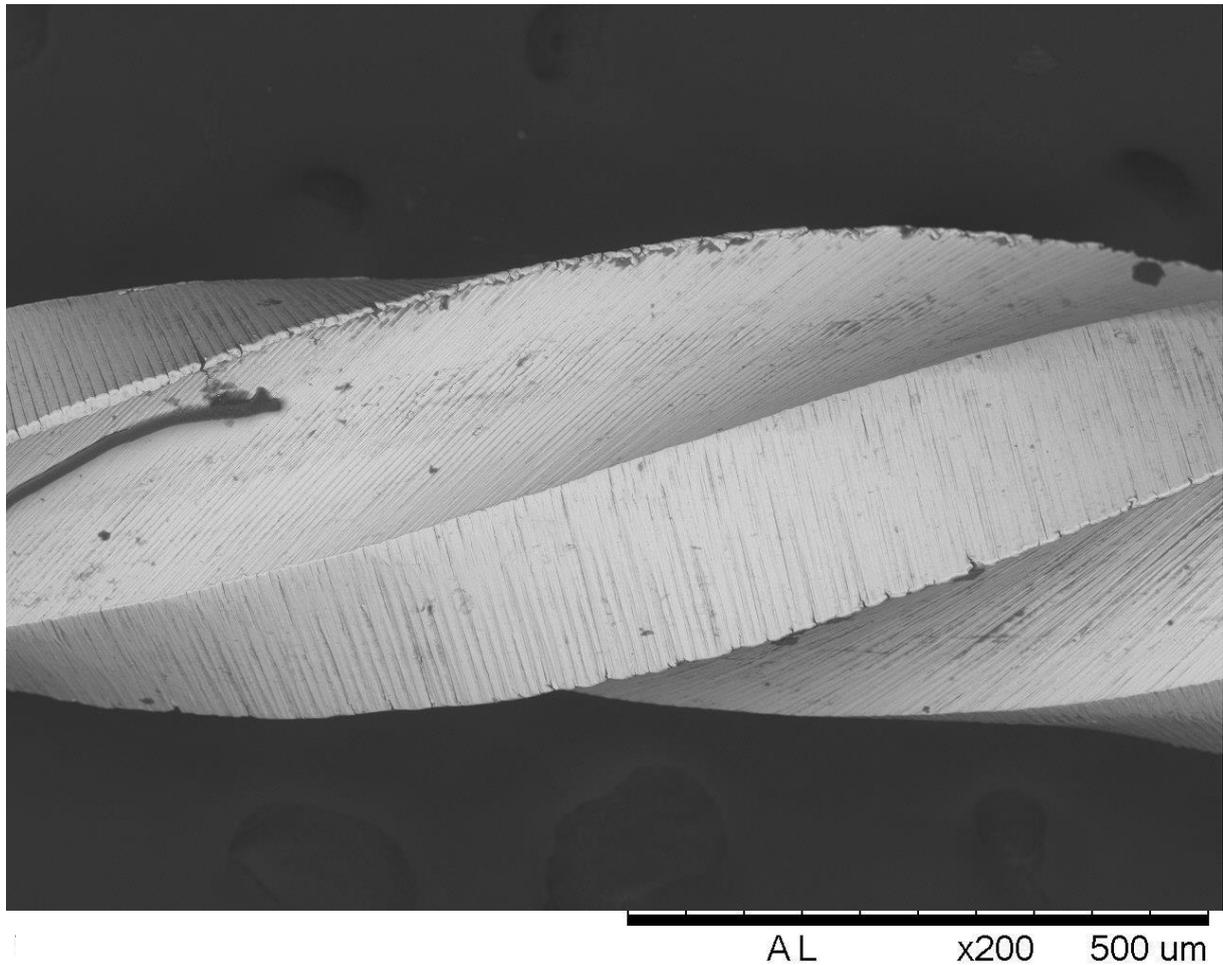


Figura 5.10 - Microscopia eletrônica de varredura do segundo milímetro de um instrumento Primary do sistema WO – T1. SCORE 3



Fonte: O autor

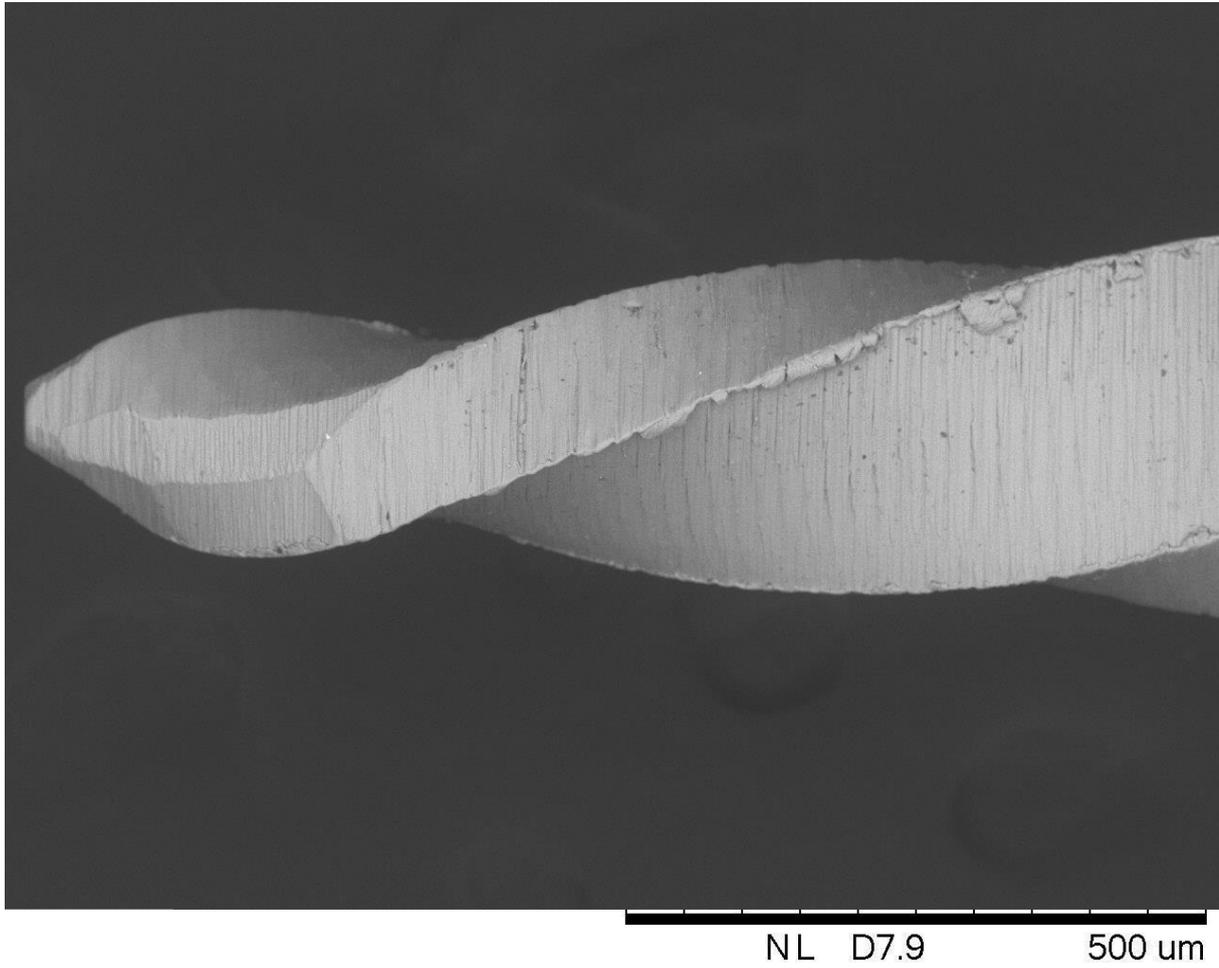
Figura 5.11 - Microscopia eletrônica de varredura do segundo milímetro de um instrumento Primary do sistema WO – T2. SCORE 3



