

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO “PROFESSOR JOSÉ DE SOUZA HERDY”  
UNIGRANRIO

TANIZE THERESINHA GONÇALVES GABINA

O IMPACTO DO USO DE UM CONTRA-ÂNGULO RECÍPROCANTE NA VIDA EM  
FADIGA DE INSTRUMENTOS M-WIRE E TRATADOS TERMICAMENTE (BLUE)

DUQUE DE CAXIAS  
2019



TANIZE THERESINHA GONÇALVES GABINA

O IMPACTO DO USO DE UM CONTRA-ÂNGULO RECÍPROCANTE NA VIDA EM FADIGA DE INSTRUMENTOS M-WIRE E TRATADOS TERMICAMENTE (BLUE)

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGO), área de concentração Endodontia, da Universidade do Grande Rio, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre Profissional em Endodontia, com orientação do Prof. Dr. Henrique dos Santos Antunes

DUQUE DE CAXIAS

## CATALOGAÇÃO NA FONTE/BIBLIOTECA - UNIGRANRIO

- G113i Gabina, Tanize Theresinha Gonçalves.  
O impacto do uso de um contra-ângulo recíprocante na vida em fadiga de instrumentos M-WIRE e tratados termicamente (Blue) / Tanize Theresinha Gonçalves Gabina. - Duque de Caxias, 2019.  
57 f.: il.; 30 cm.
- Dissertação (mestrado em Odontologia com ênfase em endodontia) – Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, Escola de Ciências da Saúde, 2019.  
“Orientador: Prof. Henrique dos Santos Antunes”.  
Bibliografia: f. 49-55.
1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Fadiga. 4. Instrumentos rotatórios.  
I. Antunes, Henrique dos Santos. II. Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy. III. Título.

CDD – 617.6

Tanize Teresinha Gonçalves Gabina

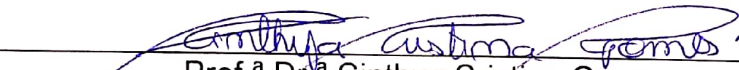
**O IMPACTO DO USO DE UM CONTRA-ÂNGULO PNEUMÁTICO NA VIDA EM FADIGA DE INSTRUMENTOS M-WIRE E TRATADOS TERMICAMENTE (BLUE)**

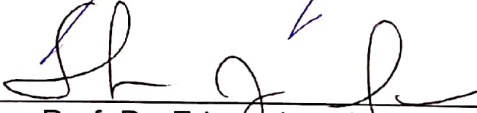
Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio "Prof. José de Souza Herdy" UNIGRANRIO para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

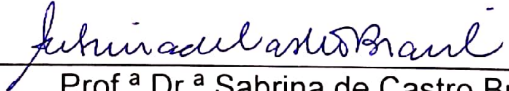
Área de Concentração:  
Endodontia

Aprovada em 06 de maio de 2019

**Banca Examinadora**

  
\_\_\_\_\_  
Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cinthya Cristina Gomes  
UFF/NF – Universidade Federal Fluminense

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Edson Jorge Lima Moreira  
UNIGRANRIO – Universidade do Grande Rio

  
\_\_\_\_\_  
Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Sabrina de Castro Brasil  
UNIGRANRIO – Universidade do Grande Rio



Aos meus pais Georgina Gabina e Luiz Alberto Gabina (*in Memoriam*). Meus maiores incentivadores e amigos. Muito obrigado pela educação recebida, o amor incondicional proporcionado e pelo esforço desmedido para eu me tornasse, acima de tudo, uma pessoa de bem. Suas trajetórias de vida e dignidade são exemplos que guardarei para sempre comigo.





## **AGRADACIMENTOS**

Agradeço a Deus que me abre caminhos e me dá forças para percorre-los.

Agradeço a minha família, minha mãe e ao Antonio, que estiveram ao meu lado sempre, que me apoiaram, me compreenderam nos momentos de ausência e que sempre acreditaram em mim.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Henrique Antunes, por sempre me desafiar, por acreditar no meu trabalho, e pela confiança em mim depositada.

Agradeço ao Prof. Dr Edson Jorge Lima Moreria pela oportunidade de cursar o mestrado, por acreditar em mim, por me proporcionar vivenciar o meio acadêmico que tanto amo e prezo, ao senhor minha eterna gratidão.

Aos professores da PPGO por todo ensinamento passado nesses quase dois anos, pela convivência diária, por partilhar conhecimento e sempre me incentivar. Em especial, meu agradecimento a Prof Dra Sabrina Brasil por sempre ter uma palavra de carinho, de encorajamento, por alegrar os dias mais cinzentos. Obrigada por ser essa pessoa tão especial e iluminada que você é.

Agradeço aos professores da graduação do curso de Odontologia, em especial aos prof. Katiana Vidal, sempre com um abraço e uma palavra de iluminar o dia, Oswaldo Henrique e Ricardo Carvalho por entenderem meus atrasos no curso de especialização e por todo apoio e conhecimento partilhado.

Agradeço a Andrea Fagundes, secretaria da PPGO, meu anjo da guarda. Por toda sua paciência, seu carinho e seu café maravilhoso todas as manhas.

Aos colegas do PPGO pelo convívio harmonioso e saudável de todos os módulos. Em especial a Fernanda Hecksher pelos conselhos, pelos ensinamentos, pelas risadas e por tornar os dias mais leves.

Agradeço as professoras Dra Renata Pardini e Dra Gisele Almeida, Coordenadoras do curso de Odontologia de Duque de Caxias e Barra da Tijuca, respectivamente, pelo apoio, pelo carinho e pelo incentivo sempre.

Agradeço a Dra Thais Accorsi a quem durante o tempo que convivemos juntas me ajudou a evoluir como pessoa, a superar medos e traumas e muito contribuiu para minha formação profissional.

Agradeço aos meus amigos e familiares que longe ou perto sempre me incentivaram e compreenderam minhas ausências.



“Sinto muito. Me perdoe. Te amo.  
Sou grato.” (Ho’oponopono)

Às vezes, a vida vai te acertar um tijolo na cabeça. Não perca a fé. Eu estou convencido de que a única coisa que me fez seguir em frente era que eu amava o que fazia.” (Steve Jobs)



