

**PAULA RIBEIRO GARCIA**

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FADIGA E RESISTÊNCIA À CORROSÃO  
EM INSTRUMENTOS HYFLEX EDM, HYFLEX CM E RACE**

**Faculdade de Odontologia  
Universidade Federal de Minas Gerais  
Belo Horizonte  
2021**

Paula Ribeiro Garcia

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FADIGA E RESISTÊNCIA À CORROSÃO  
EM INSTRUMENTOS HYFLEX EDM, HYFLEX CM E RACE**

Tese apresentada ao Colegiado de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial à obtenção do grau de Doutora em Odontologia- área de concentração em Endodontia

**Orientador:** Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
**Coorientadora:** Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Cecília Diniz Viana

Belo Horizonte

2021

## Ficha Catalográfica

G216a Garcia, Paula Ribeiro.  
2021 Análise da resistência à fadiga e resistência à corrosão  
T em instrumentos, HyFlex EDM, HyFlex CM e RaCe / Paula  
Ribeiro Garcia. -- 2021.

61 f. : il.

Orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono.  
Coorientadora: Ana Cecília Diniz Viana.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de Minas  
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Instrumentos odontológicos. 2. Resistência de  
materiais. 3. Corrosão. I. Buono, Vicente Tadeu Lopes. II.  
Viana, Ana Cecília Diniz. III. Universidade Federal de Minas  
Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**



**FOLHA DE APROVAÇÃO**

**Análise da resistência à fadiga e resistência à corrosão em instrumentos, Hyflex EDM, Hyflex CM e Race**

**PAULA RIBEIRO GARCIA**

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, como requisito para obtenção do grau de Doutor, área de concentração Endodontia.

Aprovada em 13 de outubro de 2021, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Vicente Tadeu Lopes Buono - Orientador  
UFMG

Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana - Coorientadora  
FO-UFMG

Prof(a). Erika Sales Joviano Pereira

Prof(a). Gustavo de Cristofaro Almeida  
UFBA

Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto  
UFMG

Prof(a). Leandro de Arruda Santos  
UFMG

Belo Horizonte, 13 de outubro de 2021.

Defesa Homologada pelo Colegiado de Pós-Graduação em Odontologia em 08 / 11 /2021.

Profa. Isabela Almeida Pordeus  
Coordenadora  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFMG

Às minhas avós, Aracy (*in memoriam*) e Maria de Lourdes. Ao finalizar este ciclo, dedico este trabalho a quem me ensinou que o que há de maior valor está na simplicidade do caminho e do caminhar.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Professor Vicente Buono, pela oportunidade de partilhar tantos momentos de aprendizado (muitos deles “não técnicos”) de uma forma tão humana. Por toda disponibilidade e ajuda. Por acreditar no trabalho leve.

À minha orientadora, Professora Ana Cecília, pela disponibilidade, ajuda, cuidado e confiança. Por tudo que me ensinou em mais de seis anos de convívio. Por todo apoio, sempre.

Escolhemos pouco na vida. E se fosse possível, eu os escolheria novamente, sem dúvidas.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, na pessoa da Professora Isabela Almeida Pordeus, pelo compromisso com o curso e apoio durante o percurso acadêmico.

Aos funcionários do Colegiado de Pós-Graduação em Odontologia, Lu, Victor, Letícia e Valéria pela disponibilidade e auxílio em todos os processos necessários.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-CAPES, pelo auxílio financeiro durante o período do doutorado.

Aos amigos do Lab, Professor Leandro, Professora Isabella, Gustavo, Luiza, Jessy, Suzzy, pela companhia, pela amizade. A melhor parte desta trajetória certamente foi na companhia de vocês.

À Natalia e ao Pedro (e ao Nelson também), por todas as horas de trabalho no terceiro turno e no Aeroburguer, por terem as mãos neste trabalho, pelas ajudas mais inusitadas em diferentes aspectos da vida.

Aos amigos do Doutorado em especial à Pati, Sâmila, Diandra, Aline e Ivana, obrigada por compartilharem as alegrias e percalços desta caminhada, a deixando mais leve.

À Sylvia, grande amiga de chás e vinhos que esta jornada me deu.

À Nathália Viegas e sua família, vocês são incríveis e palavras são pouco, obrigada por tanto.

À Amanda Leijoto, obrigada por sempre estar aí, biga.

À professora Dalila Sicupira e seus alunos pela disponibilidade e auxílio na realização dos ensaios de corrosão na UFOP.

À Patrícia Trigueiro por toda a ajuda e disponibilidade na realização deste trabalho.

À professora Sônia Lara Mendes pelas oportunidades, pela confiança e pela doação de instrumentos utilizados nesta pesquisa.

Aos professores da Faculdade de Odontologia, Antônio Paulino, Warley Tavares, Juliana Vilela e Francine Benetti pelo auxílio e conhecimento compartilhados.

Às minhas amigas-irmãs e suas famílias, por serem apoio e amor desde quando a vida era apenas vislumbrar o que estava por vir.

Às amigas da Liga, Camila, Julia, Iara, Liege. Vocês deixam esta vida mais leve.

Aos meus tios, Juliana, Wilton e Ernane, pela amizade, carinho e apoio na caminhada.

À Tahyná pela companhia na caminhada. Por toda paciência e ajuda, pela troca, carinho e cuidado.

Aos meus pais, pelo companheirismo e parceria, todos os esforços e incentivo durante meu percurso acadêmico desde as caminhadas à escola até aqui. O caminho é por vezes árduo, mas começamos de mãos dadas e chegamos de mãos dadas.

“O trem adornado de flores que chegava com oito meses de atraso. O inocente trem amarelo que tantas incertezas e evidências, e tantas alegrias e desventuras, tantas mudanças, calamidades e nostalgias haveria de levar a Macondo.”

**Gabriel García Márquez**

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à fadiga e a resistência à corrosão em instrumentos endodônticos de NiTi dos sistemas HyFlex EDM, Hyflex CM, e RaCe, além de relacionar estes resultados às características físicas, químicas e estruturais destes instrumentos. Para tal, instrumentos 25/.~ do sistema HyFlex EDM (EDM), instrumentos 30/.06 do sistema HyFlex CM (CM) e RaCe (RC) foram utilizados. A composição química foi determinada por espectroscopia dispersiva de raios-X, as fases presentes nos materiais foram determinadas por difratometria de raios-X (DRX) e as temperaturas de transformação de fases por calorimetria exploratória diferencial (DSC). A análise da rugosidade superficial dos instrumentos foi realizada por microscopia de força atômica (AFM) e a caracterização dimensional dos instrumentos foi realizada através da mensuração do diâmetro a 3mm da ponta. Ensaio de fadiga até a ruptura foram realizados nos três grupos (n=10) e o tempo médio até a fratura determinado. Instrumentos novos foram subdivididos em grupos controle e experimental para cada sistema. Os grupos experimentais foram submetidos à ensaios de fadiga, até  $\frac{3}{4}$  do tempo médio para a ruptura e posteriormente a testes de corrosão (potencial de circuito aberto e polarização). Os grupos controle foram diretamente submetidos aos mesmos testes de corrosão. A análise de Weibull foi aplicada para avaliação da probabilidade de falha em relação ao tempo nos instrumentos testados em fadiga até a ruptura. Análise de variância com índice de significância de 0,05% foi adotada para os resultados de composição química, temperatura de transformação de fases, diâmetro, rugosidade e testes de corrosão. A composição química foi praticamente equiatômica em instrumentos RaCe, com presença de Níquel e Titânio. Já instrumentos EDM e CM apresentaram, além destes elementos, Oxigênio na composição. A caracterização estrutural evidenciou maiores temperaturas de transformação de fase Af (austenite finish) para os grupos tratados termicamente (CM e EDM), este dado foi comprovado pelos resultados da difratometria de raios-X com a presença de fase-R e austenita (fase  $\beta$ ) à temperatura ambiente para ambos. O grupo RC, apresentou menores temperaturas Af ( $p < 0,05$ ), além de apenas austenita na análise por DRX. As medidas de diâmetro apresentaram-se sem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos CM e RC, ambos significativamente maiores que EDM. Os testes de fadiga flexural apresentaram tempo até a fratura sem diferença entre EDM e CM ( $p > 0,05$ ) e ambos foram superiores em relação à RC ( $p < 0,05$ ). Por outro lado, a análise de Weibull apresentou melhores parâmetros de confiabilidade para RC e CM. Os ensaios de corrosão apresentaram diferenças significativas entre os sistemas analisados, mas não entre instrumentos novos e ciclados. Os grupos CM apresentaram maior resistência à corrosão, seguido de EDM e RC. A rugosidade superficial foi maior em instrumentos CM, seguidos de EDM e RC. De acordo com os resultados a microestrutura dos instrumentos tratados termicamente melhora a resistência à fadiga e resistência à corrosão, independentemente do tipo de usinagem.

**Palavras-chave:** Instrumentos de NiTi. Fadiga flexural. Corrosão.

## ABSTRACT

### “Analysis of fatigue resistance and corrosion resistance in instruments, HyFlex EDM, HyFlex CM and RaCe”

The aim of this study was to assess the fatigue and corrosion resistance of NiTi endodontic instruments. HyFlex EDM 25 / . ~, HyFlex CM 30/.06 and RaCe 30/.06 were used. Chemical composition was determined by energy-dispersive X-ray spectroscopy, phase constitution by X-ray diffraction and transformation temperatures by differential scanning calorimetry. Surface roughness was analyzed by atomic microscopic force (AFM) and the geometric characterization of the instruments was performed by measuring the diameter at 3mm from the tip. Initially, 10 instruments from each group were tested until rupture in the flexural fatigue bench to obtain the mean time until fracture. Then, new instruments were subdivided into control and experimental groups for each system. Experimental groups were subjected to fatigue tests, up to  $\frac{3}{4}$  of the mean time to rupture and subsequently to corrosion tests. Control groups were directly subjected to the same corrosion tests. Weibull analysis was applied to assess the reliability in the tested instruments to failure. Analysis of variance with a significance of 0.05% was adopted for the results of chemical composition, phase transformation temperature, diameter, roughness, and corrosion tests. The chemical composition was near equiatomic in RaCe instruments, with the presence of Nickel and Titanium. On the other hand, EDM and CM instruments presented, in addition to these elements, Oxygen in the composition. The structural characterization showed higher  $A_f$  phase transformation temperatures (austenite finish) for the heat-treated groups (CM and EDM), this data was confirmed by the results of X-ray diffractometry with the presence of R-phase and austenite (phase  $\beta$ ) at room temperature for both. The RC group had lower temperatures  $A_f$  ( $p < 0.05$ ), in addition to only austenite in the XRD analysis. Diameter measurements showed no statistically significant differences between the CM and RC groups, both significantly larger than EDM. Flexural fatigue tests showed time to fracture with no difference between EDM and CM ( $p > 0.05$ ) and both were superior to RC ( $p < 0.05$ ). However, the Weibull analysis showed better reliability parameters for RC and CM. The corrosion tests showed significant differences between the analyzed systems, but not between new and cycled instruments. The CM groups showed greater resistance to corrosion, followed by EDM and RC. Surface roughness was higher in CM instruments, followed by EDM and RC. According to the results, the microstructure of the thermally treated instruments improves fatigue resistance and corrosion resistance, regardless of the type of machining.