Fonte: O autor

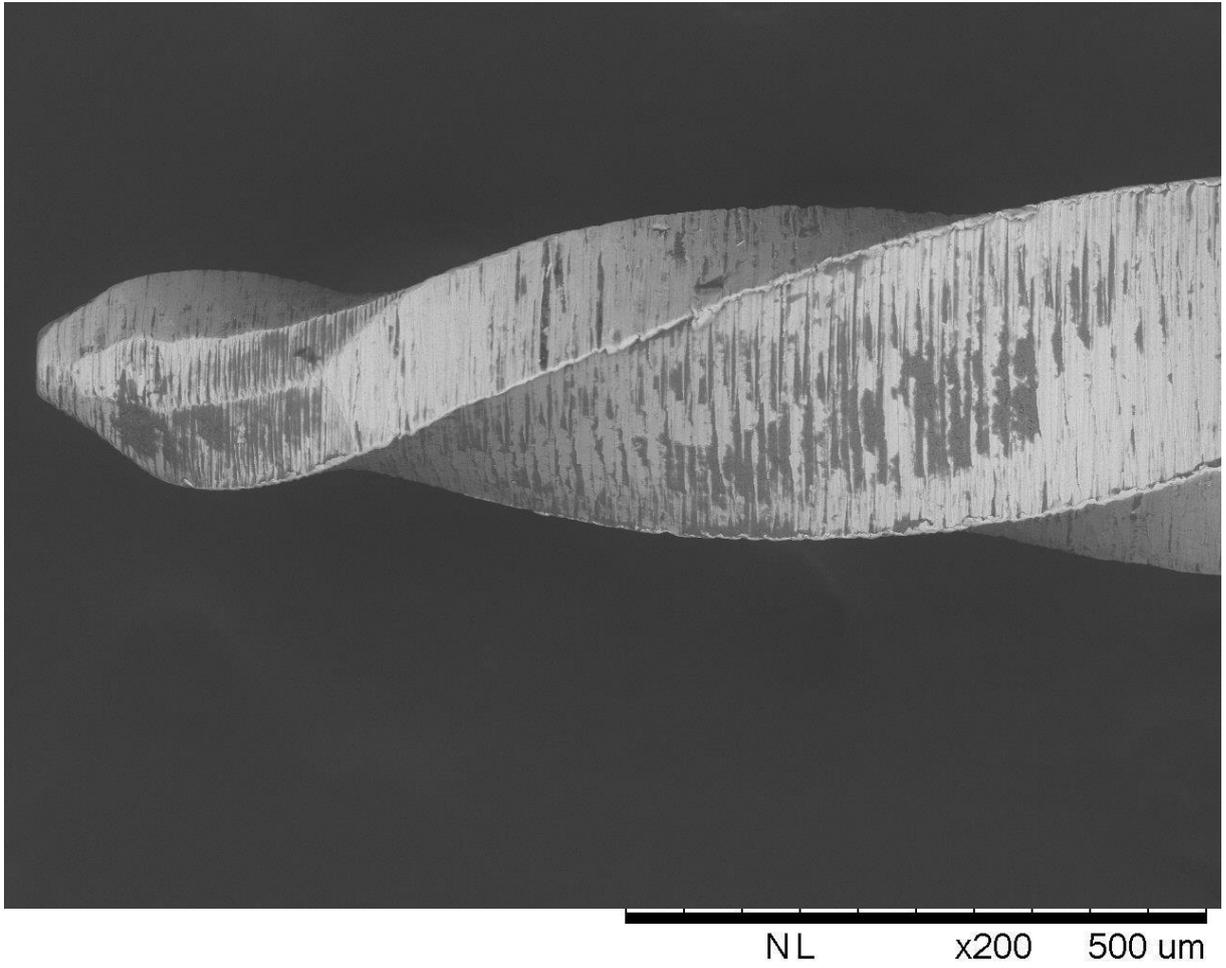
Para o grupo WOG não foi encontrada diferença estatística na formação de irregularidades nos três primeiros milímetros nos três tempos avaliados, assim, $T_0=T_1=T_2$ para 1mm, 2mm e 3mm avaliados. No quarto milímetro, a presença de irregularidades em T_0 foi estatisticamente menor que T_2 . Não foi encontrada diferença estatística entre T_0-T_1 e T_1-T_2 na presença de irregularidades da lâmina de corte no quarto milímetro. Quando comparado os diferentes milímetros dentro do mesmo tempo, em T_1 foi encontrada diferença estatística entre 1mm-3mm e 1mm-4mm, com maior presença de irregularidades no primeiro milímetro, e 2mm-4mm, com maior presença de irregularidades no segundo milímetro. Em T_2 não foi encontrada diferença estatística na presença de irregularidades da lâmina de corte nos quatro milímetros avaliados (Figuras 5.12, 5.13 e 5.14).

Figura 5.12 - Microscopia eletrônica de varredura do primeiro milímetro de um instrumento Primary do sistema WOG – T0. SCORE 3



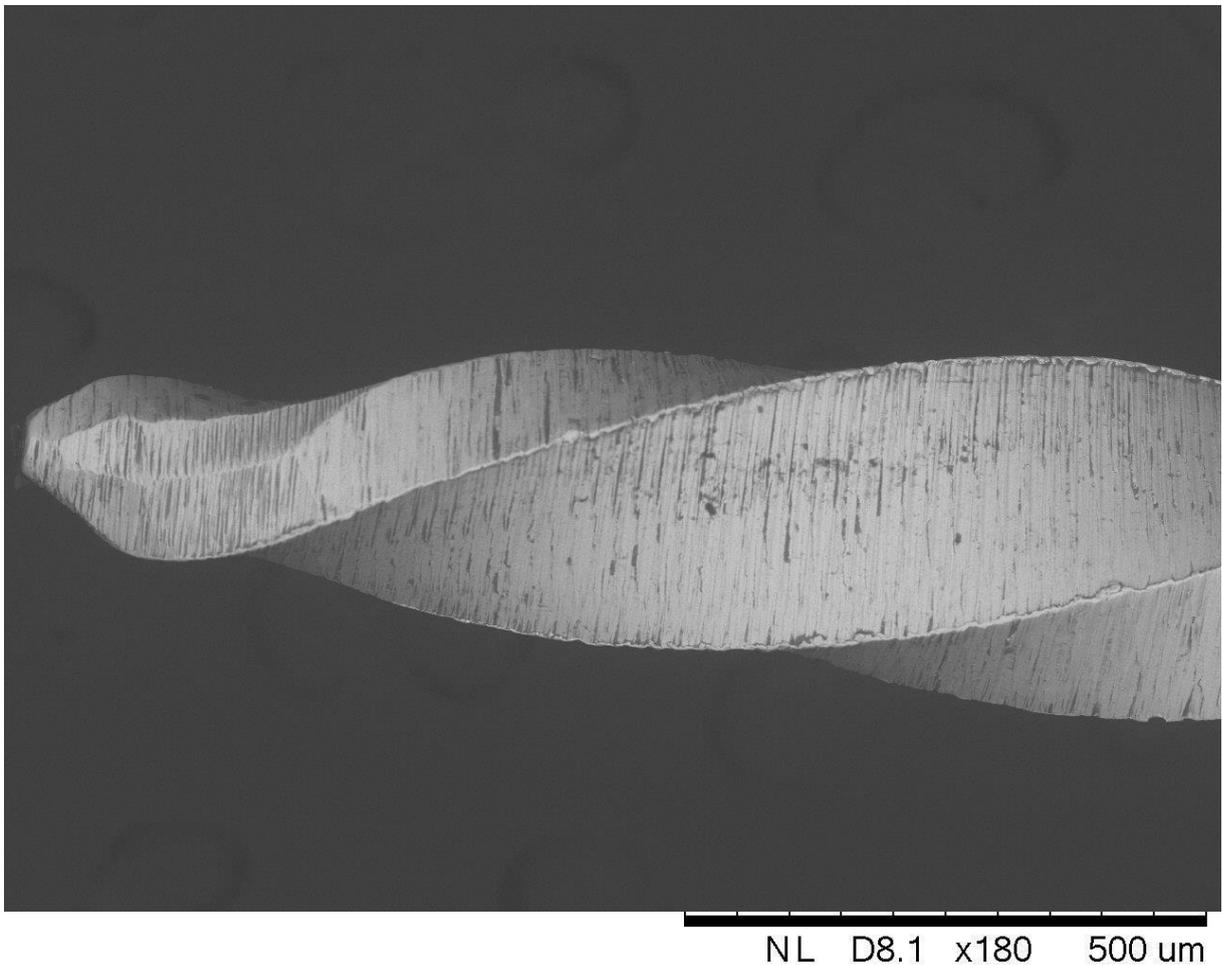
Fonte: O autor

Figura 5.13 - Microscopia eletrônica de varredura do primeiro milímetro de um instrumento Primary do sistema WOG – T1. SCORE 2



Fonte: O autor

Figura 5.14 - Microscopia eletrônica de varredura do primeiro milímetro de um instrumento Primary do sistema WOG – T2. SCORE 1



Fonte: O autor

A comparação intergrupo foi feita dentro do mesmo milímetro, variando o tempo avaliado. No primeiro milímetro foi encontrada diferença estatística entre T0 da WO com todos os três tempos da WOG, onde a presença de irregularidades da lâmina de corte foi estatisticamente menor no sistema WO no primeiro milímetro em T0. O mesmo aconteceu na comparação entre o T1 e T2 da WO com os demais tempos da WOG, onde a presença de irregularidades foi estatisticamente maior em todos os tempos avaliados para o sistema WOG quando comparado ao WO. No segundo e terceiro milímetro não foram encontradas diferenças estatísticas nos três tempos avaliados para os dois sistemas. Já no quarto milímetro foi encontrada diferença estatística entre T0 da WO e T0 da WOG e entre T0 da WO com T1 da WOG, onde a presença de irregularidades foi

estatisticamente maior em T0 do sistema WO.

As tabelas com as análises estatísticas estão no apêndice D.

6 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que existe diferença no desgaste, na formação de microtrincas e na presença de irregularidades na lâmina de corte entre os instrumentos Primary do sistema WaveOne e do sistema WaveOne Gold, e o número de usos (T0 – instrumentos novos, T1 – após o preparo de 03 canais mesiais de molares inferiores humanos, T2 – após o preparo de seis canais mesiais de molares inferiores humanos) influenciou na presença dessas alterações na superfície dos instrumentos endodônticos. Com isso, a hipótese nula foi rejeitada.

O método escolhido para avaliação do desgaste da lâmina de corte, a perfilometria óptica 3D, permite uma análise tridimensional da superfície do instrumento endodôntico, mensurando de forma quantitativa a altura da lâmina de corte em relação ao sulco subsequente. A análise do mesmo ponto, em diferentes momentos, permite mensurar o desgaste dessa região. Este método é não destrutivo e permite uma varredura de toda a extensão da lâmina de corte de forma precisa. A perfilometria óptica 3D faz uma análise quantitativa de uma superfície, comparando alterações iniciais e finais (68, 77).

O perfilômetro óptico utiliza a interferometria de luz branca, que é um método sem contato validado para a avaliação de superfícies e aprovado pela ISO / DIS 25178 Parte 604 (78). As medidas foram realizadas pelo software ZeMaps (v. 1.11 Zygo Corporation, Connecticut, EUA) que caracteriza a superfície por meio da reconstrução de imagens.