## RESUMO

O presente trabalho teve por objetivo avaliar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc R25 (VDW, Munique, Alemanha) e Reciproc R25 Blue (VDW) acionados por contra-ângulo Reciproc Direct® (VDW) conectado a um motor pneumático ou ao motor elétrico e comparar os resultados com os obtidos pelos instrumentos Reciproc R25 ou Reciproc Blue R25 acionados pelo motor elétrico controlado por torque usando o programa predefinido "RECIPROC ALL". Foram utilizados 30 instrumentos Reciproc R25 (25 / 0.08v) e 30 Reciproc Blue R25 (25 / 0.08). A resistência à fadiga cíclica foi testada medindo o tempo até a fratura e o número de ciclos até a fratura num canal artificial de aço inoxidável com ângulo de 60° e raio de curvatura de 5 mm. Os instrumentos Reciproc R25 e Reciproc Blue foram ativados com peça de mão de redução 6: 1 acionada pelo motor controlado por torque usando o programa predefinido "RECIPROC ALL"; com o contra-ângulo Direct® acionado pelo motor pneumático comum ou com Contra-ângulo Direct® acionado por um motor elétrico (n = 10). A superfície da fratura de todos os instrumentos foi examinada no microscópio eletrônico de varredura. Os resultados foram analisados estatisticamente usando o teste t de Student e ANOVA a um nível de significância de 5%. A vida em fadiga cíclica e o número de ciclos até a fratura foram significativamente maiores para os instrumentos Reciproc Blue do que para os instrumentos Reciproc R25, independentemente do modo de ativação. Os instrumentos acionados por contra-ângulo Direct® acionado por um motor elétrico ou convencional apresentaram uma vida em fadiga cíclica e número de ciclos a fraturar significativamente maior do que os instrumentos acionados por um motor elétrico controlado por torque usando o programa predefinido "RECIPROC ALL". Os instrumentos Reciproc Blue mostraram melhor desempenho em relação à resistência à fadiga quando comparados aos instrumentos Reciproc R25. Os instrumentos acionados pelo contra-ângulo Direct® apresentaram maior tempo em fadiga cíclica e número de ciclos de fratura que os instrumentos acionados por um motor elétrico controlado por torque.

**Palavras-Chave:** Fadiga cíclica, Reciproc, Movimento Reciprocante, Instrumentos rotatórios, Contra-ângulo Reciprocante.



## ABSTRACT

To evaluate the cyclic fatigue resistance of Reciproc M-Wire R25 (VDW, Munich, Germany) and Reciproc R25 Blue instruments (VDW) driven by Direct® (VDW) contra-angle connected to an ordinary air-driven motor or an electric motor and compare the results with those obtained by the Reciproc M-Wire R25 or Reciproc Blue R25 instruments driven by an electric torque-controlled motor using BRECIPROC ALL^ preset program. Thirty Reciproc M-Wire R25 (25/0.08v) and 30 Reciproc Blue R25 (25/0.08v) instruments were used. Cyclic fatigue resistance was tested measuring the time to fracture and the number of cycles to fracture in an artificial stainlesssteel canal with a 60° angle and a 5-mm radius of curvature. The Reciproc M-Wire and Reciproc Blue instruments were activated with a 6:1 reduction handpiece powered by a torque-controlled motor using "RECIPROC ALL^ preset program, with Reciproc Direct® contra-angle powered by an ordinary air-driven motor or with Direct® contra-angle powered by an electric motor (n = 10). The fracture surface of all fragments was examined with a scanning electron microscope. The results were statistically analyzed using Student's t test and one-way ANOVA at a significance level of  $P < 0.05$ . Cyclic fatigue life and number of cycles to fracture were significantly higher for Reciproc Blue instruments than for Reciproc M-Wire instruments regardless of the activation mode ( $P < 0.05$ ). Instruments driven by Direct® contra-angle powered by an electric or by an ordinary air-driven motor revealed significantly longer cyclic fatigue life and number of cycles to fracture than instruments driven by an electric torque-controlled motor using "RECIPROC ALL" preset program ( $P < 0.05$ ). Reciproc Blue instruments showed improved performance regarding fatigue resistance when compared to Reciproc M-Wire instruments. Instruments driven by Reciproc Direct® contra-angle showed higher cyclic fatigue life and number of cycles to fracture than instruments driven by an electric torque-controlled motor. Recently, Reciproc Direct®, the world's first contra-angle handpiece with integrated reciprocating motion, has been launched in endodontic market. The present study showed improved cyclic fatigue life of endodontic instruments when activated by Reciproc Direct®.

**Keywords:** Cyclic fatigue. Reciprocating instruments. Reciproc. Reciproc direct.





## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Representação esquemática da transformação martensítica direta e reversa e suas temperaturas características, onde H denota a histerese e Md está indicada no fim da faixa cinza.....	26
<b>Figura 2</b>	Diagrama de Fase da liga de NiTi .....	27
<b>Figura 3</b>	Diagrama de tensão-deformação-temperatura de uma liga NiTi superelástica e com EMF .....	28
<b>Figura 4</b>	Imagem ilustrativa dos instrumentos Reciproc R25, R40 e R50 .....	32
<b>Figura 5</b>	Imagem ilustrativa dos instrumentos Reciproc Blue R25, R40 e R50 .....	33
<b>Figura 6</b>	Imagem ilustrativa Contra-Ângulo Direct .....	36
<b>Figura 7</b>	Imagem ilustrativa motor Reciproc All .....	36
<b>Figura 8</b>	MEV da superfície de fratura .....	40



## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	Significância e desvio padrão da resistência a fadiga cíclica.....	39
<b>Tabela 2</b>	Número de ciclos para fratura.....	40



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CCW	sentido anti horario
CW	sentido horario
EMF	efeito memoria de forma
MEV	microscopio eletronico de varredura
NCF	número de ciclos ate a fratura
Ni	niquel
NiTi	niquel-titanio
rpm	rotações por minuto
Ti	titanio
To	temperatura inicial



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>23</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>25</b>
2.1	LIGA DE NiTi .....	25
2.1.1	Liga M-Wire .....	29
2.1.2	Ligas com tratamento térmico .....	32
2.2	FRATURA POR FADIGA CÍCLICA E POR TORÇÃO .....	33
2.3	SISTEMAS RECIPROCANTES.....	34
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>37</b>
3.1	Teste de Fadiga Cíclica .....	37
3.2	Análise Estatística.....	38
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>39</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>43</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>47</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>49</b>





## 1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos rotatórios de níquel-titânio (NiTi) têm sido amplamente usado para preparação do canal radicular. No entanto, apesar de suas vantagens, o movimento rotatório ainda apresenta um risco considerável de fratura, principalmente, durante seu uso em canais curvos (McGUIGAN; LOUCA; DUNCAN, 2013).

Em 2008, uma nova cinemática para usar instrumentos NiTi de forma assimétrica foi relatado como uma alternativa potencial à rotação contínua convencional, o movimento recíprocante (YARED, 2008). O movimento recíprocante alivia a tensão no instrumento no sentido anti-horário (sentido anti-horário, ação de corte, o instrumento avança no canal e encaixa na dentina para cortá-la) e no sentido horário há liberação dos instrumentos, ou seja, o instrumento é imediatamente desengatado e, desta forma, aumentando consideravelmente a vida útil do instrumento de NiTi em comparação com a rotação contínua (GRANDE *et al.*, 2015; PEDULLÀ *et al.*, 2016).

Hoje em dia existe uma base bem construída apontando os benefícios do movimento recíprocante (GRANDE *et al.*, 2015; PEDULLÀ *et al.*, 2016). O Reciproc R25 e Reciproc Blue (VDW, Munique, Alemanha), WaveOne e WaveOne Gold (Dentsply-Sirona, Baillagues, Suíça) são os principais exemplos de sistemas alternativos disponíveis. Normalmente, os instrumentos projetados para serem usados em movimentos recíprocantes são conduzidos por um motor elétrico específico, como VDW Silver Reciproc (VDW) ou X-Smart Plus (Dentsply-Sirona) com uma predefinição no modo de rotação (por exemplo, “RECIPROC ALL” ou “WAVEONE ALL”, apresentando uma rotação de 150° sentido anti-horário / 30° sentido horário, com uma velocidade de 300 rpm e 170° sentido anti-horário / 50° sentido horário, rotação com uma velocidade de 350 rpm, respectivamente).