**Keywords:** NiTi instruments. Flexural fatigue. Corrosion.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Bancada de teste posicionada sob a lupa estereoscópica	22
<b>Figura 2</b> - Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado	22
<b>Figura 3:</b> Fluxograma da metodologia	25

## LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
AFM	Microscopia de Força Atômica
AF	<i>Austenite Finish</i>
AS	<i>Austenite Start</i>
DSC	Calorimetria Diferencial Exploratória
DRX	Difratometria de Raios X
EDS	Espectroscopia de Energia de Raios X
EMF	Efeito Memória de Forma
ISO	<i>International Standards Organization</i>
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
MF	<i>Martensite Finish</i>
MS	<i>Martensite Initial</i>
NiTi	Níquel Titânio
OCP	Potencial de Circuito Aberto
RA	Rugosidade Média
RMS	Desvio Médio Quadrático
SE	Superelasticidade
TM	Transformação Martensítica
TR	Transformação Reversa

## SUMÁRIO

<b>1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS</b>	<b>14</b>
<b>2 OBJETIVOS</b>	<b>18</b>
2.1    Objetivo geral	18
2.2    Objetivos específicos	18
<b>3 METODOLOGIA</b>	<b>19</b>
3.1    Caracterização das propriedades químicas, físicas e estruturais	19
3.1.1    Caracterização das propriedades químicas	19
3.1.2    Caracterização das propriedades físicas	19
3.1.2.1    Determinação das temperaturas de transformação no material	19
3.1.2.2    Determinação das fases presentes no material	20
3.2    Caracterização Dimensional através da medida de diâmetro dos instrumentos	20
3.3    Análise da rugosidade superficial dos instrumentos	20
3.4    Ensaio de fadiga	21
3.5    Testes de Resistência à Corrosão	23
3.6    Análise dos Dados	24
<b>4 ARTIGO CIENTÍFICO</b>	<b>26</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>49</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>51</b>

**ATIVIDADES ACADÊMICAS DESENVOLVIDAS AO LONGO DO  
CURSO**

**54**

## 1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O preparo mecânico químico consiste na limpeza e formatação do sistema de canais radiculares através da instrumentação aliada ao uso de soluções irrigadoras.

A instrumentação automatizada realizada com instrumentos de níquel-titânio (NiTi) possibilitou à prática endodôntica melhorias em sua execução quando comparada à prática com instrumentos de aço inoxidável, tais como melhor formatação de canais curvos, redução do transporte de canais radiculares e manutenção da trajetória original do canal, maior previsibilidade do tratamento, dentre outras (BAHIA *et al.*, 2005; BAHIA & BUONO, 2005; PETERS, 2004; PETTIETTE *et al.*, 2001; WALIA *et al.*, 1988).

As ligas NiTi possuem propriedades especiais, denominadas superelasticidade (SE) e efeito de memória de forma (EMF). Ambas estão associadas a uma mudança de fase no estado sólido da liga, que pode ser induzida por aplicação de tensão ou redução de temperatura, denominada transformação martensítica (TM). Em instrumentos endodônticos a curvatura do canal é o que desencadeia a TM, devido à tensão que impõe ao instrumento. A tensão cessa quando o instrumento é retirado do interior do canal e ocorre a transformação reversa (TR), restaurando a forma original do mesmo (BAHIA *et al.*, 2005; THOMPSON, 2000).

As propriedades da liga NiTi viabilizam a fabricação de instrumentos com variadas características geométricas e metalúrgicas que influenciam em seu comportamento mecânico (PEREIRA *et al.* 2015). Embora haja uma eficiência comprovada pela literatura apresentada por instrumentos de NiTi na endodontia, há também preocupação clínica com eventuais fraturas. Estes instrumentos podem fraturar mesmo estando abaixo do seu limite de elasticidade e sem apresentar sinais visíveis de deformações (PRUETT *et al.*, 1997). As fraturas durante a instrumentação podem ocorrer por torção ou fadiga por flexão. A fadiga

por flexão acontece porque o carregamento cíclico sofrido, decorrente do uso repetido dos instrumentos, leva à nucleação e propagação de trincas, culminando em fratura por fadiga flexural. Já a fratura por torção ocorre quando a haste do instrumento continua girando e ele se prende às paredes no interior do canal o limite elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica seguida de fratura, especialmente em canais atrésicos e curvos. (CAMARA *et al.*, 2009; SATTAPAN, NERVO, *et al.*, 2000; SATTAPAN, PALAMARA, *et al.*, 2000).

No interior de um canal radicular, a curvatura e o calibre do canal, juntamente com as características do instrumento como design e geometria, influenciam nos níveis de tensão sofridos e conseqüentemente na vida útil do instrumento. O processo convencional de usinagem aplicado na fabricação gera defeitos na superfície e uma melhoria aplicada na tentativa de reduzir estes defeitos e homogeneizar a região é o eletropolimento. Instrumentos do sistema RaCe passam por este processo pós usinagem, porém o aumento da resistência à fratura não é um ganho consolidado de acordo com a literatura. FAYYAD & MAHRAN, 2014; SHEN *et al.*, 2009).

Com o objetivo de aprimorar as propriedades da liga e minimizar riscos de fratura, a aplicação de tratamentos térmicos e termomecânicos podem gerar fios e instrumentos com diferentes características de EMF e SE. É possível observar modificações diretamente na faixa de temperatura em que ocorrem a TM e TR influenciando seu comportamento mecânico (ALAPATI *et al.*, 2009; GAO *et al.*, 2012; PEREIRA *et al.*, 2012). Alguns tratamentos termomecânicos dão origem a fios modificados como M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK), R – Phase Wire (SybronEndo, Orange, CA) e tratamentos térmicos resultam em liga com memória controlada (CM Wire; DS Dental, Johnson City, TN). Ambos são utilizados na tentativa de otimizar as propriedades dos instrumentos (HIEAWY *et al.*, 2015).

HyFlex CM (Coltene/Whaledent, INC, Cuyahoga Falls, OH), é um sistema que passa por tratamento térmico pós usinagem. Estudos mostram que este tratamento gera modificações no comportamento mecânico dos

instrumentos, melhorando seu desempenho em fadiga e maior flexibilidade favorecendo o trabalho em canais com curvatura abrupta (SANTOS *et al.*, 2013; SHEN *et al.* 2011a).

Outra proposta de melhoria é a aplicação de um diferente processo de usinagem dos instrumentos, a eletroerosão. Neste processo a usinagem ocorre pelo desgaste do metal por descargas elétricas. HyFlex EDM (Coltene/Whaledent AG, Altstätten, Switzerland) é um sistema fabricado a partir deste processo e, além desta modificação, também sofre tratamento térmico como os instrumentos CM (OZYUREK *et al.*, 2017).

Como consequência do processo de usinagem estes instrumentos apresentam uma superfície aparentemente rugosa denominada *crater-like surface*, porém seu desempenho em fadiga tem se mostrado superior a instrumentos fabricados por usinagem convencional. O que sugere que esta superfície não funcione como pontos de nucleação de trincas (PIRANI *et al.*, 2016).

A literatura apresenta dados relacionados à propagação de trincas em instrumentos com e sem tratamento térmico. É possível observar que há uma diferença no padrão de propagação, consequentemente influenciando na vida em fadiga destes instrumentos. Instrumentos sem tratamento térmico apresentaram uma superfície de fratura com menos trincas, porém com propagação mais rápida, já instrumentos com tratamento térmico possuem uma superfície de fratura com maior número de trincas e propagação mais lenta, prolongando assim, sua vida em fadiga (ELNAGHY & ELSAKA, 2016, UYGUN *et al.*, 2016)

Além do preparo mecânico, o preparo químico é uma essencial etapa do tratamento endodôntico executada por agentes irrigantes que visa alcançar áreas não tocadas pela ação dos instrumentos. O hipoclorito de sódio (NaOCl) é a solução irrigadora mais utilizada durante a limpeza e formatação do SCR, devido à sua excelente ação bactericida e de dissolução de tecido orgânico (WEST E ROANE, 2000). Tem sido empregado em concentrações que variam de 0,5% a 5,25% (GOMES *et al.*, 2001).

Embora considerado um potente irrigante, o NaOCl apresenta como desvantagem o fato de ser cáustico, corrosivo e causar reações alérgicas quando extravasado para o periápice em alta concentração (STOCK *et al.*, 1996). Clinicamente os instrumentos trabalham na presença do hipoclorito e, por se tratar de um agente corrosivo, há uma preocupação com sua influência na resistência à fratura.

Devido às características apresentadas pelo sistema HyFlex EDM provenientes do processo de fabricação e à escassez de informações na literatura quanto à influência destas em relevantes pontos para o tratamento endodôntico, torna-se importante analisar aspectos destes instrumentos além de compará-los a sistemas com diferentes métodos de usinagem e tratamentos de superfície, a fim de analisar a influência desta em seu comportamento em fadiga e resistência à corrosão.

Este trabalho pretendeu avaliar a resistência à fadiga e resistência à corrosão em instrumentos com diferentes características de superfície, bem como associar estes achados com características estruturais dos sistemas analisados.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo geral

Analisar a resistência à fadiga e a resistência à corrosão em instrumentos endodônticos de NiTi dos sistemas HyFlex EDM, Hyflex CM, e RaCe, em relação às características físicas, químicas e estruturais destes instrumentos

### 2.2 Objetivos específicos

- Analisar as características químicas e físicas, através da composição química, fases presentes e temperaturas de transformação de instrumentos endodônticos dos sistemas HyFlex CM e HyFlex EDM e RaCe;
- Analisar as características geométricas e superficiais dos instrumentos HyFlex CM e HyFlex EDM e RaCe através de medidas de diâmetro e análise de rugosidade superficial.
- Avaliar a resistência à fadiga flexural em instrumentos HyFlex EDM, bem como compará-la ao sistema HyFlex CM e RaCe;
- Avaliar a resistência à corrosão entre os sistemas HyFlex CM e HyFlex EDM e RaCe, bem como a influência da ciclagem neste parâmetro.

### 3 METODOLOGIA

Os instrumentos utilizados no presente trabalho foram analisados e ensaiados nos Laboratórios do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais e no Departamento de Química da Universidade Federal de Ouro Preto.