Essa metodologia também permite avaliar as alterações na rugosidade de superfície das amostras lidas. O uso do perfilômetro óptico foi empregada pela primeira vez para avaliar a superfície dos instrumentos endodônticos em um estudo piloto em 2016, que mensurou as alterações na rugosidade de superfície dos instrumentos novos e após o uso, através da análise dos valores registrados pelos parâmetros de amplitude (68). Desde então, outros estudos investigaram as alterações na superfície dos instrumentos endodônticos utilizando esta metodologia (50, 69, 79-81).

A comparação da altura da lâmina de corte de instrumentos Primary do sistema WO novos e após o preparo de um canal simulado em bloco de resina

apresentou diferença estatística (68). Em um estudo semelhante os autores também mostraram desgaste acentuado na superfície dos instrumentos Primary do sistema WO após o preparo de dois canais simulados em blocos de resina (69). A mesma metodologia e os mesmos resultados foram encontrados em outro estudo semelhante (80). E em nosso estudo as diferenças na altura da lâmina de corte foram significativas somente após o preparo de seis canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos. Os estudos que utilizam blocos de resina para simular o preparo químico-cirúrgico não permite que os resultados encontrados sejam extrapolados para a realidade clínica, uma vez que as características mecânicas destes blocos são diferentes da dentina humana, além disso, o calor gerado pela instrumentação pode gerar o amolecimento da resina (88). Por outro lado, quando se trabalha com dentes é preciso levar em consideração a dureza e o diâmetro do canal radicular que podem interferir nos resultados dessas avaliações, relacionando com o número de usos.

Um estudo *ex vivo* comparou as alterações na superfície dos instrumentos Primary dos sistemas WO e WOG após o preparo de quatro canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos utilizando perfilometria óptica (81). Estes autores utilizaram parâmetros de rugosidade para avaliar essas alterações. Os maiores valores foram encontrados para os instrumentos do sistema WOG. Em outro estudo semelhante, porém utilizando MFA, os autores encontraram maiores valores de rugosidade de superfície para os instrumentos WOG quando comparados aos instrumentos WO após o preparo de três canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos (67). O aumento da rugosidade da superfície reduz a eficiência de corte do instrumento endodôntico, pois estudos mostram que o aumento destes valores está relacionado ao desgaste da superfície do instrumento endodôntico (68, 81), confirmando os achados do nosso estudo, que mostram que com o decorrer do uso houve desgaste da lâmina de corte, o que influencia diretamente na eficiência de corte instrumento (64, 81).

A MEV foi utilizada para a avaliação das alterações na topografia de superfície dos instrumentos endodônticos porque é um método bem documentado para avaliar com precisão as características morfológicas dessa região (34, 51-53, 55, 71, 73, 75, 88). Além disso, permite que o mesmo espécime seja avaliado em diferentes momentos. A avaliação da superfície dos instrumentos endodônticos

novos mostrou uma topografia com uma textura irregular, com marcas de fresagem em toda a área, principalmente perpendicular ao longo eixo dos instrumentos. Estes achados estão de acordo com outros estudos na literatura (3, 4, 23, 34, 52). Estes defeitos de superfície provenientes do processo de fabricação são considerados distúrbios de continuidade ou homogeneidade, prejudicando as propriedades físico- mecânicas dos instrumentos endodônticos (34). As irregularidades estruturais das suas superfícies podem comprometer sua integridade durante o uso clínico, tornando o instrumento mais suscetível à fratura (70). Estas ranhuras podem servir como pontos concentradores de tensão, predispondo à iniciação de trincas, sua propagação e então a fratura do instrumento.

A formação de microtrincas após o uso foi estatisticamente maior para os instrumentos WO quando comparado aos instrumentos WOG em todos os milímetros avaliados, exceto no primeiro milímetro, onde a presença de microtrincas foi baixa e sem diferença estatística entre os dois sistemas. Além disso, nos instrumentos WO, o uso influenciou a formação de microtrincas, que foi estatisticamente maior em T1 e T2 quando comparados a T0 e o mesmo não foi encontrado nos instrumentos WOG, onde a formação de microtrincas foi estatisticamente baixa, sem diferença entre T0, T1 e T2. Estes achados estão de acordo com outros estudos da literatura (51, 81).

A menor incidência de formação e crescimento de microtrincas no sistema WOG pode ser uma consequência do processo reversível de TM, levando a um menor acúmulo de danos por uso em comparação com os instrumentos WO, que comparados ao sistema WOG apresentam maior quantidade de cristais em fase austenita (36). Os cristais em fase martensita proporcionam ductilidade à liga, permitindo facilmente sua deformação, enquanto o NiTi na fase austenita é forte, duro e mais difícil de induzir deformações (1, 11, 19, 40). Assim, o atrito gerado entre a superfície do instrumento e as paredes do canal radicular em instrumentos WOG pode ser melhor tolerado devido a sua estrutura cristalina, diferente do que acontece nos instrumentos WO, justificando a maior formação de trincas na superfície destes instrumentos após o uso. Apesar de estes instrumentos possuírem diferentes secções transversais, autores mostraram que o design ou a forma do instrumento não influencia na resistência à fadiga cíclica flexural como acontece com o processo de fabricação (10, 30, 38). A TM possui excelentes

características de amortecimento devido às características de absorção de energia de sua estrutura de fase gêmea, a austenita (40). Além disso, a diferença estatística na formação de microtrincas entre os diferentes sistemas também pode ser explicada pela resistência ao crescimento de fissuras por fadiga da martensita, que é superior à da austenita. No mesmo nível de intensidade de tensão, a velocidade de propagação de trincas por fadiga das estruturas austeníticas é muito mais rápida que a das martensíticas (19, 41).

Os achados do presente estudo que mostraram uma maior incidência de microtrincas nos instrumentos WO estão de acordo com outros achados da literatura, que relatam menor resistência à fadiga cíclica flexural dos instrumentos WO quando comparado aos instrumentos WOG (51, 61, 71).

A análise dos instrumentos WO novos mostrou uma lâmina de corte com superfície regular, semelhante aos resultados encontrados em outros estudos, onde não foram observadas irregularidades ou interrupção na lâmina de corte em instrumentos novos (34). Já nos instrumentos WOG novos a presença de irregularidades na lâmina de corte foi maior estatisticamente quando comparada aos instrumentos WO em T0. Isto pode ser atribuído aos diferentes momentos em que o tratamento térmico é realizado durante o processo de fabricação destes dois sistemas. As irregularidades na superfície dos instrumentos provenientes do seu processo de fabricação são decorrentes da usinagem ocorrer diretamente no fio de NiTi, sendo um processo difícil, pois as ferramentas utilizadas durante a fabricação se tornam embotadas e sem brilho, causando irregularidades na superfície do fio rapidamente (35, 52). O tratamento térmico realizado previamente à usinagem pode facilitar este processo, pelo fato de amaciar a superfície do fio (50, 51). Os instrumentos WO recebem o tratamento térmico antes do processo de usinagem, o que permite um melhor acabamento de superfície, diferente dos instrumentos WOG (11, 51). Isso pode justificar uma superfície e acabamento mais regulares nos instrumentos WO quando comparados aos instrumentos WOG, confirmado neste estudo através da análise das imagens obtidas com MEV.

Porém, as irregularidades na lâmina de corte dos instrumentos WO e WOG não aumentaram estatisticamente com o decorrer do uso. As alterações observadas de forma qualitativa na lâmina de corte dos instrumentos endodônticos após o uso foi o seu arredondamento, semelhante aos resultados encontrados por outros autores, que citam uma característica de "onda ondulada",

sofrendo achatamento no decorrer do uso dos instrumentos (34). Essas alterações na aresta de corte podem afetar adversamente a eficiência de corte das limas (74). No presente estudo, a inspeção visual não foi considerada uma metodologia confiável para avaliação os instrumentos após o uso. Nenhum instrumento apresentou defeitos macroscópicos visíveis a olho nu, sinais de deformação plástica ou distorção de espiras, permitindo o descarte seguro destes instrumentos, previamente à fratura. Outros estudos também mostraram a ausência de defeitos visíveis a olho nu após o uso (9, 32, 34).

Foi utilizada a região do terceiro milímetro para avaliar o desgaste da lâmina de corte e os quatro milímetros apicais para serem avaliados com MEV, pois esta região é a mais susceptível à fratura, logo, é a área que sofre maior tensão durante o preparo químico-cirúrgico (57, 89). Além disso, um estudo que avaliou a formação de microtrincas em instrumentos R25 do sistema Reciproc após o preparo de seis canais simulados em blocos de resina mostrou que o número de microtrincas foi maior na região do terceiro milímetro quando comparada ao quinto milímetro (74).

A perda de corte do instrumento é multifatorial, dependendo, entre outros fatores, das características da liga, dos procedimentos de limpeza, desinfecção e esterilização do instrumento (65). Como neste estudo o objetivo era avaliar o impacto do tratamento térmico e do número de usos nas alterações na superfície dos instrumentos endodônticos, a limpeza da lima a cada uso foi feita com gaze estéril e água destilada, evitando o uso de ultrassom para que não houvesse possível interferência deste nos resultados avaliados.