O contra-ângulo Reciproc Direct® (VDW) foi lançado no mercado da endodontia e é a primeira peça de mão de contra-ângulo do mundo com movimento recíprocante integrado. Em outras palavras, o fabricante alega que o Reciproc Direct® é um contra-ângulo movido a ar capaz de alternar entre 150° sentido anti-horário/30° sentido horário, ou seja, as configurações específicas para os instrumentos Reciproc. Na verdade, o contra-ângulo Reciproc Direct® pode ser acoplado em um motor pneumático comum à velocidade máxima ou a um motor

elétrico a 20.000 rpm. O Reciproc Direct® facilita a mudança para o moderno movimento recíprocante na preparação do canal radicular, uma vez que não há necessidade de adquirir um motor recíprocante específico. No entanto, o dispositivo Reciproc Direct® é usado com velocidades e ângulos não claramente divulgados pelo fabricante.

Considerando que velocidade e angulações do movimento recíprocante são parâmetros diretamente relacionados à vida útil do instrumento (GRANDE *et al.*, 2015; McGUIGAN; LOUCA; DUNCAN, 2013; PLOTINO *et al.*, 2015), este estudo foi realizado para avaliar a fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc R25 e Reciproc Blue quando acionados por contra-ângulo Direct® acoplado a um motor movido a ar comum ou a um motor elétrico.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 LIGA DE NiTi

A denominação de liga com memória de forma é designada aos materiais metálicos que demonstram a capacidade de retomar à uma forma ou à um tamanho inicialmente definido quando submetidos a um determinado ciclo térmico. Desta forma, o material pode ser deformado plasticamente quando sofrer uma determinada força em uma temperatura relativamente baixa e, ao ser exposto a uma temperatura mais elevada, retorna a forma inicial (antes da deformação). O efeito de memória de forma pode manifestar-se apenas durante o aquecimento tratando-se de memória de forma simples ("one-way shape memory effect"), ou durante o arrefecimento, quando trata-se de um efeito de memória duplo ("two-way shape memory effect") (OTUBO, 1996).

Olander (1932) iniciou a descoberta do efeito memória de forma (EMF). Foi constatada pelo autor através do registro de variação da resistividade e por observação metalográfica a reversibilidade da transformação numa liga Au-Cd.

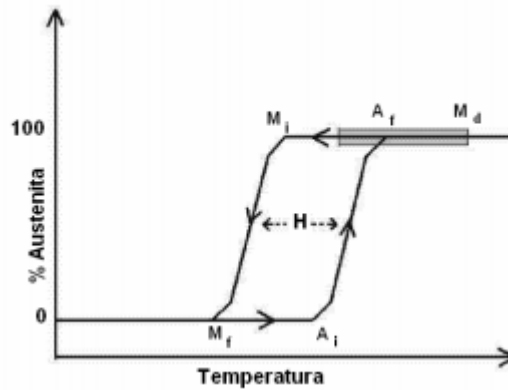
Greninger e Mooradian (1938) observaram numa liga Cu-Zn, o aparecimento e desaparecimento da fase martensítica conforme a alteração da temperatura.

Buehler e Wang (1968) descobriram numa liga equiatômica de NiTi o efeito memória de forma (EMF).

A liga metálica apresenta EMF quando há formação de martensita termoelástica, ou seja, a liga sofre uma transformação da fase martensita. Esta transformação acontece devido ao mecanismo de maclagem (Mecanismo de deformação plástica que ocorre por um cisalhamento da rede cristalina, limitado a um grão, criando uma região espelhada dentro do mesmo), abaixo da temperatura de transformação. Ao aquecer a liga, a deformação sofre uma reversão da estrutura maclada (martensita) transformando-se na fase austenítica (FERNANDES, 2003).

A mudança de fase ocorre num intervalo pequeno de temperatura, porém, o início e o final da transformação estende-se ao longo de uma variedade razoável de temperaturas. Apresenta uma histerese onde as diversas temperaturas de transformação, aquecimento e arrefecimento, não coincidem( figura 1). A histerese varia de acordo com a liga metálica (ANDRADE; SILVA; LARA, 1988).

**Figura 1** - Representação esquemática da transformação martensítica direta e reversa e suas temperaturas características, onde H denota a histerese e  $M_d$  está indicada no fim da faixa cinza



Fonte: ANDRADE; SILVA; LARA, 1988.

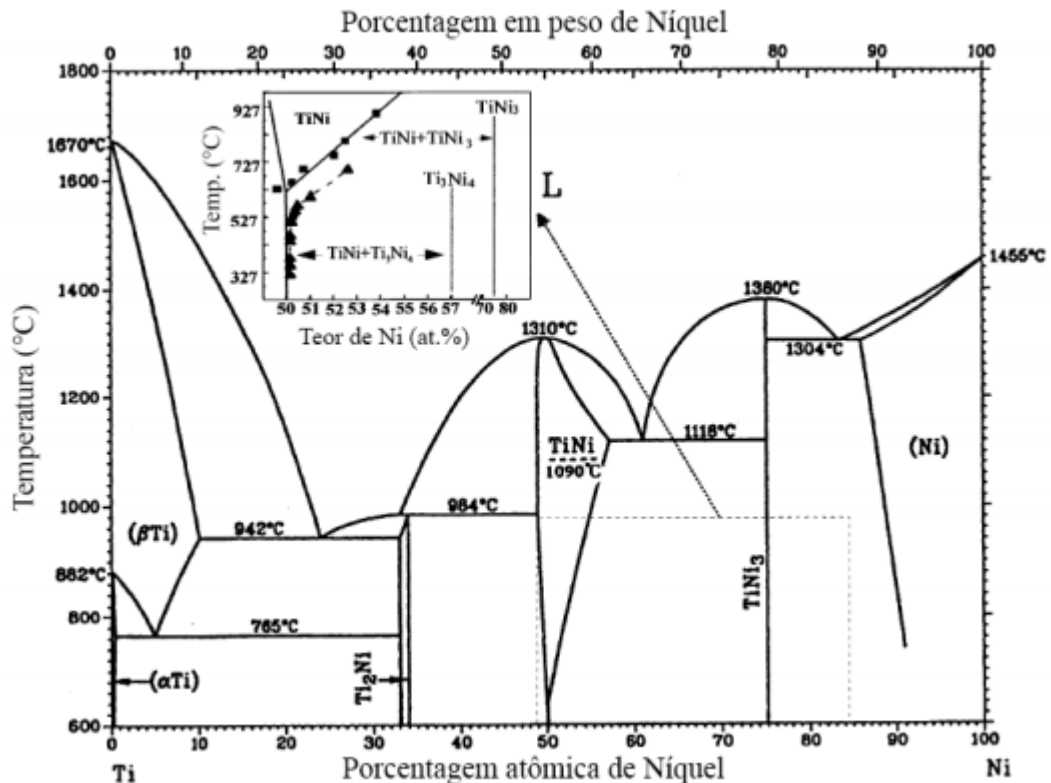
As martensitas induzidas por deformação criam uma deformação macroscópica reversível quando o material retorna à estrutura austenítica durante a transformação inversa (RYHÄNEN *et al.*, 1997).