Os seguintes instrumentos foram adquiridos diretamente dos respectivos representantes comerciais, e divididos nos seguintes grupos:

- Grupo A: 23 instrumentos HyFlex EDM diâmetro de ponta e taper 25/-.~;
- Grupo B: 23 instrumentos HyFlex CM diâmetro de ponta e taper 30/.06
- Grupo C: 23 instrumentos RaCe diâmetro de ponta e taper 30/.06

#### 3.1 Caracterização das propriedades químicas, físicas e estruturais

##### 3.1.1 Caracterização das propriedades químicas

Para verificar a composição química dos instrumentos, os mesmos foram analisados por espectroscopia de energia de raios X (EDS) (Noran TN-M3055, Noran, Middleton, EUA) em um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (JSM 6360LV, Jeol, Toquio, Japão). Para cada instrumento, foram selecionadas aleatoriamente 10 áreas, para determinação semi-quantitativa de sua composição.

##### 3.1.2 Caracterização das propriedades físicas

###### 3.1.2.1 Determinação das temperaturas de transformação no material

Com o objetivo de caracterizar as temperaturas de transformação, fragmentos de instrumentos foram analisados por calorimetria diferencial exploratória – DSC. Foram utilizadas amostras com 4mm de comprimento, seccionadas com auxílio de um alicate de corte, pesadas em balança de precisão. Cada amostra foi ensaiada por dois ciclos consecutivos, em intervalos de temperatura de  $-100^{\circ}$  a  $100^{\circ}\text{C}$ , com taxa de aquecimento/resfriamento de  $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$  para determinação das temperaturas de transformação martensítica

inicial e final ( $M_s$  e  $M_f$ ), temperaturas de transformação reversa inicial e final ( $A_s$  e  $A_f$ ) e energia associada. Cada ensaio foi repetido três vezes, com diferentes amostras de cada instrumento.

### 3.1.2.2 Determinação das fases presentes no material

As fases constituintes da liga, presentes nos instrumentos à temperatura ambiente, foram analisadas por Difratomia de Raios X (DRX) (PW 1710, Philips Analytical, Almelo, Holanda). Como se trata de uma amostra com uma topografia heterogênea, espiralada, 6 instrumentos de cada um dos grupos avaliados tiveram seus cabos removidos e foram posicionados lado a lado, de forma alternada (um para cima e outro pra baixo), sobre uma fita adesiva, a fim de que ficassem o mais próximo possível, no intuito de se evitar interferências na análise. Este conjunto foi posicionado no porta-amostras e ensaiado, utilizando-se radiação  $\text{Cu K}\alpha$  e um cristal monocromador de grafita.

### 3.2 Caracterização Dimensional através da medida de diâmetro dos instrumentos

Para mensurar as medidas dos diâmetros dos instrumentos a cada milímetro da parte ativa, e estabelecer a conicidade, 10 instrumentos de cada sistema foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital. Cada imagem obtida foi analisada e mensurada através do software ImageJ 1.46v. Considerando somente a parte ativa, o ponto mais extremo da borda do instrumento foi delimitado por linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal. Em seguida, linhas perpendiculares, limitadas pelo traçado paralelo descrito anteriormente, foram desenhadas em intervalos de 1 mm da ponta ao final da parte ativa, delimitando assim o diâmetro a cada milímetro a partir da ponta.

### 3.3 Análise da rugosidade superficial dos instrumentos

As análises de rugosidade superficial nos instrumentos foram realizadas através de microscopia de força atômica (AFM) (XE-70, Park. Santa Clara, California, EUA). Os instrumentos foram fixados com fita adesiva em uma

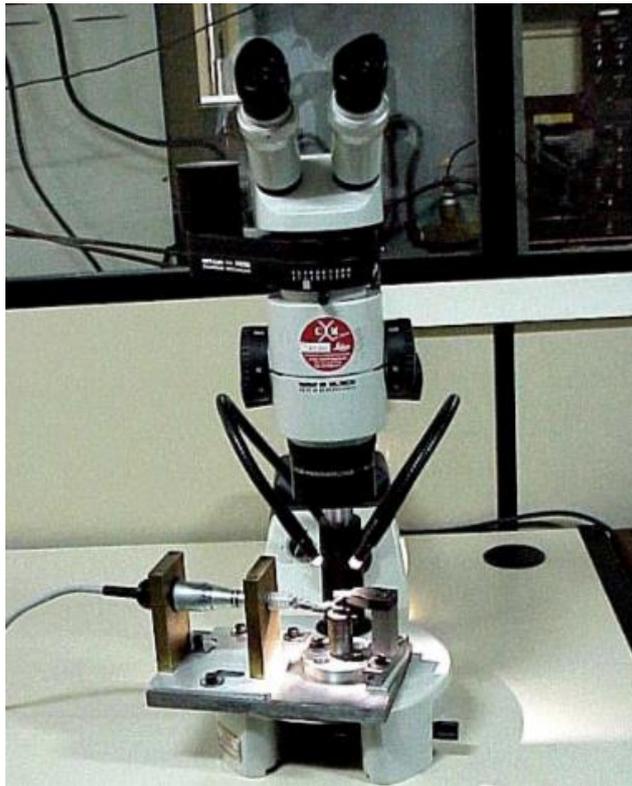
superfície metálica e em cada amostra, dez regiões a 3mm da ponta com área de 5x5µm foram varridas. Foi utilizada ponta fina de monocristal de Silício com raio de curvatura de <10 nm operando em modo não contato. Os parâmetros avaliados foram rugosidade média (Ra) e desvio médio quadrático (Rms).

### 3.4 Ensaio de fadiga

Os ensaios de fadiga foram realizados em um dispositivo de bancada (Bahia, 2004) que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo, simulando a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, considerando a região de curvatura máxima. Inicialmente, 10 instrumentos (n=10) de cada sistema foram ensaiados neste dispositivo para se obter o tempo médio até a fratura. Após a obtenção deste dado, 6 instrumentos (n=6) novos de cada sistema foram ensaiados até  $\frac{3}{4}$  do tempo médio de vida em fadiga para então serem submetidos aos testes de corrosão.

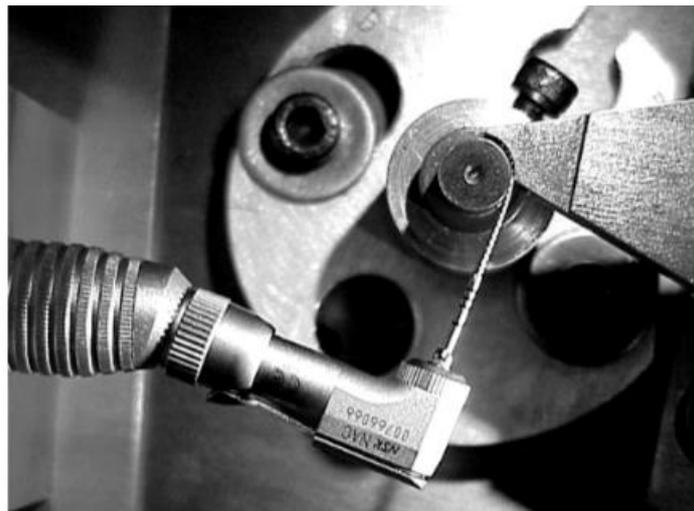
O dispositivo de ensaio de fadiga consiste em uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e um canal artificial, de forma que o único conjunto que pode ser movido é o da peça de mão. Este conjunto pode movimentar-se na direção horizontal, permitindo a troca de instrumentos e seu retorno à posição de teste. Nesta posição, o ajuste da plataforma móvel a um batente previamente regulado garante que os instrumentos sejam ensaiados na mesma posição, ou seja, com o ponto de curvatura máxima na mesma região do instrumento.

**FIGURA 1:** Bancada de teste posicionada sob a lupa estereoscópica



(Fonte: Bahia, 2004)

**FIGURA 2:** Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado.



(Fonte: Bahia, 2004)

O posicionamento dos instrumentos no canal artificial, de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 3mm da ponta, foi realizado considerando a região do instrumento submetida às condições mais severas de deformação cíclica durante a formatação dos canais radiculares curvos (MARTINS, 2002; BAHIA, 2004). O canal artificial é formado por uma peça de aço ferramenta ABNT H13, usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, feito do mesmo material, com um ângulo de curvatura de 45° e raio de 5 mm. A geometria do canal artificial, caracterizada por seu ângulo e raio de curvatura, foi escolhida com base em valores médios destes parâmetros obtidos na literatura (PRUETT *et al.*, 1997). Após sua usinagem, o canal artificial foi temperado, para impedir o desgaste pelos instrumentos ensaiados, especialmente os de maior diâmetro, o que poderia alterar o raio de curvatura especificado.

A peça de mão utilizada possui redução de 16:1 e o acionamento das limas foi realizado utilizando-se um motor elétrico endodôntico (X-Smart Plus, Dentsply Maillefer). O motor foi operado de acordo com as recomendações do fabricante para os sistemas. Durante os ensaios, o atrito foi minimizado pelo emprego de óleo mineral como lubrificante. O tempo de ensaio até a fratura foi registrado utilizando um cronômetro digital. Os ensaios foram monitorados posicionando-se a bancada de fadiga sob uma lupa estereoscópica para que, tanto o acionamento do cronômetro e do motor, quanto a interrupção do movimento rotacional no momento da fratura, fossem instantâneos.