Optou-se por utilizar dentes humanos ao invés de blocos de resina acrílica, pois as características mecânicas dos blocos de resina diferem da dentina humana e o calor gerado pela instrumentação pode amolecer o material, de modo a agarrar nas lâminas de corte dos instrumentos, influenciando na eficiência de limpeza destes instrumentos e diminuindo o atrito entre a superfície dos instrumentos com as paredes do canal radicular. Assim, em estudos que utilizam blocos de resina acrílica deve-se tomar cuidado ao extrapolar os resultados para a clínica. Sabemos que uma das desvantagens de utilizar dentes humanos são as diferenças anatômicas que podem interferir nos resultados encontrados, porém utilizamos canais mesiais de molares inferiores, devido as suas semelhanças anatômicas (52) e houve a padronização das amostras através do cálculo do

ângulo de curvatura, baseado em Schneider (1971) (87), padronização do CRT e do pré-preparo realizado com a lima manual #15 em todos os espécimes previamente ao uso dos instrumentos mecanizados. Em estudos laboratoriais para simular o uso clínico são usados dentes extraídos previamente estandardizados pela padronização do ângulo de curvatura (55).

Foi utilizado NaOCl a 2,5% como solução irrigadora para aproximar os resultados do uso clínico pois estudos mostram que o NaOCl altera a superfície dos instrumentos endodônticos (90, 91). Além disso, os dentes foram aquecidos à temperatura corporal, uma vez que, clinicamente, o hipoclorito de sódio em temperatura ambiente colocado nos canais radiculares se aproxima rapidamente da temperatura corporal (92). Isso permitiu que os instrumentos trabalhassem à temperatura corporal durante os ensaios laboratoriais. Além disso, os instrumentos possuem diferentes temperaturas de transição de fase, que interferem nas suas propriedades mecânicas durante o uso.

Os sistemas WO e WOG foram escolhidos para este estudo, pois apresentam uma curva de aprendizado mais curta, simplificam o processo de instrumentação endodôntica e apresentam o mesmo movimento recíprocante (84, 86, 93). O fabricante recomenda o uso de uma única lima para todo o preparo químico- cirúrgico, porém, isso pode gerar mais fadiga da lâmina de corte destes instrumentos, fazendo com que a perda de corte seja mais precoce que em sistemas rotatórios com múltiplos instrumentos. Além disso, os fabricantes indicam o uso único, porém estes instrumentos são frequentemente reutilizados, principalmente devido ao alto custo. Essa indicação de uso único por parte do fabricante se deve a formação de danos aos instrumentos, que são cumulativos e a dificuldade de garantir a esterilização adequada (83). Como mostrado neste estudo, os danos são realmente cumulativos e quanto à esterilização, estudo prévio mostrou que a esterilização com autoclave é eficiente (85).

As marcas de fresagem provenientes do processo de fabricação dos instrumentos endodônticos, a heterogeneidade da topografia de superfície com severas alterações nesta região e a deformações das arestas de corte provenientes do uso podem levar ao desgaste acelerado desta área, seguido pela fadiga e, finalmente, sua fratura, além de comprometer a sua capacidade de corte, diminuindo a sua eficiência de limpeza.

Nossos resultados parecem sugerir que, embora haja um desgaste na

lâmina de corte dos instrumentos endodônticos após o preparo de três e seis canais mesiais de molares inferiores humanos extraídos, estes instrumentos podem ser usados com segurança, no que diz respeito à resistência à fadiga cíclica flexural, por um máximo de seis canais. Na prática, no entanto, os canais radiculares diferem em tamanho, diâmetro, raio e ângulo de curvatura. Em relação a eficiência de limpeza, os instrumentos WOG são mais susceptíveis ao desgaste da lâmina de corte, podendo comprometer a qualidade do preparo químico-cirúrgico, mesmo após o preparo de somente três canais radiculares. A diferença entre a significância estatística e clínica deve ser considerada na avaliação de todos os resultados de estudos laboratoriais.

Com os resultados deste estudo não podemos recomendar um número máximo de utilizações para os instrumentos Primary dos sistemas WO e WOG, mas a eficiência de corte diminuída aumenta o tempo de trabalho e o risco de fratura e diminui a eficiência de limpeza.

7 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos neste estudo, podemos concluir que:

Os instrumentos Primary do sistema WO apresentaram maior desgaste da lâmina de corte e formação de microtrincas após múltiplos usos, quando comparado aos instrumentos Primary do sistema WOG.

O número de usos não influenciou na presença de irregularidades na lâmina de corte dos instrumentos Primary dos sistemas WO e WOG.

REFERÊNCIAS¹

1. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82(6):1373-5.
3. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
4. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-51.
5. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975;1(8):255-62.
6. Weine FS. *Endodontic Therapy.* Missouri, EUA: C.V. Mosby Company; 1982. 692 p.
7. Phillips RW. *Skinner's science of dental materials.* Philadelphia: WB Saunders; 1982. 646 p.
8. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18(2):269-96.
9. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
10. Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(11):765-9.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

11. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018;32(suppl 1):e67.
12. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146-51.
13. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21(4):173-6.
14. Himel VT, Ahmed KM, Wood DM, Alhadainy HA. An evaluation of nitinol and stainless steel files used by dental students during a laboratory proficiency exam. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995;79(2):232-7.
15. Zmener O, Balbachan L. Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Endod Dent Traumatol.* 1995;11(3):121-3.
16. Chan AW, Cheung GS. A comparison of stainless steel and nickel-titanium K-files in curved root canals. *Int Endod J.* 1996;29(6):370-5.
17. Schafer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1995;21(10):493-7.
18. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001;14(5):324-33.
19. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163-72.
20. Camps JJ, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. *Int Endod J.* 1995;28(5):239-43.
21. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod.* 1995;21(8):418-21.

22. Brockhurst P, Hsu E. Hardness and strength of endodontic instruments made from NiTi alloy. *Aust Endod J.* 1998;24(3):115-9.
23. Baumann MA. Nickel-titanium: options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004;48(1):55-67.
24. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18(7):332-5.
25. Craig RG, Peyton FA. The microhardness of enamel and dentin. *J Dent Res.* 1958;37:661-8.
26. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments. Application in endodontics. St. Louis (MO): Ishiyaku Euro-America; 1995.
27. Schäfer E. Wurzelkanalinstrumente für den manuellen Einsatz. Schneidleistung und Formgebung gekrümmter Wurzelkanalabschnitte. Berlin: Quintessenz; 1998.
28. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998;24(11):736-9.
29. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
30. Cheung GS, Darvell BW. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *Int Endod J.* 2007;40(8):626-32.
31. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod.* 2006;32(11):1048-52.
32. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 1997;23(3):141-5.
33. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod.* 1996;22(7):341-5.

34. Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossu M, Polimeni A, Gatto MR, et al. Wear and metallographic analysis of WaveOne and reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals. *Scanning*. 2014;36(5):517-25.
35. Marending M, Lutz F, Barbakow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J*. 1998;31(1):57-62.
36. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*. 2001;27(8):516-20.
37. Pedulla E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *J Endod*. 2018;44(4):648-53.
38. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008;34(8):1003-5.
39. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci*. 2005;50(5):511-678.
40. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011;37(11):1566-71.
41. McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol. *Metall Mater Trans A*. 2001;32:731–43.
42. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schafer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J*. 2018;51(10):1088-103.
43. Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y. Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in NiTi alloys. *J Physique*. 1982;43:255-60.
44. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2012;38(2):222-5.

45. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* 2011;37(9):1293-5.
46. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* 2010;43(2):125-34.
47. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011;44(3):253-8.
48. GT Seriex X Brochure. Tulsa, OK: Dentsply Tulsa Dental Specialties; 2008.
49. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(11):1535-40.
50. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *J Endod.* 2017;43(3):462-6.
51. Fangli T, Maki K, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Ebihara A, et al. Assessment of mechanical properties of WaveOne Gold Primary reciprocating instruments. *Dent Mater J.* 2019;38(3):490-5.
52. Qaed NA, Mourshed BD, Al-Shamiri HM, Alaizari N, Alhamdah SS. The Effect of surface topographical changes of two different surface treatments rotary instrument. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(1):e49-e53.
53. Ha JH, Sigurdsson A, De-Deus G, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Torsional Behavior of WaveOne Gold Endodontic File with the Dedicated Motor of the Original WaveOne File. *Materials (Basel).* 2018;11(7).
54. Scott R, Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Resistance to cyclic fatigue of reciprocating instruments determined at body temperature and phase transformation analysis. *Aust Endod J.* 2019.

55. Garcia PR, Resende PD, Lopes NIA, Peixoto I, Buono VTL, Viana ACD. Structural Characteristics and Torsional Resistance Evaluation of WaveOne and WaveOne Gold Instruments after Simulated Clinical Use. *J Endod.* 2019;45(8):1041-6.
56. Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira, II, Gonzalez BM, Buono VT, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45(5):469-74.
57. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, Tanomaru-Filho M, Vasconcelos BC, So MVR, et al. Torsional fatigue resistance of pathfinding instruments manufactured from several nickel-titanium alloys. *Int Endod J.* 2018;51(6):697-704.
58. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell 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(3):398-401.
59. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *J Endod.* 2016;42(12):1840-3.
60. Acosta EC, Resende PD, Peixoto IF, Pereira ES, Buono VT, Bahia MG. Influence of Cyclic Flexural Deformation on the Torsional Resistance of Controlled Memory and Conventional Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2017;43(4):613-8.
61. Ozyurek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2016;42(10):1536-9.
62. Yamazaki-Arasaki A, Cabrales R, Santos M, Kleine B, Prokopowitsch I. Topography of four different endodontic rotary systems, before and after being used for the 12th time. *Microsc Res Tech.* 2012;75(1):97-102.
63. Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel–titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod* 1999;39(616–625).
64. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2016;42(6):965-8.