A transformação de fase martensítica é responsável pelas propriedades das ligas com memória de forma. São processos não-difusos, no qual a fase sólida ocorre a velocidade muito elevada. A diferença de energia livre entre as estruturas constituintes envolvidas na transformação, principal causa dessas transformações, induz modificações nas ligações químicas, tornando as transformações de fase, essencialmente, de caráter cristalográfico. Essas transformações apresentam como principais características a não-dependência do tempo, forte dependência da temperatura e a propriedade de reversibilidade. Além disso, outra característica, e não menos importante, é a capacidade do material ser submetido a esse processo repetidas vezes, sem perder as demais propriedades (GEROLDO, 2009).

O diagrama de fases do NiTi (**Figura. 2**) mostra a presença de um domínio de estabilidade da fase austenítica (B2) que se caracteriza, para ligas ricas em Ni, relativamente à composição equiatômica, por uma forte variação do limite máximo de solubilidade do Ni com a temperatura. Para as ligas ricas em Ti, relativamente à composição estequiométrica, a variação de solubilidade com a temperatura é mais reduzida. Esta configuração do domínio de estabilidade da austenita permite, para uma determinada liga, a exploração da possibilidade de variação das temperaturas

de transformação com recurso a tratamentos de solubilização seguidos de precipitação a diferentes temperaturas. Isto é possível devido a temperatura  $T_0$  ser dependente da composição para as ligas ricas em Ni, relativamente à composição estequiométrica (FERNANDES, 2003).

**Figura 2 - Diagrama de Fase da liga de NiTi**

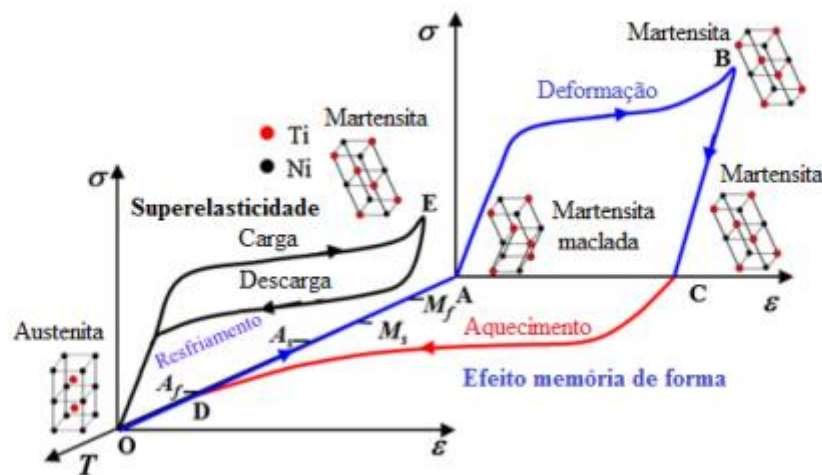


Fonte: OTSUKA; REN, 2005.

O efeito da superelasticidade acontece em temperaturas mais elevadas, ou seja, quando a liga NiTi apresenta estrutura austenítica (DESROCHES; McCORMICK; DELEMONT, 2004). A superelasticidade ou pseudoelasticidade é definida como a capacidade de deformação de forma reversível quando submetida a até 8% de deformação, retornando a sua forma inicial quando a tensão é retirada. Se a deformação for maior que 8% da estrutura martensítica, passa a não ser possível a acomodação de suas variantes. A partir deste ponto, começa a haver um deslizamento de discordâncias e qualquer deformação apresenta caráter permanente (SHAW; KYRUAKIDES, 1995).

A transformação de fases possui três regiões distintas, sendo duas relacionadas aos trechos lineares que correspondem à expansão térmica das fases austenítica e martensítica e uma região onde há um laço de histerese relacionada aos trechos de transformação de fase. A área compreendida pela histerese representa a energia dissipada durante o processo (figura 3) (GUO *et al.*, 2013).

**Figura 3** - Diagrama de tensão-deformação-temperatura de uma liga NiTi superelástica e com EMF



**Legenda:** A→B deformação aparentemente permanente da liga no estado martensítico B→C eliminação da tensão C→A deformação residual C→D aquecimento até Af para recuperação da forma original O→E carregamento da liga no estado superelástico E→O descarregamento com recuperação da forma original O→A resfriamento, com mudança de fase de austenita para martensita maclada.

**Fonte:** GUO *et al.*, 2013.

Durante o processo de fabricação dos instrumentos endodônticos o tratamento termomecânico, aplicado na liga de NiTi, é uma importante variável a ser considerada (SHEN *et al.*, 2013). As propriedades químicas, físicas e mecânicas da liga de NiTi sofreram alteração e aprimoramento por meio de diferentes tratamentos térmicos e de tensões geradas durante o processo de fabricação com objetivo de influenciar na resistência à fratura dos instrumentos acionados a motor durante o uso clínico, principalmente em canais curvos. Modificações ocorridas na microestrutura e os tratamentos térmicos que os instrumentos sofrem para melhorar o cotidiano clínico melhoram a flexibilidade, a resistência à fadiga cíclica e a

eficiência de corte quando comparados aos instrumentos de NiTi convencional (GUTMANN; GAO, 2012).

O tratamento termomecânico aplicado na liga de NiTi é um dos quesitos de maior relevância quando se quer melhorar a resistência à fadiga. Os instrumentos desenvolvidos a partir de tratamentos M-Wire ou Fase R representam a próxima geração de ligas de NiTi com maior flexibilidade e resistência à fadiga, além de vantagens como a redução do risco de fratura da lima e instrumentação mais rápida e eficiente (SHEN *et al.*, 2013).

### **2.1.1 Liga M-Wire**

As ligas de níquel-titânio (NiTi) tornaram-se as ligas de memória de forma mais populares e que possuem uma diversidade de aplicações biomédicas devido a sua capacidade de recuperar a forma original após sofrer grandes deformações, seja por meio de aquecimento da liga ou através da remoção da carga, superelasticidade (WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988).

Para tornar os instrumentos de NiTi mais seguros foram associadas três alterações: melhora na qualidade da liga, diferentes movimentos de acionamento e novos conceitos de utilização (ARIAS; PEREZ-HIGUERAS; DE LA MACORRA, 2012; BURKLEIN; SCHÄFER, 2012). Desenvolvido por meio de um processo de tratamento térmico inovador aplicado ao Nitinol, o fio M-Wire produz fios de NiTi superelásticos, devido a presença da fase martensita na microestrutura da liga. Esta característica promove um aumento, de aproximadamente quatro vezes mais na flexibilidade e na resistência à fadiga cíclica, quando comparada à liga NiTi convencional (AL-HADLAQ; ALJARBOU; ALTHUMAIRY, 2010; ARIAS; PEREZ-HIGUERAS; DE LA MACORRA, 2012; BURKLEIN; SCHÄFER, 2012; GAO *et al.*, 2010; NINAN; BERZINS, 2013; SHEN *et al.*, 2013). Embora os detalhes do tratamento termomecânico dos novos fios de NiTi permaneçam desconhecidos, parece que o processamento termomecânico é um método muito promissor no que se diz respeito à eficácia e à segurança de instrumentos endodônticos contemporâneos (SHEN *et al.*, 2013).