### 3.5 Testes de Resistência à Corrosão

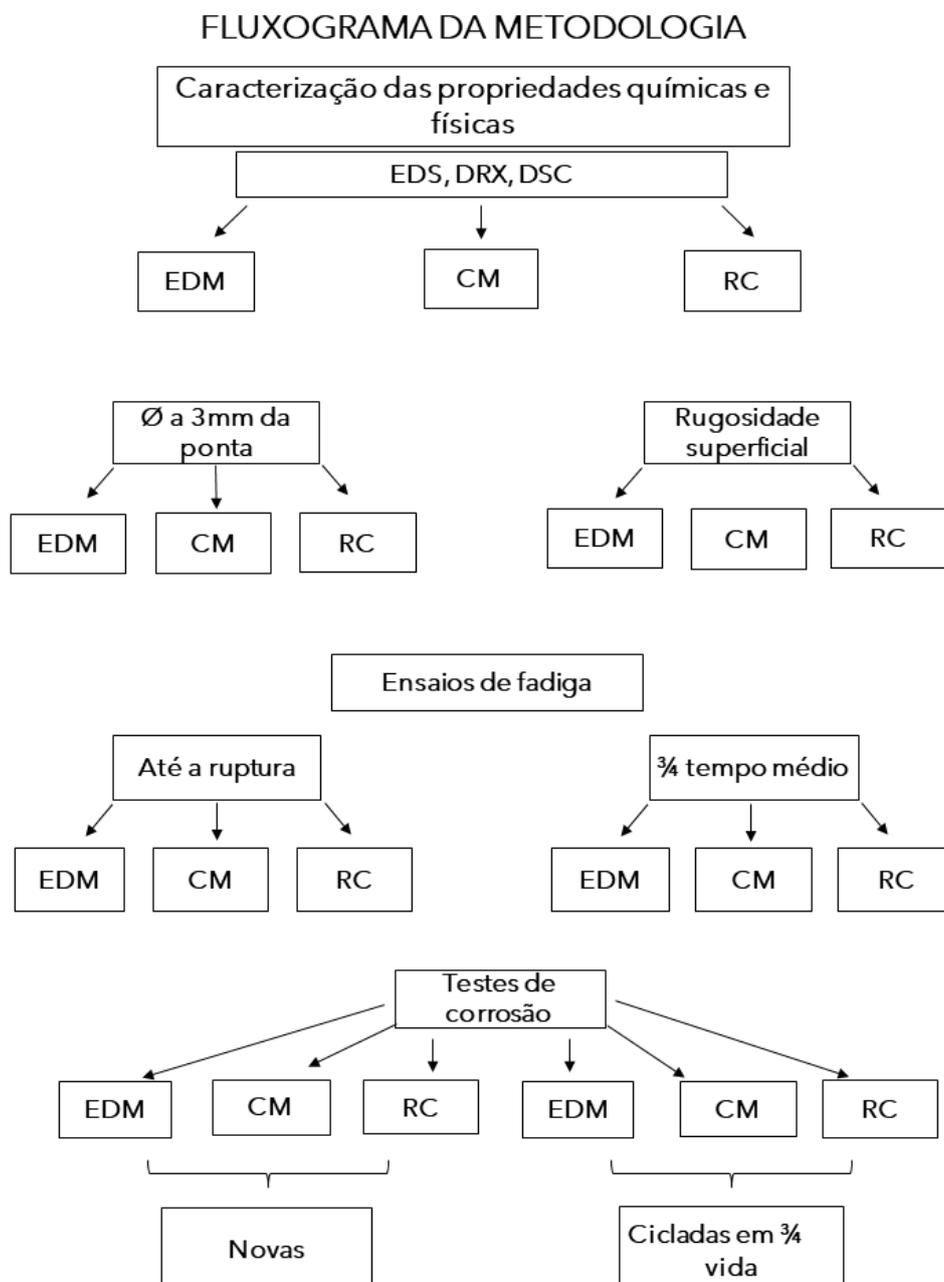
A resistência à corrosão dos instrumentos foi determinada pelos testes de polarização cíclica realizados com base na norma ASTM F2129, em um potenciostato Autolab PGSTAT-302N com solução de NaClO 5,25% (pH medido =12,3). O experimento foi realizado em uma célula eletroquímica de três eletrodos, em que os instrumentos serviram como eletrodo de trabalho. Somente os primeiros 12 mm da parte ativa do instrumento foram submersos na solução para os testes. Para medições eletroquímicas, um eletrodo de referência saturado de Ag / AgCl e um contraeletrodo de platina foram usados. Todos os

experimentos foram realizados à temperatura ambiente ( $22 \pm 2$  ° C). O potencial de circuito aberto (OCP) dos instrumentos imersos em hipoclorito, medido em relação a um eletrodo de referência, foi monitorado durante 1h, de modo a avaliar a estabilidade dos instrumentos na solução ao longo do tempo. O potencial de varredura variou de -0,2 V abaixo do OCP a 1,3 V em relação ao eletrodo de referência a uma taxa de 1 mV / s. Os experimentos foram realizados em uma gaiola de Faraday para evitar interferências externas. Seis amostras novas de cada grupo compuseram os grupos controle deste teste e seis amostras previamente cicladas à  $\frac{3}{4}$  do tempo médio para a falha compuseram os grupos experimentais.

### 3.6 Análise dos Dados

As características físicas, químicas e estruturais dos instrumentos foram avaliadas por ANOVA, os dados de fadiga até a ruptura pela análise de Weibull, e os dados de corrosão por ANOVA de duas vias. Todas as análises considerando um índice de confiabilidade de 95%. Testes de normalidade foram previamente aplicados e o pós teste de Tukey aplicado posteriormente.

**FIGURA 3:** Fluxograma da metodologia.



(Fonte: Elaborado pela autora, 2021)

## 4 ARTIGO CIENTÍFICO

### **Influence of surface and structural characteristics in corrosion and fatigue resistance of NiTi instruments**

#### **Abstract**

The aim was to compare the influence of surface and structural characteristics in corrosion and fatigue resistance of different NiTi instruments. HyFlex EDM 25./~ (EDM; Coltene, Allstetten, Switzerland), HyFlex CM 30./06 (CM; Coltene, Cuyahoga Falls, OH) and RaCe 30./06 (RC; FKG, La-Chaux de Fonds, Switzerland) were used. Diameter at 3mm from the tip was measured. Energy-dispersive X-ray spectroscopy, X-ray diffraction, and differential scanning calorimetry were used to assess alloy microstructure and atomic force microscopic to analyze surface roughness. Fatigue tests until rupture were performed and time to failure was registered. Fatigue until  $\frac{3}{4}$  of mean time was applied and used to compare with new instruments in cyclic polarization tests, to assess corrosion resistance. ANOVA was applied to analyze diameter, structural features, roughness, and corrosion results. Weibull analyses was applied in fatigue data. RC and CM presented higher values of D3 than EDM ( $p < .05$ ). CM and EDM instruments presented  $\beta$  and R-phase, besides higher transformation temperatures and roughness values than RC. RC presented a near equiatomic composition of Ni and Ti and EDM and CM showed Oxygen besides these elements. The probability of failure of RC was significantly higher than EDM and CM, and no differences were found between them. Nevertheless, the beta parameter showed better reliability at the RC and CM slopes. Corrosion resistance was higher to CM, followed by EDM and RC ( $p < 0.05$ ), without differences between new and cycled groups. Microstructure of heat-treated instruments improves fatigue and corrosion

resistance, regardless of the type of machining.

**Keywords:** endodontics, corrosion, fatigue

## **Introduction**

Chemo-mechanical preparation in endodontics implies in to remove the dental pulp and contaminated tissue of root canals. The combination of canal shaping with endodontic instruments and the use of chemical substances during this process promotes cleaning and disinfection and leads to reestablish health (1). NiTi instruments are widely used in mechanical endodontic work because the properties of NiTi alloy enabled the manufacturing of instruments that promote faster, safe, and predictable preparations (2). On the other hand, the chemical approach that occurs concomitantly with this step use largely NaOCl, a potent corrosion substance, and instruments are frequently exposed to this substance action during shaping canals (3,4).

Despite the indisputable advantages of NiTi instruments in endodontic practice, the tensions undergo during instrumentation can lead to failure of instruments, and it is one of the most concerns in endodontic practice (5,6). Flexural fatigue is one of the failure mechanisms that occur due the constant tension-compression strengths imposed by canal curvature during the shaping (2,5). During the use, instruments cracks that arise and spread in the microstructure leads to failure (7,8). With the aim of to promote as secure as possible work in relation to failure, enhancements in NiTi systems are frequently applied. Manufactures make modifications mainly in design, kinematics and thermal treatments to reduce failure range and to improve mechanical behavior of files (9–11).

Electropolishing was the first improvement applied in NiTi instruments surface and RaCe (FKG Dentaire, La-Chaux de Fonds, Switzerland) is a system made with conventional NiTi alloy that receives this feature after manufacture (12,13). This process aims to

remove surface defects from machining that, under tension, can act as a point to origin cracks and consequently lead to fracture (12,14).

Another resource to improve files are thermal treatments. It is responsible for changing phase transformation temperatures in alloy and results in a material with some amount of R-phase and martensite (B19') at room temperature (15,16). Control Memory (CM Wire; DS Dental, Johnson City, TN) is a thermal treatment applied after files machining and showed great results when compared to other treatments and superelastic counterparts. HyFlex CM (Coltene Endo/ Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) is one of the systems that receive this treatment and according to literature present higher fatigue resistance and flexibility than other systems (16–18) .

Recently, a new approach in the metallurgical field was explored and HyFlex EDM (Coltene/ Whaledent, Allstetten, Switzerland) system was introduced. Different of previous systems, a new type of machining - electrical discharge machining (EDM) - was employed in manufacturing process and result in instruments that presents a characteristic “crater like” surface (19). Despite this technology applied in machining process, HyFlex EDM count with same CM thermal treatment and studies have shown a superior resistance to flexural fatigue of this system (20,21).

Although heat treatments bring benefits to the fatigue life of instruments, it is important to analyze different aspects surface, its interaction with the NaOCl and if it can affect the instrument's performance, leading to failure or reducing its useful life. Thus, this work aimed to evaluate the influence of different surface aspects in relation to structural characteristics on corrosion resistance among systems, besides the influence of simulated cycling.

## **Material and Methods**

Three NiTi systems with different surface characteristics were analyzed as specimens/brands as following: Hyflex EDM 25/~ (EDM; Coltene/ Whaledent, Allstetten, Switzerland), HyFlex CM 30./06 (CM; Coltene Endo/ Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) and RaCe 30./06 (RC; FKG Dentaire, La-Chaux de Fonds, Switzerland).

### **Geometric characterization**

Initially, ten new instruments (n=10) of each system were photographed using a high-resolution digital camera (20 D; Canon, Tokyo, Japan) to assess the dimensional characterization based on the American National Standards Institute/American Dental Association Specification 101. Two lines were drawn on the images outlined on the edges of the active part and the outermost diameter at three millimeters from the tip (D3) of the instrument was measured with ImageJ 1.48 V software (NIH, Bethesda, USA).

### **Structural Characterization**

X-ray energy-dispersive spectroscopy (EDS [Noran TN-M3055, Middleton, WI, USA]) was used to identify and characterize semi-quantitatively, chemical composition of samples. Ten areas were analyzed in each type of system. X-ray diffraction analyses (XRD [Empyrean; PANalytical, Almelo, The Netherlands]) were performed for phase identification at room temperature using Cu-K $\alpha$  ( $\lambda = 0.15418$  nm) radiation and a scan speed of 0.02°/s. Eight segments of 12 mm in length of each material were glued side by side, forming a specimen with sufficient area for analysis. To assess martensitic transformation temperatures, differential scanning calorimetry (DSC) analyses was performed (DSC 60; Shimadzu, Kyoto, Japan). Three tests were performed on each

groups using different samples with 20mg approximately in weight. The samples were heated from -100°C to 100°C and then cooled to -100°C at rate of 10°C/min.

### **Surface Analyses**

Instrument surface roughness measurements were obtained using atomic force microscopy (AFM) (XE-70, Park. Santa Clara, CA, USA). The instruments were fixed with adhesive tape on a metallic surface and in each sample, ten regions at 3mm from the tip with an area of 5x5µm were scanned with a tip with a radius of curvature of <10 nm operating in non-contact mode. The parameters evaluated were mean roughness (Ra) and root mean square (Rms).