65. Haikel Y, Serfaty R, Bleicher P, Lwin TT, Allemann C. Effects of cleaning, disinfection, and sterilization procedures on the cutting efficiency of endodontic files. *J Endod.* 1996;22(12):657-61.
66. Arantes WB, da Silva CM, Lage-Marques JL, Habitante S, da Rosa LC, de Medeiros JM. SEM analysis of defects and wear on Ni-Ti rotary instruments. *Scanning.* 2014;36(4):411-8.
67. Ozyurek T, Yilmaz K, Uslu G, Plotino G. The effect of root canal preparation on the surface roughness of WaveOne and WaveOne Gold files: atomic force microscopy study. *Restor Dent Endod.* 2018;43(1):e10.
68. Ferreira F, Barbosa I, Scelza P, Russano D, Neff J, Montagnana M, et al. A new method for the assessment of the surface topography of NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2017;50(9):902-9.
69. Ferreira FG, Barbosa IB, Scelza P, Montagnana MB, Russano D, Neff J, et al. Noncontact three-dimensional evaluation of surface alterations and wear in NiTi endodontic instruments. *Braz Oral Res.* 2017;31:e74.
70. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010;36(1):147-52.
71. Keles A, Eymirli A, Uyanik O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J.* 2019;52(6):880-6.
72. Gu Y, Kum YK, Perinpanayagam H, Kim C, Kum DJ, Lim SK, et al. Various heat-treated nickeltitanium rotary instruments evaluated in S-shaped simulated resin canals. *Journal of Dental Sciences.* 2017;12:14-20.
73. 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.
74. Spicciarelli V, Corsentino G, Ounsi HF, Ferrari M, Grandini S. Shaping effectiveness and surface topography of reciprocating files after multiple simulated uses. *J Oral Sci.* 2019;61(1):45-52.

75. Hanan ARA, Meireles DA, Sponchiado Júnior EC, Hanan S, Kuga MC, Bonetti Filho I. Surface Characteristics of Reciprocating Instruments Before and After Use - A SEM Analysis. *Braz Dent J.* 2015;26(2):121-7.
76. Aracena D, Borie E, Betancourt P, Aracena A, Guzman M. Wear of the Primary WaveOne single file when shaping vestibular root canals of first maxillary molar. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):e368-e71.
77. Pereira L, Joao-Souza SH, Bezerra S, Borges AB, Aranha A, Scaramucci T. Nd:YAG laser irradiation associated with fluoridated gels containing photo absorbers in the prevention of enamel erosion. *Lasers Med Sci.* 2017;32(7):1453-9.
78. Ferreira FG. Avaliação da superfície de instrumentos de níquel-titânio antes e após o uso por meio da perfilometria óptica tridimensional sem contato. Rio de Janeiro: Universidade Federal Fluminense; 2016.
79. Uslu G, Ozyurek T, Yilmaz K. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *J Endod.* 2018;44(1):115-9.
80. Barbosa I, Ferreira F, Scelza P, Neff J, Russano D, Montagnana M, et al. Defect propagation in NiTi rotary instruments: a noncontact optical profilometry analysis. *Int Endod J.* 2018;51(11):1271-8.
81. AlRahabi AMK, Atta RM. Surface nanoscale profile of WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, and Reciproc blue, before and after root canal preparation. *Odontology.* 2019;107(4):500-6.
82. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod.* 2009;35(10):1396-9.
83. Kim JW, Ha JH, Cheung GS, Versluis A, Kwak SW, Kim HC. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod.* 2014;40(10):1671-5.
84. Bueno CSP, Oliveira DP, Pelegri RA, Fontana CE, Rocha DGP, Bueno C. Fracture Incidence of WaveOne and Reciproc Files during Root Canal Preparation of up to 3 Posterior Teeth: A Prospective Clinical Study. *J Endod.* 2017;43(5):705-8.

85. Raju TB, Garapati S, Agrawal R, Reddy S, Razdan A, Kumar SK. Sterilizing Endodontic Files by four different sterilization methods to prevent cross-infection - An In-vitro Study. *J Int Oral Health*. 2013;5(6):108-12.
86. Munoz E, Forner L, Llana C. Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titanium single-file reciprocating motion system. *J Endod*. 2014;40(4):547-50.
87. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971;32(2):271-5.
88. Gu Y, Kum KY, Perinpanayagam H, Kim C, Kum DJ, Lim SM, et al. Various heat-treated nickel-titanium rotary instruments evaluated in S-shaped simulated resin canals. *J Dent Sci*. 2017;12(1):14-20.
89. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod*. 2015;41(4):535-8.
90. Cai JJ, Tang XN, Ge JY. Effect of irrigation on surface roughness and fatigue resistance of controlled memory wire nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 2017;50(7):718-24.
91. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod*. 2006;32(5):389-98.
92. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In Vivo Intracanal Temperature Evolution during Endodontic Treatment after the Injection of Room Temperature or Preheated Sodium Hypochlorite. *J Endod*. 2015;41(7):1112-5.
93. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*. 2010;43(12):1063-8.

APÊNDICE A –

1. Medida da altura da lâmina de corte dos instrumentos WO

T0					
	01 leitura	02 leitura	03 leitura	média	desvio- padrão
WO1	99.24	98.88	99.84	99.32	0.48
WO2	88.73	88.11	88.68	88.50	0.34
WO3	93.77	93.66	92.06	93.16	0.95
WO4	75.73	76.21	75.14	75.70	0.54
WO5	85.32	85.48	85.64	85.48	0.16
WO6	98.88	100.55	100.63	100.02	0.99
WO7	108.45	105.09	107.16	106.90	1.70
WO8	104.06	104.55	105.35	104.65	0.65

T1					
	01 leitura	02 leitura	03 leitura	média	desvio- padrão
WO1	96.94	96.88	97.99	97.27	0.51
WO2	86.01	86.90	87.73	86.88	0.70
WO3	93.07	92.83	92.13	92.68	0.40
WO4	75.16	75.55	75.05	75.25	0.22
WO5	84.37	84.42	83.48	84.09	0.43
WO6	96.35	95.65	97.23	96.41	0.65
WO7	103.03	102.17	102.08	102.43	0.43
WO8	100.53	100.49	100.86	100.63	0.20

T2					
	01 leitura	02 leitura	03 leitura	média	desvio- padrão
WO1	96.97	96.81	96.89	96.89	0.08
WO2	84.03	81.99	84.77	83.59	1.44
WO3	90.86	90.08	90.32	90.42	0.40
WO4	67.16	67.67	67.70	67.51	0.30
WO5	78.96	79.67	79.53	79.39	0.38
WO6	91.36	91.71	91.35	91.47	0.21
WO7	99.97	99.17	99.69	99.61	0.41
WO8	98.83	99.20	98.81	98.95	0.22

2. Medida da altura da lâmina de corte dos instrumentos WOG

T0					
	01 leitura	02 leitura	03 leitura	média	desvio- padrão
WOG1	68.31	66.99	67.42	67.57	0.67
WOG2	60.38	63.04	61.71	61.71	1.33
WOG3	43.13	42.14	42.61	42.63	0.50
WOG4	37.35	38.50	39.58	38.48	1.12
WOG5	100.91	101.50	92.96	98.46	4.77
WOG6	61.34	58.77	60.82	60.31	1.36
WOG7	100.21	101.50	92.27	97.99	5.00
WOG8	44.60	47.91	41.68	44.73	3.12

T1					
	01 leitura	02 leitura	03 leitura	média	desvio- padrão
WOG1	53.97	57.03	59.32	56.77	2.68
WOG2	60.62	59.73	59.66	60.00	0.54
WOG3	40.74	40.98	40.77	40.83	0.13
WOG4	34.31	35.77	35.32	35.13	0.75
WOG5	95.67	91.79	91.28	92.91	2.40
WOG6	57.98	55.73	53.91	55.87	2.04
WOG7	95.24	92.59	92.48	93.44	1.57
WOG8	41.63	40.12	40.98	40.91	0.76

T2					
	01 leitura	02 leitura	03 leitura	média	desvio- padrão
WOG1	57.88	55.18	53.05	55.37	2.42
WOG2	58.00	57.68	58.53	58.07	0.43
WOG3	32.83	33.18	33.79	33.27	0.49
WOG4	33.73	31.70	33.89	33.11	1.22
WOG5	82.12	82.30	87.31	83.91	2.95
WOG6	46.67	43.40	39.85	43.31	3.41
WOG7	87.04	83.17	83.06	84.42	2.27
WOG8	37.90	33.55	35.01	35.49	2.21

APÊNDICE B –

1. Scores de avaliação da formação de microtrincas para os instrumentos WO:

T0 1mm	T0 2mm	T0 3mm	T0 4mm	T1 1mm	T1 2mm	T1 3mm	T1 4mm	T2 1mm	T2 2mm	T2 3mm	T2 4mm
1	1	1	1	1	3	2	3	1	3	2	1
1	1	3	1	1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	1	1	1	3	1	2	1	2	3	2
1	1	1	1	1	2	2	3	1	3	3	3
1	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3
1	1	1	1	1	2	1	1	1	3	3	3
1	1	1	1	3	3	1	3	3	3	1	3
1	1	1	3	1	1	1	3	1	3	1	3
1	1	1	2	1	1	1	3	1	3	1	3
1	1	1	1	1	3	3	2	1	3	3	3
1	1	1	1	2	3	3	2	1	3	3	1
1	1	1	1	1	3	3	3	1	3	3	3
1	1	1	1	1	3	3	3	1	3	3	2
1	2	1	1	2	3	3	3	1	3	3	3
1	1	1	1	3	3	3	3	1	3	3	1
1	1	1	1	1	1	3	3	1	2	3	1
1	1	1	2	1	2	3	3	1	1	3	3
1	1	1	1	1	2	3	3	1	3	3	3
1	1	1	1	1	3	3	1	1	2	1	1
1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	2
1	2	1	1	1	1	2	1	1	2	2	1
1	1	1	1	3	3	3	3	2	3	3	3
1	1	1	1	2	3	3	3	1	3	3	3
1	1	1	1	1	3	3	3	1	3	3	3
1	1	1	1	2	1	3	3	1	3	3	3
1	1	3	1	1	3	3	3	1	3	3	3
1	1	2	1	1	2	3	3	1	3	3	3