A liga M-Wire foi desenvolvida por meio de um processo termomecânico (aumento de temperatura) e mostrou uma melhora significativa na resistência a fratura por fadiga cíclica quando comparado com a liga de NiTi convencional (GAO

*et al.*, 2010; JOHNSON *et al.*, 2008).

A liga M-Wire contém todas as três fases cristalinas, martensita, fase-R e austenita, resultando em limas mais flexíveis e com maior resistência a fratura cíclica e por torção. Em razão da quantidade de martensita que não se submetem a transformação em austenita, a liga apresenta uma microestrutura mais fortalecida que a liga de NiTi tradicional que possui apenas cristais de austenita (ALAPATI *et al.*, 2009; BÜRKLEIN; MATHEY; SCHEAFER, 2015; GUTMANN; GAO, 2012). As proporções dessas fases determinam as propriedades mecânicas do metal (BRANTLEY, 2001).

As alterações na liga de NiTi, tratamento térmico, alteração na microestrutura, avanços no processo de fabricação (secções retas diferenciadas, ângulos helicoidais e conicidades variadas) e novos métodos de preparo biomecânico, tem como objetivo aumentar a resistência a fratura. Entretanto, a otimização da liga de NiTi depende de alterações na sua microestrutura (YE; GAO, 2012).

O conceito de "forças balanceadas" foi proposto por Roane, Sabala e Duncanson Júnior (1985) como forma de superar a influência da curvatura no sucesso do tratamento endodôntico. Yared (2008) idealizou um sistema de instrumento único, fazendo uso da lima rotatória ProTaper F2 para a completa instrumentação de dentes com ou sem curvatura. O instrumento foi acionado em movimento oscilatório com diferença entre o ângulo do movimento nos sentidos horário e anti-horário. A diferença de ângulo no sentido horário e anti-horário foi determinada a partir de valores do módulo de elasticidade para o instrumento ProTaper F2. Estes ângulos foram menores que o limite de elasticidade preconizado para o instrumento em questão. Assim, o avanço no sentido apical ocorre com a aplicação de mínima pressão ao instrumento. Foi evidenciada duas grandes vantagens para esta técnica: a utilização de instrumento único com conseqüente melhora da relação custo-benefício, e a eliminação de possível contaminação cruzada, uma vez que a técnica preconiza o descarte do instrumento após o uso.

De acordo com o conceito de "forças balanceadas", a cinemática do movimento recíprocante consiste em um movimento no sentido de corte, seguido de um movimento no sentido contrário, o qual promoverá a liberação do instrumento das paredes do canal, com a amplitude do movimento na direção de corte maior que a amplitude na direção inversa. Devido a esta característica, verifica-se um avanço automático do instrumento no interior do canal, sendo necessária uma mínima



pressão no sentido apical (BURKLEIN; SCHÄFER, 2012; SCHILDER, 1974). O movimento recíprocante alivia o stress sobre o instrumento e, conseqüentemente, diminui o risco de fratura do instrumento causado pela fadiga cíclica (DE-DEUS *et al.*, 2010; YARED; RAMLI, 2013).

Assim, surgiu o sistema Reciproc (VDW), o primeiro sistema recíprocante lançado em 2011, com o objetivo de encontrar uma maneira mais simples e mais segura de preparar com êxito o canal radicular. Com movimentos alternados recíprocantes, o Reciproc prepara os canais radiculares com facilidade e rapidez possibilitando o preparo canais radiculares com anatomias difíceis e com resultados previsíveis usando apenas um instrumento (DE-DEUS *et al.*, 2013). Os instrumentos são fabricados a partir da liga M-Wire (figura 4), que proporciona uma maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica que as tradicionais ligas de NiTi. Eles apresentam uma secção transversal em forma de “S”, incluindo três limas com diferentes diâmetros de ponta e conicidades: R25 com diâmetro de 0,25 mm e taper 0,08, onde o diâmetro em 16 mm é de 1,05 mm (25/.08); R40 com diâmetro de 0,40 mm e taper 0,06, onde o diâmetro em 16 mm é de 1,10 mm (40/.06) e R50 com diâmetro de 0,50 mm e taper 0,05, sendo que o diâmetro em 16 mm é de 1,17 mm (50/.05) e comprimentos de 21, 25 e 31 mm (BÜRKLEIN; SCHÄFER, 2012; SHEN *et al.*, 2013; YARED *et al.*, 2013; YE; GAO, 2012).

Gavini *et al.* (2012) utilizaram trinta e seis instrumentos Reciproc R25 (VDW), divididos em dois grupos de acordo com a cinemática aplicada (rotatória e recíprocante) para avaliar a resistência à fadiga cíclica. Utilizou-se para isso, um canal simulado com curvatura de 40 graus e raio de 5 mm, motor elétrico com 300 rpm que permitiu a reprodução de bicadas para simular o uso clínico. Após os dados analisados concluíram que o movimento recíprocante melhora a resistência à fadiga cíclica por flexão em instrumentos NiTi Reciproc R25, quando comparado com movimento de rotação contínua.

**Figura 4** - Imagem ilustrativa dos instrumentos Reciproc R25, R40 e R50



Fonte: VDW, 2010.

### 2.1.2 Ligas com tratamento térmico

A Reciproc Blue, uma nova geração do sistema reciprocante, apresenta seção reta transversal em forma de S, tamanho de ponta e afunilamento como a, também reciprocante, Reciproc (M-Wire). Entretanto, o fabricante (VDW) substituiu a liga M-Wire por uma nova liga modificada termicamente. Este processo de fabricação mostrou melhor desempenho quando comparado com NiTi convencional e M-wire. Este novo tratamento térmico mostrou maior flexibilidade e resistência à fadiga; microdureza reduzida, mantendo as características semelhantes da superfície (DE DEUS *et al.*, 2017).

O tratamento térmico azul é um método especial de aquecimento e resfriamento que resulta na formação de um óxido de titânio da superfície do instrumento, daí a cor azul. Este tratamento térmico reduz a liga de NiTi e induz a ocorrência de transformação martensítica em duas fases (PLOTINO *et al.*, 2014).

De-Deus *et al.* (2017) avaliaram a influência do tratamento térmico Blue sobre a resistência à flexão e a fadiga cíclica de instrumentos convencionais Reciproc (VDW) que receberam tratamento termomecânico M-Wire. A flexibilidade das limas Reciproc R25 padrão e das limas Reciproc Blue (figura 5) correspondentes foi determinada por testes de flexão a 45° de acordo com a especificação ISO 3630-1. Os instrumentos também foram submetidos a um teste de resistência à fadiga cíclica, medindo o tempo de fratura dos instrumentos em um canal de aço inoxidável

artificial com ângulo de 60° e raio de curvatura de 5 mm. A Reciproc Blue R25 mostrou desempenho superior quando comparado com o níquel-titânio superelástico M-Wire convencional, demonstrando maior flexibilidade e resistência à fadiga.