### **Fatigue tests**

Ten instruments of each group (n=10) were used in fatigue tests until rupture to determine the time to failure. This test was applied using a bench device as described before by Acosta *et al.* Devices consists of an artificial quenched steel canal with 5 mm of radius and 45° of curvature angle in a guided cylinder of 10 mm in diameter. The chosen geometry placed the area of maximum tensile strain amplitude at about 3 mm from the tip of the instrument. The instruments, attached to a handpiece with a reduction of 16:1 activated by motor, rotated freely until fracture inside of the artificial canal. All groups were used in torque and speed according to manufactures recommendations. A digital chronometer and the motor were activated at the same time and the chronometer was stopped when instrumented fracture into the canal. Time to fracture was registered. After mean values were determined, 6 new instruments (n=6) of each group were fatigued to three fourths of their mean time to failure and then submitted to corrosion tests.

### **Cyclic Polarization tests**

Six new instruments from each system were used in these tests to compose a control group (CG) and other six instruments from each system that were previously cycled to three fourths of mean time to failure in fatigue tests were used to an experimental group (EG). Corrosion cyclic polarization tests were done using ASTM F2129 standard as a guide, in an Autolab PGSTAT-302N (Metrohm Autolab, Utrecht, Netherlands) with a 5.25% NaClO solution (measured pH= 12.3). Only the first 12 mm of the active part of the instrument was submerged in the solution for the tests and the area used for current density calculation for each system was calculated from a three-dimensional (3D) models created using the computer-assisted design (CAD) software SolidWorks 2016 as described before by Martins *et al.* For electrochemical measurements, a saturated Ag/AgCl reference electrode and a platinum counter-electrode were used. All the experiments were carried out at ambient temperature. The open circuit potential (OCP) was acquired for one hour. The scanned potential ranged from  $-0.2\text{V}$  below OCP to  $1.3\text{ V}$  versus Ag/AgCl reference electrode at a scan rate of  $1\text{ mV/s}$ . The potentiostat was equipped with a Faraday cage to avoid external interference.

### **Statistical Analysis**

For diameter, EDS, DSC, RMS and Ra data, one-way analysis of variance test was applied and passivation current and OCP values were analyzed by Anova-2-way after normality was checked by Shapiro-Wilk test. The Tukey honest significant difference test was used to perform post hoc tests. To calculate the probability of failure in relation to time, Weibull analysis was applied and were evaluated: mean life, in seconds (average time to fracture); Beta, slope or shape parameter (value is equal to the slope of the

regressed line in the Weibull data plot. Different slopes represent different failure modes and are related to the quality of the designing of the material) and Eta (s), characteristic life or scale parameter (expected time that 63.2% of the files will reach without breakage, that is, the probability of failure being 0.63 at this time). Confidence level of 95% was adopted. Statistical analyses were performed using OriginPro 2020 (OriginLab Corporation, Northampton, MA).

## Results

Mean values and standard deviations of diameter at three millimeters from the tip were: CM:  $.48 \pm .01$ , EDM:  $.46 \pm .01$  and RC:  $.48 \pm .01$ . No differences were found between CM and RC ( $p > .05$ ) and EDM has a significant smaller diameter than both ( $p < .05$ ).

EDS showed a near equiatomic composition for RC with 50.19% Ni - 49.51% Ti and presence of Oxygen in CM and EDM samples with 35.47% Ni - 33.86% Ti - 30.66% O and 35.18% Ni - 35.08% Ti - 29.74% O. The standard deviations were  $< 0.2\%$  and statistical differences were found just between RC and other systems. XDR showed presence of R-phase and Austenite at room temperature in heat treated groups (CM and EDM) while RC group showed only Austenite. Transformation temperatures determined by DSC analyses, mean and standard deviation are shown in Table 1. The obtained thermograms showed peaks of direct transformations during cooling ( $B2 \rightarrow B19'$ ) and heating ( $B19' \rightarrow B2$ ) in the RC group. EDM and CM groups presented two stage phase transformation ( $B2 \rightarrow R \rightarrow B19'$ ). These results are in agreement with the XDR analyses that showed R-phase at room temperature for these groups.

AFM images of the surfaces of instruments are shown in the Figure 1. The mean values of Ra and RMS and standard deviation are presented in Table 2. The highest values were

found in CM instruments, followed by EDM and Race, but just between thermal treated systems and RC were found significant differences ( $p < .05$ ).

Weibull Analysis plot with the probability of failure versus time is presented in Figure 2. Weibull parameters and mean life with confidence intervals is presented in Table 3. The comparison of the average life between the systems showed significantly higher values for the heat-treated groups (CM and EDM) than the conventional NiTi alloy (RC) group, which corresponds to a greater probability of survival during use. Despite this, the beta parameter showed a lower reliability slope for the EDM group (Fig. 2).

The OCP ( $E_{ocp}$ ) and passive current density ( $I_{pass}$ ) obtained are presented in Table 2. The passive current density at a potential of 0.9V was recorded in order to compare the protective effect of the superficial finishing. This potential was chosen because it is in the passive region. Plots of passive current density are shown in the Fig 3. Values presented not statistically differences between new and previously cycled instruments (CG and EG). Between systems, CM passivated at lower potentials followed by EDM and RC ( $p < 0.05$ ). The OCP values showed no differences between groups, except between CG of RC and CM.

## **Discussion**

During disinfection in endodontic therapy, NiTi instruments are concomitantly exposed to NaOCl action and traction-compression forces of canal curvature. These stress conditions can lead a nucleation and propagation of cracks and, the interaction with NaOCl on the same time can lead to deterioration of the instruments surface due the corrosion (3,4,22,23). In this work, corrosion resistance and the influence of cyclic flexural deformation was analyzed in instruments with different surface features.

The use of NiTi alloy in endodontics has become indisputable due to the advantages brought to clinical practice such as predictability, agility, and reduction of errors (2). However, unexpected failure is still a concern point about NiTi files, and the stress suffered within the canal during instrumentation is a major cause of this.

Repeated cycles of tension and compression imposed by canal curvature can beget cracks and lead to failure by flexural fatigue(5,6). Because of this, to assess the fatigue resistance of files, devices that can simulate clinical practice are frequently used and, in this study, the bench device adopted contains an artificial canal with a 5mm radius and 45 degrees of curvature that position the maximum tensile strain amplitude of file at 3mm from the tip. As described before (16), to establish the influence of the factors involved in flexural deformation during the use, the formula of maximum tensile strain amplitude was used:  $\epsilon_T = D/(2R-D)$  where, D is the file diameter at the point of maximum canal curvature (3mm) and R is the canal radius (5mm). Although differences in diameter at 3mm from the tip have been found between groups (.46 for EDM and .48 for CM and RC;  $p < .05$ ), a maximum tensile stress amplitude imposed by canal curvature in this study was 4.8 % for EDM and 5.0% for CM and RC. The difference is small and cannot be responsible for results in flexural fatigue resistance. Thus, the EDM and CM groups that showed statistically significant differences in the mean diameter values, did not show significant differences in relation to the time to failure in the fatigue tests.

Failure by flexural fatigue is a factor frequently assessed due to the high frequency mainly in severely curved root canals (18,21). Nevertheless, conventional statistical models may not be the most appropriate to assess data about this pattern of failure since this happens due to different types of flaws distribution and has variable fatigue life results. Knowing

about the weakest possibility of failure becomes important and safe (24–26). Weibull distribution is an option widely used to analyze material life data and can be applied in small samples. Some works have already applied to analyze results of fatigue tests in endodontic instruments (26–28). In this study, Weibull analysis was adopted due to the analysis's ability to deal with variable distribution of flaws (25).

In the present study, CM and EDM instruments showed no statistically significant differences in time to failure and probability of survive on fatigue tests. On the other hand, CM showed better beta values with a steeper slope than RC and EDM. The steeper slope, in this case, represents a good behavior, quality control and predictability of material (26). Although EDM has shown be more resistance than RC, it presented worse beta values and slope. In clinical use, these results can imply more predictability to operator when use RC or CM instruments.

Conventional machining processes frequently results in files with surface defects and, fatigue cracks can originate in points if that area undergoes a high stress. Electropolishing is an improvement in the file design applied to remove these defects. This process occurs after machining and results in a smooth surface (13,14,29). Despite this, RC presented the lower probability of survival among analyzed groups. This result is probably related to the heat treatments applied in EDM and CM instruments, that attribute an increase in fatigue resistance in relation to systems made with conventional NiTi as reported in the literature (16,30–32). Phase transformation in two steps ( $B2 \rightarrow R$  phase  $\rightarrow B19'$ ) as presented for EDM and CM groups, are common in heat treated instruments (7,33). Although significative differences were found between systems, both had Af temperature above body temperature. These was confirmed by XDR results, that identify R-phase and

austenite in these groups at room temperature. RC group, as common in superelastic NiTi, presented just austenite at room temperature.

EDM system, unlike the RC, has a crater-like surface as a result of the electro discharge machining process. This is a non-contact thermal erosion process and the EDM is the first NiTi instrument system machined from it (19,34). Although this aspect of surface the roughness analyzed by AFM showed no differences between EDM and CM systems, that machining by different process. These results are on agreement with the literature about new instruments of these systems (23). Instruments of RC group showed a smoothie surface, as described before by literature (35), characteristic of electropolishing process.

Corrosion resistance was analyzed by cyclic polarization and, although RC groups present a surface with less roughness, these group passivate in higher values ( $I_{pass}$ ) that means a worse corrosion resistance in comparison to the other groups that receive heat treatment after machining. These results agree with Aun *et al.* (22) that compare RaCe instruments with RaCe with an experimental heat treatment and showed better results to heat treated group. According with EDS results, heat treated instruments showed Oxygen in surface composition and this element can compose an oxide layer on surface of instruments, a  $TiO_2$  as observed in surface of other heat treated NiTi systems (33,36). Although RaCe instruments present great corrosion resistance due their surface electropolishing (4), the presence of this layer of  $TiO_2$  can act like a protection to corrosion and presented better results. In cycled instruments, no significative differences were found about passivation current when compared with new instruments. Pereira *et al.* (36), found a reduction of this oxide layer after clinical use of instruments but in the present study, instruments rotated freely inside of the artificial canal and probably this reduction is not enough to reduce

corrosion resistance. The electrochemical potential ( $E_{ocp}$ ) just showed statistical differences between RC and CM new instruments, these results are also in agreement with Pereira *et al.* that found higher values for CM instruments electrochemical potential in comparison to superelastic samples. In clinical practice, the combination of greater fracture and corrosion resistance can be generating more predictable results, although other important parameters as cutting efficiency should be analyzed about systems with these different superficial aspects.

## **Conclusion**

Although EDM files apparently could represent a surface more prone to fractures or worse corrosion resistance, this surface was superior when compare with conventional NiTi files, even with electropolishing surface. Besides that, CM files presented better resistance also without electropolishing, revealing that the microstructure can be more influent in corrosion and fatigue resistance than surface features.