2. Scores de avaliação da formação de microtrincas para os instrumentos WOG:

T0 1mm	T0 2mm	T0 3mm	T0 4mm	T1 1mm	T1 2mm	T1 3mm	T1 4mm	T2 1mm	T2 2mm	T2 3mm	T2 4mm
1	1	1	1	1	1	1	3	3	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	2	3	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	3	3	3	1	3	1	1	1
2	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	3
1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1
1	1	1	1	3	3	3	2	3	3	1	3
1	1	3	1	1	2	2	2	1	1	1	3
1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	1	3
1	1	1	1	1	1	1	1	3	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	3	1	1	1	3	1	1	1	3
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	2	1	1	1	2	1	1	1	1
2	1	1	1	1	1	1	3	1	1	3	3
2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	3	1	1	1	3	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	3	3	1	1	2	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	1
2	2	3	1	3	3	2	1	3	1	1	1
1	2	1	1	1	1	2	2	1	2	3	2
1	1	1	1	1	1	2	3	2	1	1	3

3. Scores de avaliação da presença de irregularidades na lâmina de corte para os instrumentos WO:

T0 1mm	T0 2mm	T0 3mm	T0 4mm	T1 1mm	T1 2mm	T1 3mm	T1 4mm	T2 1mm	T2 2mm	T2 3mm	T2 4mm
1	3	1	3	1	3	2	1	1	1	1	2
2	1	2	3	1	3	2	3	1	2	1	2
2	1	1	3	1	3	2	2	1	2	1	1
1	3	2	1	2	2	3	1	1	1	3	1
2	3	3	2	2	2	3	2	1	3	3	2
2	3	2	2	2	2	3	2	1	3	2	2
1	3	2	1	2	1	1	2	3	2	2	3
3	3	3	2	3	3	2	2	3	2	2	1
2	3	2	2	3	3	2	2	3	2	2	2
1	1	2	3	1	1	3	1	1	1	3	1
2	2	3	3	1	2	2	2	1	2	3	1
1	2	2	2	1	2	2	2	1	2	3	2
1	2	2	1	1	3	1	1	1	1	1	1
2	3	2	2	1	2	2	3	1	2	2	3
1	2	2	2	1	2	1	1	1	1	2	1
1	3	3	3	1	3	1	1	1	3	2	3
1	3	3	3	1	3	3	3	1	2	2	2
1	3	3	2	1	2	1	2	1	3	3	2
1	2	1	1	1	1	1	2	1	1	3	1
1	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2
1	2	1	1	1	2	1	1	1	2	2	1
2	3	3	3	1	3	3	3	3	3	2	3
2	3	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3
2	3	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3
1	2	3	3	1	3	2	1	1	3	2	2
2	2	3	3	1	2	3	2	1	2	3	3
1	2	2	3	1	2	3	2	1	3	3	3

4. Scores de avaliação da presença de irregularidades na lâmina de corte para os instrumentos WOG:

T0 1mm	T0 2mm	T0 3mm	T0 4mm	T1 1mm	T1 2mm	T1 3mm	T1 4mm	T2 1mm	T2 2mm	T2 3mm	T2 4mm
2	3	3	2	1	3	2	2	3	1	3	3
3	2	3	3	2	1	2	2	3	1	3	1
3	1	2	2	2	2	2	2	3	3	3	1
3	3	3	1	3	3	3	2	3	2	3	3
3	3	1	1	2	1	1	1	2	3	1	3
3	2	1	1	3	2	2	1	2	3	2	3
3	3	2	1	3	3	3	3	3	3	3	3
3	3	2	1	1	2	2	1	1	2	2	3
3	3	2	1	2	3	1	1	3	3	3	3
3	3	3	2	3	3	3	2	3	3	2	1
3	3	1	2	3	3	1	2	3	1	2	1
3	3	2	2	3	3	2	2	3	3	2	2
3	3	1	1	3	3	1	1	3	3	1	3
3	3	2	1	3	3	2	1	3	2	2	3
3	3	1	2	3	3	1	2	3	3	2	3
3	1	2	2	3	3	3	2	1	2	2	3
3	1	3	1	3	2	1	2	3	2	2	2
3	2	1	1	3	3	2	2	3	3	3	2
3	1	2	1	3	1	2	1	3	1	2	1
3	1	2	1	3	1	2	1	2	1	1	1
3	2	1	1	3	2	1	1	2	2	2	2
3	1	1	1	3	1	3	1	3	1	2	1
1	1	2	1	2	1	1	1	2	2	2	1
3	1	2	1	2	1	1	1	3	1	2	2
3	2	2	2	3	3	3	1	1	3	1	1
3	3	2	3	2	2	1	2	3	1	2	2
3	3	2	1	3	2	1	1	3	2	2	2

APÊNDICE C–

Resultados estatísticos – formação de microtrincas

1. Análise intragrupo

WO - 1mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	11.5703			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0031			
R 1 =	972			
R 5 =	1295			
R 9 =	1054			
R 1 (posto médio) =	36			
R 5 (posto médio) =	47.963			
R 9 (posto médio) =	39.037			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 1 e 5	11.963	1.8683	2.394	ns
Postos médios 1 e 9	3.037	0.4743	2.394	ns
Postos médios 5 e 9	8.9259	1.394	2.394	ns
Posto 1 - T0				
Posto 5 - T1				
Posto 9 - T2				

WO - 2mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	43.4858			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 2 =	519.5			
R 6 =	1271.5			
R 10 =	1530			
R 2 (posto médio) =	19.2407			
R 6 (posto médio) =	47.0926			
R 10 (posto médio) =	56.6667			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 2 e 6	27.8519	4.3497	2.394	< 0.05
Postos médios 2 e 10	37.4259	5.8449	2.394	< 0.05
Postos médios 6 e 10	9.5741	1.4952	2.394	ns
Posto 2 - T0				
Posto 6 - T1				
Posto 10 - T2				

WO - 3mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	28.3438			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 3 =	635.5			
R 7 =	1288.5			
R 11 =	1397			
R 3 (posto médio) =	23.537			
R 7 (posto médio) =	47.7222			
R 11 (posto médio) =	51.7407			
z				
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 3 e 7	24.1852	3.7771	2.394	< 0.05
Postos médios 3 e 11	28.2037	4.4047	2.394	< 0.05
Postos médios 7 e 11	4.0185	0.6276	2.394	ns
Posto 3 - T0				
Posto 7 - T1				
Posto 11 - T2				

WO - 4mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	34.1258			
Graus de liberdade =	2			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 4 =	576.5			
R 8 =	1395			
R 12 =	1349.5			
R 4 (posto médio) =	21.3519			
R 8 (posto médio) =	51.6667			
R 12 (posto médio) =	49.9815			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 4 e 8	30.3148	4.7344	2.394	< 0.05
Postos médios 4 e 12	28.6296	4.4712	2.394	< 0.05
Postos médios 8 e 12	1.6852	0.2632	2.394	ns
Posto 4 - T0				
Posto 8 - T1				
Posto 12 - T2				

WO T1 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm				
	Resultados			
H =	22.4443			
Graus de liberdade =	3			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 5 =	871.5			
R 6 =	1593			
R 7 =	1633.5			
R 8 =	1788			
R 5 (posto médio) =	32.2778			
R 6 (posto médio) =	59			
R 7 (posto médio) =	60.5			
R 8 (posto médio) =	66.2222			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 5 e 6	26.7222	3.1348	2.635	< 0.05
Postos médios 5 e 7	28.2222	3.3107	2.635	< 0.05
Postos médios 5 e 8	33.9444	3.982	2.635	< 0.05
Postos médios 6 e 7	1.5	0.176	2.635	ns
Postos médios 6 e 8	7.2222	0.8472	2.635	ns
Postos médios 7 e 8	5.7222	0.6713	2.635	ns
	Posto 5 - 1mm			
	Posto 6 - 2mm			
	Posto 7 - 3mm			
	Posto 8 - 4mm			

WO T2 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm				
Resultados				
H =	45.8049			
Graus de liberdade =	3			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 9 =	625.5			
R 10 =	1867.5			
R 11 =	1731			
R 12 =	1662			
R 9 (posto médio) =	23.1667			
R 10 (posto médio) =	69.1667			
R 11 (posto médio) =	64.1111			
R 12 (posto médio) =	61.5556			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 9 e 10	46	5.3962	2.635	< 0.05
Postos médios 9 e 11	40.9444	4.8032	2.635	< 0.05
Postos médios 9 e 12	38.3889	4.5034	2.635	< 0.05
Postos médios 10 e 11	5.0556	0.5931	2.635	ns
Postos médios 10 e 12	7.6111	0.8929	2.635	ns
Postos médios 11 e 12	2.5556	0.2998	2.635	ns
Posto 9 - 1mm				
Posto 10 - 2mm				
Posto 11 - 3mm				
Posto 12 - 4mm				

WOG - 1mm - T0, T1, T2	
Resultados	
H =	2.4825
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.289

WOG - 2mm - T0, T1, T2	
Resultados	
H =	3.3019
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.1919