**Figura 5** - Imagem ilustrativa dos instrumentos Reciproc Blue R25, R40 e R50



Fonte: VDW, 2017.

## 2.2 FRATURA POR FADIGA CÍCLICA E POR TORÇÃO

A fadiga cíclica ocorre quando o instrumento gira em um canal curvo, e ocorre um estresse repetido no ponto tensão-compressão, ou seja, no ponto de flexão máxima.

A fadiga torsional geralmente ocorre durante o preparo da raiz reta quando a ponta do instrumento está travada nas paredes da dentina e o instrumento continua a girar, induzindo deformação plástica ou fratura (ELNAGHY; ELSAKA, 2015; PEDULLÀ *et al.*, 2016). A fratura por torção do material ocorre quando a resistência final do material é excedida. Assim, um instrumento precisa ser resistente à fadiga cíclica e ter flexibilidade suficiente para permitir a preparação de curvas sistemas, mas também força de torque suficiente para que o não ocorra a separação do instrumento. A fadiga tem sido implicada como o principal motivo para a fratura de instrumentos endodônticos utilizadas clinicamente (SHEN *et al.*, 2006; SHEN *et al.*, 2009).

Para as ligas NiTi, a vida total à fadiga consiste em 3 etapas:

- a) Início de *crack*, em que as microfissuras se formam e começam a crescer preferencialmente ao longo de planos ou grãos cristalográficos

específicos limites;

- b) Propagação de trinca, em que a trinca cresce continuamente;
- c) O *crack* atinge o ponto em que o material é fraturado na zona de sobrecarga.

A zona de sobrecarga apresenta uma ruptura típica, fratura dúctil (CHEUNG *et al.*, 2005; CHEUNG; DARVELL, 2007).

Por apresentar a propriedade de superelasticidade as deformações nos instrumentos de NiTi não são visualizadas, apenas através de análise com microscopia eletrônica, por isso, não sabe-se o momento apropriado para o descarte da lima, evitando a fratura cíclica. Durante a instrumentação de canais radiculares atrésicos e de canais achatados pode ocorrer da ponta da lima prender em alguma das irregularidades da parede, como o instrumento continua a rotacionar ocorrendo assim a fratura da ponta por torção. De acordo com diversos autores (MANDEL *et al.*, 1999; YARED; BOU DAGHER; MACHTOU, 1999) os fatores predominantes da fratura do instrumento são:

- a) Raio e ângulo da curvatura do canal radicular, quanto menor o raio, maior o risco de fratura, e, quanto maior o ângulo, maior o risco de fratura (HAIKEL *et al.*, 1999; PRUETT; CLEMENT; CARNES JÚNIOR, 1997);
- b) Quantidade de uso do instrumento. De acordo com Gambarini (2001) os instrumentos novos são mais resistentes que os instrumentos usados;
- c) Propriedades metalúrgicas e superfície dos instrumentos. Schafer e Tepel (2001) mostraram que a alteração da secção transversal quadrada para triangular ou rombóide aumentou significativamente a flexibilidade do instrumento;
- d) Torque utilizado com um valor contra-indicado pelo fabricante.

### 2.3 SISTEMAS RECIPROCANTES

Com o advento das limas rotatórias na década de 90 foram constantes os relatos de fratura desses instrumentos durante os tratamentos endodônticos. Devido à rotação contínua em 360°, a ausência de controle do torque e de auto-reverso nos primeiros motores elétricos endodônticos ocorria o aparafusamento da lima

imobilizando a ponta, com a rotação do longo eixo excedendo o limite elástico do instrumento, ocorrendo à fratura por torção do instrumento. Ocorre também nestes instrumentos a fratura por acúmulo de deformações gerado durante o preparo, principalmente em canais radiculares curvos, onde um lado da lima sofre tensão e no outro compressão, como a liga de NiTi possui superelasticidade, tais deformações não são visíveis sem magnificação. Com o uso contínuo desse instrumento o resultado era fadiga cíclica. Mesmo com o advento de motores com controle de torque, velocidade e auto reverso, os instrumentos rotatórios continuam passíveis de fratura (SATTAPAN *et al.*, 2000; PRICHARD, 2012; SILVA *et al.*, 2014).

O movimento Reciprocante consiste em girar 150° para a esquerda e 30° rotação no sentido horário e eles são utilizados em 10 ciclos por segundo, equivalente a cerca de 300 rpm (VILAS-BOAS *et al.*, 2013; HANAN *et al.*, 2015).

O sistema possui um motor elétrico específico, com a programação de torque e velocidade fixa e pré-determinada para utilização das limas (figura 7). O ângulo do movimento no sentido de corte é sempre menor que o limite de elasticidade da lima, minimizando o risco de fratura. Ainda segundo o fabricante, o instrumento deve ser descartado após o uso (VDW, 2010). O motor é alimentado por bateria do tipo recarregável, podendo ser utilizado concomitantemente ao processo de carregamento da mesma. O movimento é recíproco (oscilatório), com ângulos diferentes de rotação nos sentidos horário e anti-horário. Quando o instrumento é movimentado no sentido de corte de suas espiras, ele avança apicalmente, cortando dentina. Com o movimento contrário, ele se desprende da dentina, recuando do sentido apical. Entretanto, o ângulo do movimento no sentido de corte é maior que o ângulo do movimento no sentido contrário. Assim, verifica-se um avanço automático do instrumento através do canal ao fim de cada ciclo de “vai e volta”, sendo necessária uma mínima pressão no sentido apical. O motor apresenta programações específicas para cada instrumento, com diferenças nos ângulos de movimento e na velocidade. O ângulo do movimento no sentido de corte é sempre menor que o limite de elasticidade da lima, minimizando o risco de fratura do instrumento. O sistema conta ainda com, pontas de papel absorvente e cones de Guta-Percha com as dimensões das respectivas limas (GUIMARÃES JÚNIOR, 2013).

Da mesma maneira, o próprio movimento de reciprocidade já configurado para os motores do Reciproc minimizam os riscos de fratura e o estresse sobre a

lima (DE DEUS *et al.*, 2010; VARELA-PATIÑO *et al.*, 2010).

O sistema de instrumentação recíprocante tem a proposta de utilizar um único instrumento e de uso único para o preparo do canal radicular. Tornando o preparo mais rápido, diminuindo a fadiga cíclica e eliminação de contaminação cruzada. O sistema Reciproc possui maior resistência a fadiga cíclica e maior resistência a fadiga torsional quando comparados com os sistemas rotatórios convencionais, independente da marca do instrumento, tipo de movimento e tipo de liga metálica utilizada (ARIAS; PEREZ-HIGUERAS; DE LA MACORRA, 2012; GAVINI *et al.*, 2012; KIM *et al.*, 2012).

**Figura 6** - Imagem ilustrativa Contra-Ângulo Direct



Fonte: VDW, 2019a.