## References

1. Yu DC, Schilder H. Cleaning and shaping the apical third of a root canal system. *Gen Dent.* 2001;49(3):266–70.
2. PETERS O. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *J Endod.* 2004 Aug;30(8):559–67.
3. de Castro Martins R, Bahia MGA, Buono VTL, Horizonte B. The effect of sodium hypochlorite on the surface characteristics and fatigue resistance of ProFile nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2006;102(4):99–105.
4. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting Corrosion Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments with Different Surface Treatments in Seventeen Percent Ethylenediaminetetraacetic Acid and Sodium Chloride Solutions. *J Endod.* 2008;34(2):208–11.
5. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2005 Aug;100(2):249–55.
6. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. *J Endod.* 2000 Mar;26(3):161–5.
7. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z, Shen Y. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod.* 2015 Jul;41(7):1134–8.
8. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997 Feb;23(2):77–85.

9. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Azevedo Bahia MG De. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015;41(1):67–71.
10. Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc Versus WaveOne. *J Endod.* 2012;38(4):541–4.
11. Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *Int Endod J.* 2008 Oct;41(10):883–91.
12. Gavini G, dos Santos M, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018;32:44–65.
13. Shen Y, Winestock E, Cheung GS pan, Haapasalo M. Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 4: An Electropolished Instrument. *J Endod.* 2009;35(2):197–201.
14. Files TNR, Kim H, Yum J, Hur B. Cyclic Fatigue and Fracture Characteristics of Ground and. *J Endod.* 2010;36(1):147–52.
15. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012 May;45(5):469–74.
16. Acosta ECP, Resende PD, Peixoto IF da C, Pereira ÉSJ, Buono VTL, Bahia MG de A. Influence of Cyclic Flexural Deformation on the Torsional Resistance of Controlled Memory and Conventional Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2017; Apr;43(4):613–8.
17. De Arruda Santos L, De Azevedo Bahia MG, De Las Casas EB, Buono VTL.

- Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *J Endod.* 2013;39(11):1444–7.
18. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2013 Feb;39(2):163–72.
  19. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvardi L, et al. HyFlex EDM: Superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2016;49(5):483–93.
  20. 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.
  21. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *J Endod.* 2016;42(1):156–9.
  22. Aun DP, Peixoto IFDC, Houmard M, Buono VTL. Enhancement of NiTi superelastic endodontic instruments by TiO<sub>2</sub> coating. *Mater Sci Eng C.* 2016;68:675–80. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.06.031>
  23. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K. Effect of Sodium Hypochlorite and EDTA on Surface Roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM Files. *Microsc Res Tech.* 2018;81(12):1406–11.
  24. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater.* 2010;26(2):135–47.
  25. Jf M, Te C, Mater D. A statistical approach to the mechanical testing of dental.

- 1986;139–42.
26. Arias A, Perez-higueras JJ. Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. 2012;38(9):1244–8.
  27. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among protaper next, ProTaper universal, and vortex blue rotary instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1190–3.
  28. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014 Mar;47(3):257–63.
  29. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212–6.
  30. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J.* 2016;49(5):494–9.
  31. Braga LCM oreir., Faria Silva AC ristin., Buono VT ade. L, de Azevedo Bahia MG uioma. Impact of Heat Treatments on the Fatigue Resistance of Different Rotary Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2014 Sep;40(9):1494–7.
  32. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between Temperature-dependent Fatigue Resistance and Differential Scanning Calorimetry Analysis for 2 Contemporary Rotary Instruments. *J Endod.* 2018;44(4):630–4.
  33. Garcia PR, Resende PD, Lopes NIA, Peixoto IFDC, 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).
  34. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, et al. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape

- NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*. 2018;106(4):408–13.
35. Fayyad DM, Mahran AH. Atomic force microscopic evaluation of nanostructure alterations of rotary NiTi instruments after immersion in irrigating solutions. *Int Endod J*. 2014;47(6):567–73.
36. Pereira ESJ, Amaral CCF, Gomes JACP, Peters OA, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of clinical use on physical–structural surface properties and electrochemical potential of NiTi endodontic instruments. *Int Endod J*. 2018;51(5):515–21.

**Figure Legends**

**Figure 1.** 3D AFM images of HyFlex CM (A), HyFlex EDM (B) and RaCe (C).

**Figure 2.** Weibull probability plot. Probability of failure versus Nf and the highlighted line of percent 63,2 (that represents eta values and the mean of exponential function).

**Figure 3.** Cyclic polarization plots for Control Group (A) and Experimental Group (B)

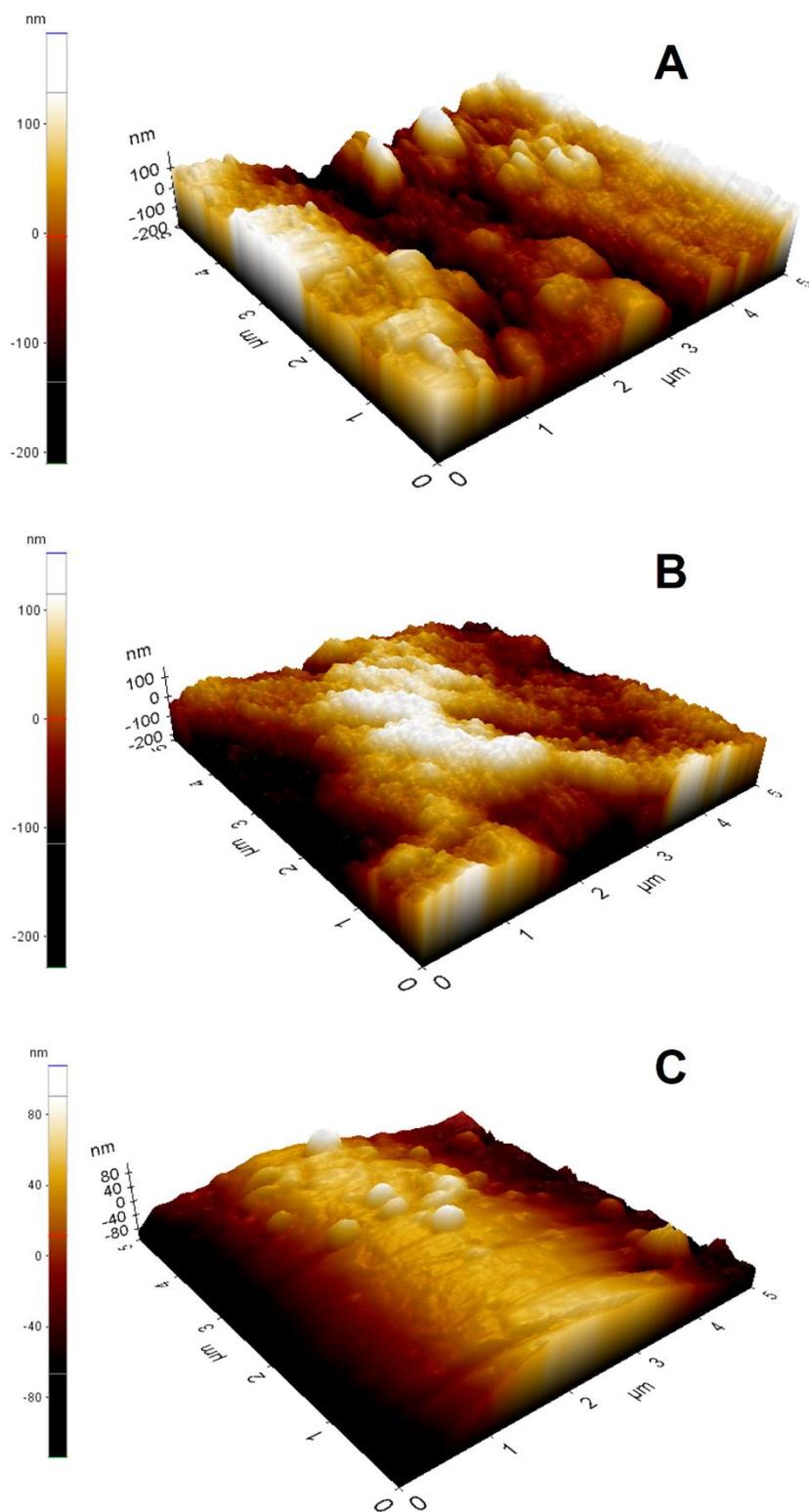
**Table Legends**

**Table 1.** Mean values from DSC phase transformation temperatures and standard deviations

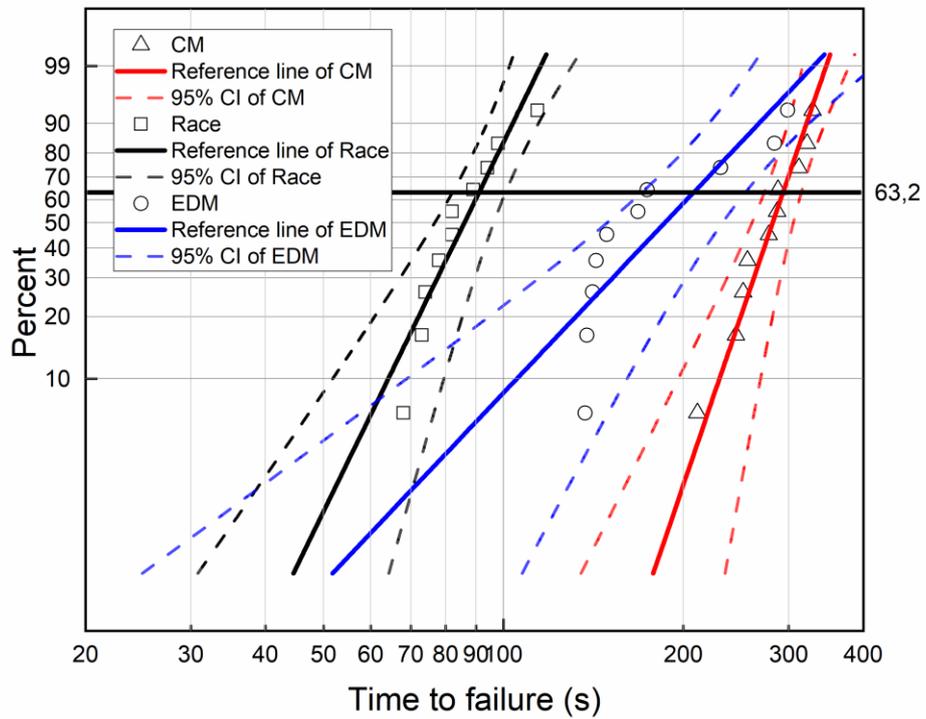
**Table 2.** Ra, RMS and cyclic polarization results (mean  $\pm$  standard deviation)