WOG - 3mm - T0, T1, T2	
Resultados	
H =	1.9753
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.3724

WOG - 4mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =		6.6476		
Graus de liberdade =		2		
(p) Kruskal-Wallis =		0.036		
R 16 =		915		
R 20 =		1227		
R 24 =		1179		
R 16 (posto médio) =		33.8889		
R 20 (posto médio) =		45.4444		
R 24 (posto médio) =		43.6667		
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 16 e 20	11.5556	1.8047	2.394	ns
Postos médios 16 e 24	9.7778	1.527	2.394	ns
Postos médios 20 e 24	1.7778	0.2776	2.394	ns

WOG - T1 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm	
Resultados	
H =	2.7437
Graus de liberdade =	3
(p) Kruskal-Wallis =	0.4328

WOG - T2 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm	
Resultados	
H =	4.3699
Graus de liberdade =	3
(p) Kruskal-Wallis =	0.2242

2. Análise intergrupo

WO X WOG - 1mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =		16.6358		
Graus de liberdade =		5		
(p) Kruskal-Wallis =		0.0052		
R 5 =		2388.5		
R 9 =		1927.5		
R 1 =		1768.5		
R 17 =		2206		
R 21 =		2611.5		
R 13 =		2301		
R 5 (posto médio) =		88.463		
R 9 (posto médio) =		71.3889		
R 1 (posto médio) =		65.5		
R 17 (posto médio) =		81.7037		
R 21 (posto médio) =		96.7222		
R 13 (posto médio) =		85.2222		
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 5 e 9	17.0741	1.3373	2.935	ns
Postos médios 5 e 1	22.963	1.7986	2.935	ns
Postos médios 5 e 17	6.7593	0.5294	2.935	ns
Postos médios 5 e 21	8.2593	0.6469	2.935	ns
Postos médios 5 e 13	3.2407	0.2538	2.935	ns
Postos médios 9 e 1	5.8889	0.4613	2.935	ns
Postos médios 9 e 17	10.3148	0.8079	2.935	ns
Postos médios 9 e 21	25.3333	1.9843	2.935	ns
Postos médios 9 e 13	13.8333	1.0835	2.935	ns
Postos médios 1 e 17	16.2037	1.2692	2.935	ns
Postos médios 1 e 21	31.2222	2.4455	2.935	ns
Postos médios 1 e 13	19.7222	1.5448	2.935	ns
Postos médios 17 e 21	15.0185	1.1763	2.935	ns
Postos médios 17 e 13	3.5185	0.2756	2.935	ns
Postos médios 21 e 13	11.5	0.9007	2.935	ns
Posto 1 - WO - T0				
Posto 5 - WO - T1				
Posto 9 - WO - T2				
Posto 13 - WOG - T0				
Posto 17 - WOG - T1				
Posto 21 - WOG - T2				

WO X WOG - 2mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	83.0163			
Graus de liberdade =	5			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 2 =	1499			
R 6 =	3024			
R 10 =	3512			
R 14 =	1499			
R 18 =	1804			
R 22 =	1865			
R 2 (posto médio) =	55.5185			
R 6 (posto médio) =	112			
R 10 (posto médio) =	130.0741			
R 14 (posto médio) =	55.5185			
R 18 (posto médio) =	66.8148			
R 22 (posto médio) =	69.0741			
z				
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	crítico	p
Postos médios 2 e 6	56.4815	4.424	2.935	< 0.05
Postos médios 2 e 10	74.5556	5.8396	2.935	< 0.05
Postos médios 2 e 14	0	0	2.935	ns
Postos médios 2 e 18	11.2963	0.8848	2.935	ns
Postos médios 2 e 22	13.5556	1.0618	2.935	ns
Postos médios 6 e 10	18.0741	1.4157	2.935	ns
Postos médios 6 e 14	56.4815	4.424	2.935	< 0.05
Postos médios 6 e 18	45.1852	3.5392	2.935	< 0.05
Postos médios 6 e 22	42.9259	3.3622	2.935	< 0.05
Postos médios 10 e 14	74.5556	5.8396	2.935	< 0.05
Postos médios 10 e 18	63.2593	4.9548	2.935	< 0.05
Postos médios 10 e 22	61	4.7779	2.935	< 0.05
Postos médios 14 e 18	11.2963	0.8848	2.935	ns
Postos médios 14 e 22	13.5556	1.0618	2.935	ns
Postos médios 18 e 22	2.2593	0.177	2.935	ns
Posto 2 - WO - T0				
Posto 6 - WO - T1				
Posto 10 - WO - T2				
Posto 14 - WOG - T0				
Posto 18 - WOG - T1				
Posto 22 WOG - T2				

WO X WOG - 3mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	64.1153			
Graus de liberdade =	5			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 3 =	1691.5			
R 7 =	3028.5			
R 11 =	3230			
R 15 =	1632			
R 19 =	1870			
R 23 =	1751			
R 3 (posto médio) =	62.6481			
R 7 (posto médio) =	112.1667			
R 11 (posto médio) =	119.6296			
R 15 (posto médio) =	60.4444			
R 19 (posto médio) =	69.2593			
R 23 (posto médio) =	64.8519			
z				
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 3 e 7	49.5185	3.8786	2.935	< 0.05
Postos médios 3 e 11	56.9815	4.4631	2.935	< 0.05
Postos médios 3 e 15	2.2037	0.1726	2.935	ns
Postos médios 3 e 19	6.6111	0.5178	2.935	ns
Postos médios 3 e 23	2.2037	0.1726	2.935	ns
Postos médios 7 e 11	7.463	0.5845	2.935	ns
Postos médios 7 e 15	51.7222	4.0512	2.935	< 0.05
Postos médios 7 e 19	42.9074	3.3608	2.935	< 0.05
Postos médios 7 e 23	47.3148	3.706	2.935	< 0.05
Postos médios 11 e 15	59.1852	4.6357	2.935	< 0.05
Postos médios 11 e 19	50.3704	3.9453	2.935	< 0.05
Postos médios 11 e 23	54.7778	4.2905	2.935	< 0.05
Postos médios 15 e 19	8.8148	0.6904	2.935	ns
Postos médios 15 e 23	4.4074	0.3452	2.935	ns
Postos médios 19 e 23	4.4074	0.3452	2.935	ns
Posto 3 - WO - T0 Posto 7 - WO - T1 Posto 11 - WO - T2 Posto 15 - WOG - T0 Posto 19 - WOG - T1 Posto 23 WOG - T2				

WO X WOG - 4mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	60.1419			
Graus de liberdade =	5			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 4 =	1512			
R 8 =	3146.5			
R 12 =	3057			
R 16 =	1455.5			
R 20 =	2039.5			
R 24 =	1992.5			
R 4 (posto médio) =	56			
R 8 (posto médio) =	116.537			
R 12 (posto médio) =	113.2222			
R 16 (posto médio) =	53.9074			
R 20 (posto médio) =	75.537			
R 24 (posto médio) =	73.7963			
z				
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 4 e 8	60.537	4.7416	2.935	< 0.05
Postos médios 4 e 12	57.2222	4.482	2.935	< 0.05
Postos médios 4 e 16	2.0926	0.1639	2.935	ns
Postos médios 4 e 20	19.537	1.5303	2.935	ns
Postos médios 4 e 24	17.7963	1.3939	2.935	ns
Postos médios 8 e 12	3.3148	0.2596	2.935	ns
Postos médios 8 e 16	62.6296	4.9055	2.935	< 0.05
Postos médios 8 e 20	41	3.2114	2.935	< 0.05
Postos médios 8 e 24	42.7407	3.3477	2.935	< 0.05
Postos médios 12 e 16	59.3148	4.6459	2.935	< 0.05
Postos médios 12 e 20	37.6852	2.9517	2.935	< 0.05
Postos médios 12 e 24	39.4259	3.0881	2.935	< 0.05
Postos médios 16 e 20	21.6296	1.6942	2.935	ns
Postos médios 16 e 24	19.8889	1.5578	2.935	ns
Postos médios 20 e 24	1.7407	0.1363	2.935	ns
Posto 4 - WO - T0				
Posto 8 - WO - T1				
Posto 12 - WO - T2				
Posto 16 - WOG - T0				
Posto 20 - WOG - T1				
Posto 24 - WOG - T2				

APÊNDICE D –

Resultados estatísticos – **presença de irregularidades na lâmina de corte**

1. Análise intragrupo

WO - 1mm - T0, T1, T2	
	Resultados
H =	1.2665
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.5309

WO - 2mm - T0, T1, T2	
	Resultados
H =	2.4586
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.2925

WO - 3mm - T0, T1, T2	
	Resultados
H =	0.5896
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.7447

WO - 4mm - T0, T1, T2	
	Resultados
H =	3.7696
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.1519

WO T1 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm				
	Resultados			
H =	22.437			
Graus de liberdade =	3			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 5 =	896			
R 6 =	1875			
R 7 =	1648			
R 8 =	1467			
R 5 (posto médio) =	33.1852			
R 6 (posto médio) =	69.4444			
R 7 (posto médio) =	61.037			
R 8 (posto médio) =	54.3333			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 5 e 6	36.2593	4.2535	2.635	< 0.05
Postos médios 5 e 7	27.8519	3.2673	2.635	< 0.05
Postos médios 5 e 8	21.1481	2.4809	2.635	ns
Postos médios 6 e 7	8.4074	0.9863	2.635	ns
Postos médios 6 e 8	15.1111	1.7727	2.635	ns
Postos médios 7 e 8	6.7037	0.7864	2.635	ns
	Posto 5 - 1mm			
	Posto 6 - 2mm			
	Posto 7 - 3mm			
	Posto 8 - 4mm			