**Figura 7** - Imagem ilustrativa motor Reciproc All



Fonte: VDW, 2019b.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização deste estudo foram utilizados 30 instrumentos Reciproc R25 divididos em 3 grupos (R1, R2 e R3), cada grupo continha 10 reciproc R25 (número de lote 203649). Foram utilizados também 30 reciproc Blue R25, divididos em 3 grupos (RB1, RB2 e RB3), cada grupo com 10 instrumentos (número de lote 37631). Os grupos R1 e RB1 foram acionados pelo Direct acoplado ao motor elétrico; os grupos R2 e RB2 foram acionados pelo Direct acoplado ao equipo e os grupos R3 e RB3 foram acionados pelo motor Silver VDW no modo “Reciproc All” Cada instrumento foi inspecionado por defeitos ou deformidades antes do experimento sob um estereomicroscópio (OPTZS; Opticam, São Paulo, Brasil); nenhum foi descartado. O tamanho da amostra foi calculado com base em um estudo piloto, considerando um tamanho de efeito de 0,80 adicionado a uma potência  $\beta = 95$  e  $\alpha = 5\%$ , o que resultou em uma amostra de nove instrumentos por grupo; Assim, dez instrumentos foram incluídos em cada grupo.

#### 3.1 TESTE DE FADIGA CÍCLICA

O teste de fadiga cíclica foi realizado utilizando um dispositivo que permitiu uma simulação reprodutível de um instrumento confinado em canal curvo, semelhante ao descrito anteriormente (PEDULLÀ *et al.*, 2016; SILVA *et al.*, 2016). O tamanho do canal artificial foi 16mm com 60°C ângulo de curvatura e raio de curvatura de 5 mm. O Centro da curvatura foi de 5 mm a partir da ponta do instrumento, e o segmento curvo do canal tinha 5 mm de comprimento. O canal artificial foi aberto em sua parte superior e coberto com vidro temperado para evitar que os instrumentos escorregassem e permitir a observação direta do momento da fratura. Dez Reciproc M-Wire R25 e dez Reciproc Blue R25 foram ativados com uma peça de mão de redução 6:1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) alimentado por um motor controlado por torque (Silver Reciproc; VDW), de acordo com as recomendações dos fabricantes usando o programa “RECIPROC ALL”. Dez instrumentos Reciproc MWire R25 e dez Reciproc Blue R25 foram ativados com o contra-ângulo Reciproc Direct® acionado por motor pneumático (KaVo 500, Kavo, Biberach, Alemanha) trabalhando na velocidade máxima, de acordo com a recomendações. Dez Reciproc M-Wire R25 e dez Os instrumentos Reciproc Blue R25 foram ativados com Contra-ângulo Direct® acionado por um motor elétrico

(Aseptico AEU-17B, Woodville, WA) trabalhando em 20.000 rpm, de acordo com as recomendações do fabricante. As peças de mão foram montadas em um dispositivo para permitir colocação precisa e reprodutível de cada instrumento dentro do canal simulado. Todos os instrumentos foram acionados de acordo com as instruções do fabricante até a ocorrência da fratura. Os instrumentos giraram livremente dentro do canal simulado, que foi preenchido com água destilada. Todos os procedimentos foram realizados em 37°C. O tempo foi gravado e o experimento parou assim que uma fratura foi detectada visualmente e/ou audivelmente.

Além disso, o número de ciclos até a fratura (NCF) de cada arquivo foi calculado utilizando a seguinte fórmula:  $NCF = \text{rotações por minuto (rpm)} \times \text{tempo (segundos)}/60$ , usando 282.92 rpm. Um microscópio eletrônico de varredura (FEG Quanta 250; FEI, Eindhoven, Holanda) foi usado para analisar as superfícies das fraturas e o eixo helicoidal dos instrumentos determinou o modo de fratura e a ocorrência de deformação plástica no eixo helicoidal (aumento de 250 ×). As fotomicrografias foram utilizadas para posterior análise.

### 3.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Porque a análise preliminar dos dados brutos agrupados e isolados revelou uma distribuição gausseana (Shapiro-Wilk teste de normalidade), a análise estatística foi realizada usando métodos paramétricos. Os dados foram então analisados estatisticamente usando um teste t pareado entre os grupos Reciproc e o Reciproc Blue para cada modo de ativação e ANOVA unidirecional para comparar os diferentes modos de ativação para o mesmo tipo de instrumento. O nível de significância foi estabelecido em 0,05.



## 4 RESULTADOS

A vida em fadiga cíclica foi significativamente maior para os instrumentos Reciproc Blue do que para os instrumentos Reciproc M-Wire, independentemente o modo de ativação ( $P < 0,05$ ). Instrumentos operados pelo contra-ângulo Direct® acionado por um motor elétrico ou pneumático revelou uma vida de fadiga cíclica significativamente mais longa do que os instrumentos acionados por um motor elétrico controlado por torque usando “RECIPROC ALL” programa predefinido ( $P < 0,05$ ). A significância e desvio padrão da resistência à fadiga cíclica são apresentados na **Tabela 1** (tempo de fratura em segundos) e **Tabela 2** (número de ciclos para fratura). Microscopia eletrônica de varredura da superfície da fratura mostrou características semelhantes e típicas de fadiga cíclica. A área de iniciação de crack e zona de fratura rápida de sobrecarga para fraturas cíclicas por fadiga são mostradas na **figura 8**.

**Tabela 1** - Significância e desvio padrão da resistência a fadiga cíclica

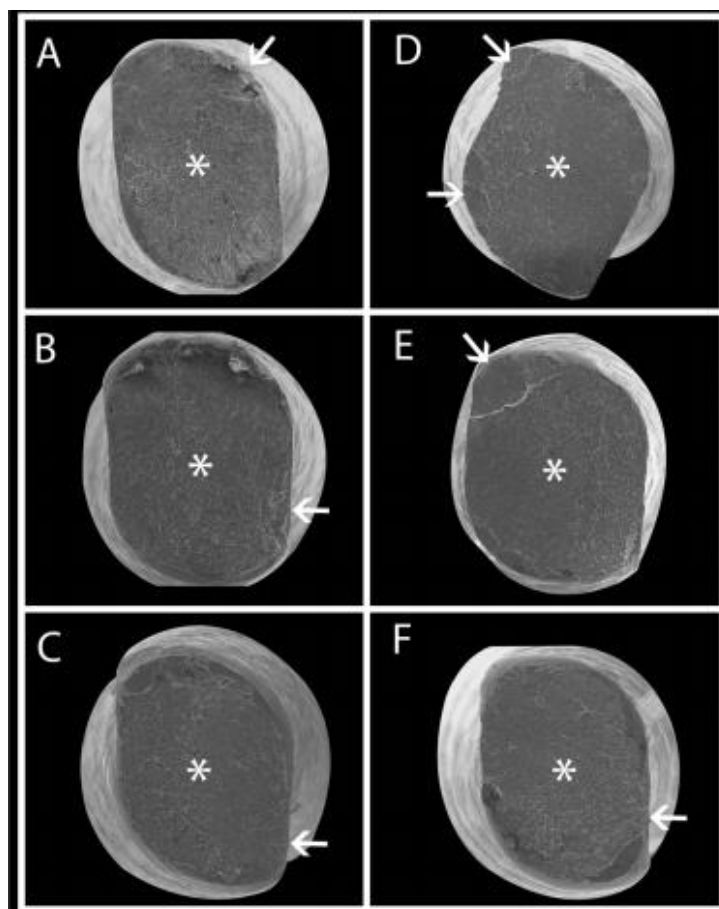
Modo de Ativação	Reciproc M-wire	Reciproc Blue
Reciproc Direct acionado por motor elétrico	$314 \pm 20^A$	$565 \pm 23^{A*}$
Reciproc Direct acionado por motor pneumático	$279 \pm 13^A$	$541 \pm 25^{A*}$
Motor Silver VDW – Programa “Reciproc All”	$180 \pm 28^B$	$429 \pm 26^{B*}$

Fonte: Elaborado pela autora.