**Table 3.** Mean life and Beta and Eta Weibull parameters

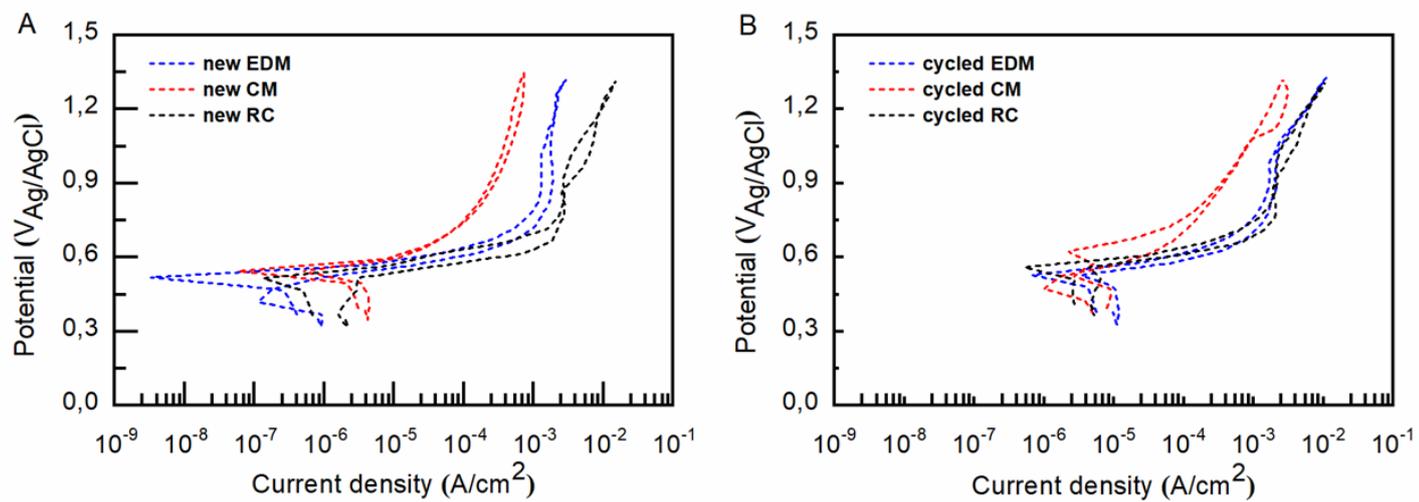
**Figure 1.** 3D AFM images of HyFlex CM (A), HyFlex EDM (B) and RaCe (C).



**Figure 2.** Weibull probability plot. Probability of failure versus time and the highlighted line of percent 63,2 (that represents eta values and the mean of exponential function).



**Figure 3.** Cyclic polarization plots for Control Group (A) and Experimental Group (B)



**Table 1.** Mean values from DSC phase transformation temperatures and standard deviations

Group	Rs	Rf	Ms	Mf	As	Af
CM	27.5±0.2 <sup>a</sup>	13.5±0.3 <sup>a</sup>	-7.3±1.4 <sup>a</sup>	-36.5±1.6 <sup>a</sup>	20.7±0.2 <sup>a</sup>	37.5±0.2 <sup>a</sup>
EDM	50.2±0.3 <sup>b</sup>	34.1±0.9 <sup>b</sup>	-12.1±0.3 <sup>b</sup>	-36.6±1.6 <sup>a</sup>	37.4±0.4 <sup>b</sup>	55.7±0.2 <sup>b</sup>
RC	-	-	22.3±0.4 <sup>c</sup>	-8.65±0.3 <sup>b</sup>	-21.5±1.0 <sup>c</sup>	24.7±0.2 <sup>c</sup>

<sup>a,b,c</sup> Different superscript letters indicate statistical differences between groups ( $P < 0.05$ ).

**Table 2.** Ra, RMS and cyclic polarization results (mean ± standard deviation)

Group	Control Group				Experimental Group	
	Ra	RMS	E <sub>ocp</sub> (V)	I <sub>pass</sub> (A/cm <sup>2</sup> )	E <sub>ocp</sub> (V)	I <sub>pass</sub> (A/cm <sup>2</sup> )
CM	50.1±14 <sup>a</sup>	63.5±19 <sup>a</sup>	0.58±0.02 <sup>a, a</sup>	2.7x10 <sup>-4</sup> ±0.01 <sup>a, a</sup>	0.55±0.02 <sup>a, a</sup>	8x10 <sup>-4</sup> ±0.02 <sup>a, a</sup>
EDM	46.2±13 <sup>a</sup>	58.3±18 <sup>a</sup>	0.51±0.01 <sup>a, a</sup>	1.3x10 <sup>-3</sup> ±0.01 <sup>b, a</sup>	0.52±0.3 <sup>a, a</sup>	1.7x10 <sup>-3</sup> ±0.01 <sup>b, a</sup>
RC	17.4±13 <sup>b</sup>	21.7±15 <sup>b</sup>	0.43±0.1 <sup>b, a</sup>	2.5x10 <sup>-3</sup> ±0.01 <sup>c, a</sup>	0.56±0.02 <sup>a, a</sup>	2.1x10 <sup>-3</sup> ±0.02 <sup>c, a</sup>

<sup>a,b</sup> Different superscript letters indicate statistical differences between groups ( $P < 0.05$ ).

**Table 3.** Mean life and Beta and Eta Weibull parameters

Group	Mean life (95%CI)	Beta (shape parameter) (95%CI)	Eta (scale parameter) (95%CI)
CM	167.0 (154.0-180.2) <sup>a</sup>	9.1 (5.5-15)	176.2 (164.2-189)
EDM	186.4 (147.4-220.1) <sup>a</sup>	3.3 (2-5.2)	207.9 (170.3-253.8)
RC	51.1 (45.9-55.5) <sup>b</sup>	6.4- (4.1-10)	54.6 (49.3-60.5)

<sup>a,b</sup> Different superscript letters indicate statistical differences between groups ( $P < 0.05$ ).

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes considerações:

Os instrumentos tratados termicamente, independentemente do tipo de usinagem, apresentaram maior probabilidade de resistência à fratura por fadiga flexural em relação aos instrumentos RaCe. Apesar deste resultado, o sistema RaCe apresentou uma distribuição mais ajustada quando comparado ao sistema EDM. Em condições clínicas, estes resultados sugerem que embora RaCe possa ser considerado um sistema com menor durabilidade ao trabalhar em canais curvos, apresenta uma maior previsibilidade de falhar dentro do tempo médio.

A caracterização estrutural evidenciou que instrumentos CM e EDM apresentam características semelhantes em sua microestrutura, evidenciadas pela presença das fases R e austenita à temperatura ambiente, associada à temperatura de transformação final da austenita,  $A_f$ , acima de 25°C. Os instrumentos RaCe, por sua vez, apresentam apenas a fase austenita à temperatura ambiente, com a temperatura  $A_f$  abaixo de 25°C. As diferentes microestruturas são características advindas do tratamento pós usinagem. EDM e CM são sistemas submetidos ao mesmo tratamento térmico, embora passem por processos de usinagem diferentes. Esse tratamento térmico é responsável pela presença de Oxigênio na superfície desses instrumentos, conforme evidenciado nos resultados da espectroscopia dispersiva de raios X. Esse elemento não foi encontrado nos instrumentos RaCe, que não recebem tratamento térmico pós usinagem, apenas polimento eletrolítico.

A caracterização de superfície apresentou rugosidade sem diferenças estatisticamente significativas para instrumentos CM e EDM. Embora o sistema EDM apresente uma superfície característica e com aspecto não uniforme, não apresenta rugosidade superior a um instrumento usinado por métodos

convencionais. A superfície dos instrumentos RaCe apresentou os menores valores de rugosidade, devido ao eletropolimento efetuados pós usinagem. Apesar destas características superficiais, nos ensaios de corrosão os instrumentos CM apresentaram os melhores resultados, seguidos de EDM e RaCe, todos com valores de corrente de passivação significativamente diferentes entre si. Os resultados da espectroscopia dispersiva de raios X revelando a presença de Oxigênio na superfície dos grupos tratados termicamente indica que esses instrumentos desenvolveram uma camada de Óxido de Titânio que provavelmente atuou como fator protetivo à corrosão. De qualquer forma, nenhum grupo sofreu perda significativa de resistência à corrosão pós ciclagem à  $\frac{3}{4}$  do tempo para a falha. No caso dos instrumentos EDM e CM esse resultado pode estar associado ao fato de que a ciclagem não ter sido suficiente a ponto de degradar a camada de óxido. Em sua superfície.

De acordo com estes achados, pode-se concluir que a estrutura exerceu mais influência no comportamento em fadiga e nos ensaios de corrosão, independentemente do tipo de usinagem.

Para trabalhos futuros, a avaliação da eficiência de corte seria importante para verificar a relação das diferentes superfícies e tipos de usinagem com a efetividade da remoção de dentina durante a instrumentação.

**REFERÊNCIAS**

ALAPATI S.B.; BRANTLEY W.A.; IJIMA M.; CLARCK W.A.T.; PHIL D.; KOVARIK L; BUIE C.; LIU J.; JOHNSON W. B. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, n.11, p.1589-93, 2009.

BAHIA M.G.A.; MARTINS C.R.; GONZALEZ B.M. BUONO V.T.L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, p. 795-801, 2005.

BAHIA, M. G. A.; BUONO, V. T. L. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v. 100, n. 2, p. 249-255, Aug 2005.

CÂMARA A.S.; MARTINS R.C.; VIANA A.C.D. LEONARDO R.T.; BUONO V.T.L.; BAHIA M.G.A. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *Journal of Endodontics*, v.35, n.1, p.113-116, 2009.

ELNAGHY, A. M., ELSAKA. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* v.49, p.1073-78,2016

FAYYAD, D. M.; MAHRAN, A. H. Atomic force microscopic evaluation of nanostructure alterations of rotary NiTi instruments after immersion in irrigating solutions. *International Endodontic Journal* v.47, p. 567-73, 2014.

GAO, Y. et al. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 38, n. 3, p. 398-401, Mar 2012.

GOMES et al. *In vitro* antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *International Endodontic Journal* v.34, p.424-28, 2001.

HIEAWY, A. et al. Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 41, n. 7, p. 1134-1138, Jul 2015.

OZYUREK, T.; YILMAZ, K.; USLU, G. Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *Journal of Endodontics*, 2017.

PEREIRA, E. S. J. et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary

endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 45, n. 5, p. 469-474, May 2012

PEREIRA, E. S. J. et al. Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. *Journal of Endodontics*, v. 41, n. 1, p. 67-71, Jan 2015.

PETERS, O. A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *Journal of Endodontics*, v. 30, n. 8, p. 559-567, Aug 2004.

PETTIETTE, M. T.; DELANO, E. O.; TROPE, M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *Journal of Endodontics*, v. 27, n. 2, p. 124-127, Feb 2001.

PIRANI, C. et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.49, p.483-493, 2016.

PRUETT, J. P.; CLEMENT, D. J.; CARNES, D. L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 23, n. 2, p. 77-85, Feb 1997.

SANTOS, L. A. et al. Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis. *Journal of Endodontics*, v. 39, n. 11, p. 1444-47, Nov 2013.

SATTAPAN, B. et al. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v. 26, n. 3, p. 161-165, Mar 2000.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J. E. A.; MESSER, H. H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v. 26, n. 3, p. 156-160, Mar 2000.

SHEN, Y.; WINESTOCK, E.; CHEUNG, GS.; HAAPASALO, M. Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 4: An Electropolished Instrument. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 2, p. 197-201, Feb 2009.