WO T2 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm				
Resultados				
H =	17.6297			
Graus de liberdade =	3			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0005			
R 9 =	944			
R 10 =	1648.5			
R 11 =	1793.5			
R 12 =	1500			
R 9 (posto médio) =	34.963			
R 10 (posto médio) =	61.0556			
R 11 (posto médio) =	66.4259			
R 12 (posto médio) =	55.5556			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 9 e 10	26.0926	3.0609	2.635	< 0.05
Postos médios 9 e 11	31.463	3.6909	2.635	< 0.05
Postos médios 9 e 12	20.5926	2.4157	2.635	ns
Postos médios 10 e 11	5.3704	0.63	2.635	ns
Postos médios 10 e 12	5.5	0.6452	2.635	ns
Postos médios 11 e 12	10.8704	1.2752	2.635	ns
Posto 9 - 1mm				
Posto 10 - 2mm				
Posto 11 - 3mm				
Posto 12 - 4mm				

WOG 1mm - T0, T1, T2	
Resultados	
H =	5.4756
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.0647

WOG 2mm - T0, T1, T2	
Resultados	
H =	0.3621
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.8344

WOG 3mm - T0, T1, T2	
Resultados	
H =	2.6475
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.2661

WOG - T1 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm				
Resultados				
H =	26.8204			
Graus de liberdade =	3			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 17 =	2013.5			
R 18 =	1653.5			
R 19 =	1254.5			
R 20 =	964.5			
R 17 (posto médio) =	74.5741			
R 18 (posto médio) =	61.2407			
R 19 (posto médio) =	46.463			
R 20 (posto médio) =	35.7222			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 17 e 18	13.3333	1.5641	2.635	ns
Postos médios 17 e 19	28.1111	3.2977	2.635	< 0.05
Postos médios 17 e 20	38.8519	4.5577	2.635	< 0.05
Postos médios 18 e 19	14.7778	1.7336	2.635	ns
Postos médios 18 e 20	25.5185	2.9936	2.635	< 0.05
Postos médios 19 e 20	10.7407	1.26	2.635	ns
Posto 17 - 1mm				
Posto 18 - 2mm				
Posto 19 - 3mm				
Posto 20 - 4mm				

WOG - T2 - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm

Resultados

H =	8.6399
Graus de liberdade =	3
(p) Kruskal-Wallis =	0.0345
R 21 =	1855.5
R 22 =	1369.5
R 23 =	1321.5
R 24 =	1339.5
R 21 (posto médio) =	68.7222
R 22 (posto médio) =	50.7222
R 23 (posto médio) =	48.9444
R 24 (posto médio) =	49.6111

Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 21 e 22	18	2.1116	2.635	ns
Postos médios 21 e 23	19.7778	2.3201	2.635	ns
Postos médios 21 e 24	19.1111	2.2419	2.635	ns
Postos médios 22 e 23	1.7778	0.2085	2.635	ns
Postos médios 22 e 24	1.1111	0.1303	2.635	ns
Postos médios 23 e 24	0.6667	0.0782	2.635	ns

Posto 21 - 1mm

Posto 22 - 2mm

Posto 23 - 3mm

Posto 24 - 4mm

2. Análise intergrupo

WO X WOG - 1mm - T0, T1, T2				
	Resultados			
H =	84.6936			
Graus de liberdade =	5			
(p) Kruskal-Wallis =	< 0.0001			
R 1 =	1432.5			
R 5 =	1297.5			
R 9 =	1353			
R 13 =	3307.5			
R 17 =	2904			
R 21 =	2908.5			
R 1 (posto médio) =	53.0556			
R 5 (posto médio) =	48.0556			
R 9 (posto médio) =	50.1111			
R 13 (posto médio) =	122.5			
R 17 (posto médio) =	107.5556			
R 21 (posto médio) =	107.7222			
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 1 e 5	5	0.3916	2.935	ns
Postos médios 1 e 9	2.9444	0.2306	2.935	ns
Postos médios 1 e 13	69.4444	5.4393	2.935	< 0.05
Postos médios 1 e 17	54.5	4.2688	2.935	< 0.05
Postos médios 1 e 21	54.6667	4.2818	2.935	< 0.05
Postos médios 5 e 9	2.0556	0.161	2.935	ns
Postos médios 5 e 13	74.4444	5.8309	2.935	< 0.05
Postos médios 5 e 17	59.5	4.6604	2.935	< 0.05
Postos médios 5 e 21	59.6667	4.6735	2.935	< 0.05
Postos médios 9 e 13	72.3889	5.6699	2.935	< 0.05
Postos médios 9 e 17	57.4444	4.4994	2.935	< 0.05
Postos médios 9 e 21	57.6111	4.5125	2.935	< 0.05
Postos médios 13 e 17	14.9444	1.1705	2.935	ns
Postos médios 13 e 21	14.7778	1.1575	2.935	ns
Postos médios 17 e 21	0.1667	0.0131	2.935	ns
Posto 1 - WO - T0				
Posto 5 - WO - T1				
Posto 9 - WO - T2				

Posto 13 - WOG - T0
Posto 17 - WOG - T1
Posto 21 - WOG - T2

WO X WOG - 2mm - T0, T1, T2

	Resultados
H =	2.8349
Graus de liberdade =	5
(p) Kruskal-Wallis =	0.7254

WO X WOG - 3mm - T0, T1, T2

	Resultados
H =	8.5234
Graus de liberdade =	5
(p) Kruskal-Wallis =	0.1297

WO X WOG - 4mm - T0, T1, T2				
Resultados				
H =	22.7861			
Graus de liberdade =	5			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0004			
R 4 =	2831.5			
R 8 =	2300			
R 12 =	2339.5			
R 16 =	1555.5			
R 20 =	1687			
R 24 =	2489.5			
R 4 (posto médio) =	104.8704			
R 8 (posto médio) =	85.1852			
R 12 (posto médio) =	86.6481			
R 16 (posto médio) =	57.6111			
R 20 (posto médio) =	62.4815			
R 24 (posto médio) =	92.2037			
z				
Comparações (método de Dunn)	Dif. Postos	z calculado	z crítico	p
Postos médios 4 e 8	19.6852	1.5419	2.935	ns
Postos médios 4 e 12	18.2222	1.4273	2.935	ns
Postos médios 4 e 16	47.2593	3.7016	2.935	< 0.05
Postos médios 4 e 20	42.3889	3.3202	2.935	< 0.05
Postos médios 4 e 24	12.6667	0.9921	2.935	ns
Postos médios 8 e 12	1.463	0.1146	2.935	ns
Postos médios 8 e 16	27.5741	2.1598	2.935	ns
Postos médios 8 e 20	22.7037	1.7783	2.935	ns
Postos médios 8 e 24	7.0185	0.5497	2.935	ns
Postos médios 12 e 16	29.037	2.2744	2.935	ns
Postos médios 12 e 20	24.1667	1.8929	2.935	ns
Postos médios 12 e 24	5.5556	0.4351	2.935	ns
Postos médios 16 e 20	4.8704	0.3815	2.935	ns
Postos médios 16 e 24	34.5926	2.7095	2.935	ns
Postos médios 20 e 24	29.7222	2.328	2.935	ns
Posto 4 - WO - T0				
Posto 8 - WO - T1				
Posto 12 - WO - T2				
Posto 16 - WOG - T0				
Posto 20 - WOG - T1				
Posto 24 - WOG - T2				



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO



Continuação do Parecer: 3.011.526

Este trabalho não apresenta benefícios diretos. A partir dos resultados encontrados conhecer qual sistema é menos susceptível ao desgaste da sua lâmina de corte e às alterações na sua superfície auxilia o clínico na escolha de um instrumento com maior eficiência de corte, mais duradouro e seguro, permitindo tratamentos endodônticos mais eficazes. Além disso, os resultados trarão informações importantes para o desenvolvimento dos instrumentos endodônticos pelas empresas responsáveis.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto bem descrito e respeitando normas vigentes da CONEP. Serão utilizados 68 dentes do Biobanco, devidamente liberados para uso na pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados: Carta de autorização do banco de dentes, folha de rosto, projeto completo e informações básicas do projeto.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_1232143.pdf	16/10/2018 17:02:32		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_FAPESP_CEP.pdf	16/10/2018 17:01:49	IANDARA DE LIMA SCARDINI	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico /	CARTA_BANCO_CEP.pdf	16/10/2018 16:45:20	IANDARA DE LIMA SCARDINI	Aceito

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

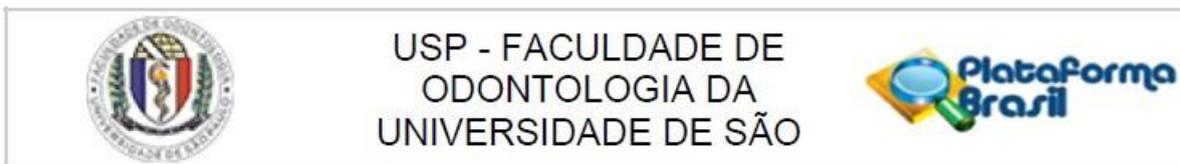
UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br



Continuação do Parecer: 3.011.526

Biorepositório / Biobanco	CARTA_BANCO_CEP.pdf	16/10/2018 16:45:20	IANDARA DE LIMA SCARDINI	Aceit
Folha de Rosto	FOLHA_DE_ROSTO_CEP.pdf	16/10/2018 16:45:02	IANDARA DE LIMA SCARDINI	Aceit

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 09 de Novembro de 2018

Assinado por:
Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador(a))

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br