SHEN, Y. et al. Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v.37, n. 7, p. 997-1001, Jul 2011a.

STOCK, C.J.R. et al. *Atlas Colorido e Texto de Endodontia*. 2.ed. Rio de Janeiro: Artes Médicas, 1996. 291p.

THOMPSON, S. A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v. 33, n. 4, p. 297-310, Jul 2000.

UYGUN, A. D. *et al.* Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal* v.49, p.494-99,2016.

WALIA, H.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. an initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root-canal files. *Journal of Endodontics*, v. 14, n. 7, p. 346-351, Jul 1988.

WEST, J.D.; ROANE, J.B. Limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares. In: COHEN, S.; BURNS, R.C. *Caminhos da Polpa*. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. Cap.8, p.191-242.

## **ATIVIDADES ACADÊMICAS DESENVOLVIDAS AO LONGO DO CURSO**

**Ingresso:** Ago/2017

**Nível:** Doutorado

**Área de concentração:** Endodontia

**Total de créditos cursados:** 35

### **Artigos científicos publicados no período**

MARTINS, SUZANNY CRISTINA SOARES; GARCIA, PAULA RIBEIRO; VIANA, ANA CECÍLIA DINIZ; BUONO, VICENTE TADEU LOPES; SANTOS, LEANDRO ARRUDA. Off-Centered Geometry and Influence on NiTi Endodontic File Performance Evaluated by Finite Element Analysis. JOURNAL OF MATERIALS ENGINEERING AND PERFORMANCE, v. 29, p. 2095-2102, 2020.

SILVA, JÉSSICA DORNELAS; RESENDE, PEDRO DAMAS; GARCIA, PAULA RIBEIRO; AZEVEDO LOPES, NATÁLIA ISABEL; ARRUDA SANTOS, LEANDRO; BUONO, VICENTE TADEU LOPES. Fatigue resistance of dual-phase NiTi wires at different maximum strain amplitudes. INTERNATIONAL JOURNAL OF FATIGUE, v. 125, p. 97-100, 2019.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; RESENDE, PEDRO DAMAS; LOPES, NATALIA ISABEL AZEVEDO; PEIXOTO, ISABELLA FARIA DA CUNHA; BUONO, VICENTE TADEU LOPES; VIANA, ANA CECÍLIA DINIZ. Structural Characteristics and Torsional Resistance Evaluation of WaveOne and WaveOne Gold Instruments after Simulated Clinical Use. JOURNAL OF ENDODONTICS, v. 45, p. 1041-1046, 2019

**Resumos publicados em anais de congressos**

GARCIA, P. R.; SILVA, J. D.; RESENDE, P. D. VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. RESISTÊNCIA À FADIGA E CARACTERIZAÇÃO ESTRUTURAL DE FIOS DE NITI APÓS TRATAMENTO TÉRMICO EXPERIMENTAL. In: 37ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2020, Campinas. Brazilian Oral Research, 2020. v. 34. p. 394

ALMEIDA, G. C.; GUIMARAES, L. C.; GARCIA, P. R.; RESENDE, P. D. ; PEIXOTO, I.F.C. ; BUONO, V. T. L. ; VIANA, A. C. D. . COMPORTAMENTO EM TORÇÃO DOS INSTRUMENTOS RECIPROC E RECIPROC BLUE ASSOCIADO A SUAS TEMPERATURAS DE TRANSFORMAÇÃO MARTENSÍTICA. In: 36ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2019, Campinas. Brazilian Oral Research, 2019. v. 33. p. 446-446.

GARCIA, P. R.; Lopes, N.I.A; ALMEIDA, G. C.; GUIMARAES, L. C.; RESENDE, P.D.; VIANA, A. C. D. ; BUONO, V.T.L. . RESISTÊNCIA À CORROSÃO E ANÁLISE SUPERFICIAL DE INSTRUMENTOS PROTAPER NEXT APÓS POLIMENTO ELETROLÍTICO. In: 36ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2019, Campinas. Brazilian Oral Research, 2019. v. 33. p. 399-399.

GUIMARÃES, L.C.; Oliveira, I.S; ALMEIDA, G. C.; GARCIA, P. R.; PEIXOTO, I.F.C.; MARTINS, R. C.; VIANA, A. C. D.. ANÁLISE DA DEMANDA E RESOLUTIVIDADE DOS TRATAMENTOS ENDODÔNTICOS NAS CLÍNICAS DE GRADUAÇÃO DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UFMG. In: 36ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2019, Campinas. Brazilian Oral Research, 2019. v. 33. p. 447-447.

GARCIA, P. R.; RESENDE, P. D.; VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. Avaliação da resistência torcional de instrumentos WaveOne e WaveOne Gold após o uso único. In: 35ª Reunião anual da SBPqO, 2018, Campinas. Brazilian Oral Research. São Paulo: Caboverde, 2018. v. 32.

GARCIA, P. R.; RESENDE, P. D.; VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. CARACTERIZAÇÃO ESTRUTURAL E AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA TORCIONAL DE INSTRUMENTOS RECIPROCANTES DE NiTi. In: XIV Encontro Científico da Faculdade de Odontologia da UFMG, 2018, Belo Horizonte. Arquivos em Odontologia, 2018. v. v. 54. p. 24-24.

GARCIA, P. R.; RESENDE, P. D.; VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. Avaliação da resistência torcional de instrumentos endodônticos Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold. 2017. In: 34ª Reunião anual da SBPqO, 2017, Campinas. Brazilian Oral Research, 2017. v. 31 p. 496-496

GARCIA, P. R.; VIANA, A. C. D.; GUIMARÃES, L. C.; RATES, K. G.; PEIXOTO, IFC. Avaliação do índice de fraturas de instrumentos endodônticos rotatórios de níquel titânio nas clínicas da faculdade de odontologia da UFMG. 2016. 33<sup>a</sup> Reunião Anual da SBPqO. 2016, Campinas. Brazilian Oral Research, 2016. v. 30. p. 529-529.

## Apresentações de trabalho

GARCIA, P. R.; MARTINS, S. C.S.; SANTOS, L. A VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. Influência da excentricidade geométrica em instrumentos Protaper Next: análise por elementos finitos. 2021.

GARCIA, P. R.; MARTINS, S. C.S.; SANTOS, L. A VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. Efeito da excentricidade geométrica em instrumentos endodônticos: análise por elementos finitos. 2021.

GARCIA, P. R.; SILVA, J. D.; RESENDE, P. D VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. Resistência à fadiga e caracterização estrutural de fios de NiTi após tratamento térmico experimental. 2020.

GARCIA, P. R.; LOPES, NATALIA ISABEL AZEVEDO; ALMEIDA, G. C.; GUIMARÃES, L. C.; RESENDE, PEDRO DAMAS; VIANA, ANA CECÍLIA DINIZ; BUONO, VICENTE TADEU LOPES. Resistência à corrosão e análise superficial de instrumentos ProTaper Next após polimento eletrolítico. 2019.

GARCIA, P. R.; CRUZ, P.V.; MARTINEZ, L. F. P; DUTRA, D.J.B.; RICK, G.; OLIVEIRA, F.C. BASTOS, J.V. TBTP como estratégia para o cuidado centrado no paciente no ensino nas clínicas de graduação da FO-UFMG. 2018.

GARCIA, P. R.; RESENDE, P. D.; VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L. Avaliação da resistência torcional de instrumentos WaveOne e WaveOne Gold após o uso único. 2018.

GARCIA, P. R.; VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L.; RESENDE, P. D. Avaliação da resistência torcional de instrumentos endodônticos Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold. 2017.

GARCIA, P. R.; VIANA, A. C. D.; BUONO, V. T. L.; RESENDE, P. D.; JUNIOR, G. M. Influência dos Tratamentos Termomecânicos nas Propriedades Mecânicas de Fios de NiTi. 2017

## **Participação em bancas**

### **Monografias de curso de especialização**

GARCIA, PAULA RIBEIRO; BATISTA, M. M. D.. Participação em banca de Isabella Barbosa Grossi. Irrigação ultrassônica passiva: uma revisão de literatura. 2021 - Faculdade Arnaldo.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; BATISTA, M. M. D.. Participação em banca de Paulo Henrique Pereira Araújo. Etiologia, diagnóstico e tratamento das reabsorções radiculares: revisão de literatura. 2021. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade Arnaldo.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; NAKAGAWA, R.K.L.. Participação em banca de Laiza Michelle Soares Silva. Reabsorções dentárias. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; NAKAGAWA, R.K.L.. Participação em banca de Rebeca Amaral Moreira. Implicação clínica das reabsorções dentárias na terapia endodôntica. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

Guiada: Uma nova abordagem na resolução de canais severamente calcificados. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; NAKAGAWA, R.K.L.. Participação em banca de Daisa Gouvêa de Lima. A utilização do MTA em perfurações: Revisão de literatura. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; NAKAGAWA, R.K.L.. Participação em banca de Layara Cristine Tomaz Tavares. Estado da arte dos cimentos biocerâmicos. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; NAKAGAWA, R.K.L.. Participação em banca de Mariana Luiza Guimarães Costa. Clorexidina: Uma análise de suas propriedades e aplicações na endodontia. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

GARCIA, PAULA RIBEIRO; NAKAGAWA, R.K.L.. Participação em banca de Amanda Santos Costa. Terapia fotodinâmica na endodontia: Uma revisão de literatura. 2020. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Endodontia) - Faculdade de Ciências Odontológicas.

GARCIA, P. R.; BARBOSA, C. F. M.. Participação em banca de Jéssica Lopes Pinheiro. Propriedades e características dos instrumentos recíprocos. 2019. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Odontologia) - Faculdade de Odontologia do Norte de Minas.

GARCIA, P. R.; ROSA, C. C. S.. Participação em banca de Larissa Fernandes Correia Gonzaga. ENDOGUIDE 3D: Uma nova abordagem na resolução de casos complexos em endodontia. 2019. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Odontologia) - Faculdade de Odontologia do Norte de Minas.

GARCIA, P. R.. Participação em banca de Camila Campos Magalhães Pacheco. Avaliação dos instrumentos utilizados no glide path: revisão de literatura. 2019. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Odontologia) - Faculdade de Odontologia do Norte de Minas.

### **Trabalhos de conclusão de curso de graduação**

VIANA, A. C. D.; GARCIA, PAULA RIBEIRO. Participação em banca de Mariana Nunes de Abreu. O uso do ultrassom como auxiliar na terapia endodôntica. 2019. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UFMG.

## **Participação em bancas e comissões julgadoras**

IV Jornada Acadêmica de Odontologia da FAO/UFMG. 2019. FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UFMG.

## **Outros projetos:**

- PIFD-Programa de Incentivo à Formação Docente Bolsista pelo projeto TBTP como estratégia para o cuidado centrado no paciente no ensino nas clínicas de graduação da FO-UFMG
- GIZ – Percurso formativo docente

## **Revisão de Periódicos:**

- Arquivos em Odontologia