**Tabela 2** - Número de ciclos para fratura

Modo de Ativação	Reciproc M-wire	Reciproc Blue
Reciproc Direct acionado por motor elétrico	1484 ± 95 <sup>A</sup>	2664 ± 112 <sup>A*</sup>
Reciproc Direct acionado por motor pneumático	1315 ± 62 <sup>A</sup>	2553 ± 119 <sup>A*</sup>
Motor Silver VDW – Programa “Reciproc All”	847 ± 132 <sup>B</sup>	2024 ± 123 <sup>B*</sup>

Fonte: Elaborado pela autora.

**Figura 8** - MEV da superfície de fratura

**Legenda:** A) Fratura da superfície após o teste de fadiga cíclica do Reciproc M-Wire R25 acionado por um contra-ângulo Direct® conectado a um motor. B) O M-Wire R25 Reciproc acionado por um contra-ângulo Direct® conectado a um motor pneumático. C) O Reciproc M-Wire R25 impulsionado por um motor elétrico controlado por torque usando “RECIPROC ALL” preset programa. D) O

Reciproc Blue R25 acionado por um contra-ângulo Direct® conectado a um motor elétrico. E) O Reciproc Blue R25 impulsionado por um Contra-ângulo Direct® conectado a um motor pneumático. F) O Reciproc R25 azul impulsionado por um motor elétrico controlado por torque usando “RECIPROC ALL” programa predefinido com ampliação original de  $\times 250$ . As zonas de início de crack (setas) e as zonas de fratura rápida de sobrecarga (asterisco) são observadas na superfície da fratura.

**Fonte: Elaborado pela autora.**



## 5 DISCUSSÃO

Embora possa ser difícil correlacionar os achados dos testes laboratoriais com o cenário clínico, devido à quantidade de variáveis que atuam em conjunto em um instrumento, é importante avaliar suas propriedades mecânicas para apresentar informação pré-clínica válida (McGUIGAN; LOUCA; DUNCAN, 2013). Em uma revisão abrangente da literatura, até o momento, não houve nenhum estudo avaliando a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc M-Wire ou Reciproc Blue impulsionado pelo contra-ângulo recentemente lançado com movimento recíprocante, o Reciproc Direct®. No presente estudo, a metodologia utilizada para avaliar fadiga cíclica já foi validada e usada em numerosos artigos publicados em periódicos revisados por pares (PEDULLÀ *et al.*, 2016; SILVA *et al.*, 2016). É importante ressaltar que não há especificações ou normas internacionais padrões para a avaliação desta propriedade em instrumentos endodônticos NiTi. Estudos anteriores sugeriram um modelo dinâmico de fadiga cíclica para avaliar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos de NiTi (KESKIN *et al.*, 2017; RODRIGUES *et al.*, 2011). De fato, modelos dinâmicos aproximam um escovar ou bicar o movimento; no entanto, eles também têm algumas limitações. Primeiro, os instrumentos testados não são restringido em uma trajetória precisa. Além disso, a velocidade e amplitude dos movimentos axiais poderiam ser padronizados em um modelo dinâmico, mas essas variáveis são completamente subjetivas e é duvidoso que elas sejam constantes e reproduzíveis em uma situação clínica, porque esse movimento para cima e para baixo é manualmente operado. Portanto, minimizar os fatores de confusão por outros mecanismos de separação de instrumentos por fadiga cíclica, o modelo estático foi usado aqui.

A resistência à fadiga cíclica depende de vários fatores, como diâmetro, massa de metal, flexibilidade, seção transversal, e liga de NiTi. Quando os diferentes instrumentos (Reciproc MWire e Reciproc Blue) foram comparados, a influência do design foi virtualmente eliminado, pois os instrumentos testados variam somente em seu processo de fabricação (liga). Além disso, quando o modo de ativação foi avaliado, todos os outros fatores foram eliminados à medida que o mesmo instrumento foi comparado diferindo o dispositivo de ativação.

O primeiro resultado do presente estudo demonstrou que resistência à fadiga foi significativamente maior para o Reciproc Blue do que para instrumentos

Reciproc, que usam Liga de NiTi M-wire, independentemente do modo de ativação ( $P < 0,05$ ). Essa melhora já é esperada e pode ocorrer provavelmente devido ao tratamento térmico inovador usado nos instrumentos Reciproc Blue, o que permite maior flexibilidade quando comparado com o M-Wire NiTi (DE-DEUS *et al.*, 2017; PLOTINO *et al.*, 2014).

O segundo resultado do presente estudo mostrou que tanto Instrumentos reciprocantes ativados com contra-ângulo Reciproc Direct® acionado por um motor elétrico ou pneumático revelou uma vida de fadiga cíclica significativamente mais longa que os instrumentos impulsionado por um motor elétrico controlado por torque usando “RECIPROC ALL” programa predefinido ( $P < 0,05$ ).

Assim sendo, a segunda hipótese nula foi rejeitada. Uma possível explicação para os resultados atuais está relacionada a diferença na velocidade promovida pelos dois diferentes dispositivos testados. Estudos anteriores demonstraram o efeito da velocidade de rotação sobre fratura do instrumento de NiTi, o que indica que os instrumentos utilizados em velocidades mais altas são mais propensos a fraturas quando comparadas velocidades de rotação mais baixas (LOPES *et al.*, 2009; PEDULLÀ *et al.*, 2014). Embora a cinemática recíproca não seja um movimento contínuo de rotação, essa cinemática termina em uma resultante rotativa a partir dos ângulos de oscilação (CCW e CW) que são diferentes. Portanto, instrumentos dirigidos por um dispositivo rotatório de maior velocidade executará um número maior de ciclos em um tempo menor, falhando mais rapidamente (DE-DEUS *et al.*, 2010). Outro possível motivo está relacionado às prováveis diferenças na cinemática de dispositivos rotatórios. Foi demonstrado anteriormente que as diferenças nos ângulos de rotação tem influência na vida de fadiga cíclica dos instrumentos NiTi (GAMBARINI *et al.*, 2012). Considerando isso, é importante ressaltar que estudos mostraram que motores rotatórios (incluindo Motor Silver VDW) podem ter uma diferença nos ângulos engajamento e desengatar quando comparados com os relatados por o fabricante (FIDLER, 2014; IRMAK; ORHAN, 2018). “Por exemplo, Fidler (FIDLER, 2014) demonstrou que a pré-definição do programa ‘RECIPROC ALL’” de movimento recíproco está presente de acordo com o fabricante, rotação de 150° CCW e depois 30° CW com uma velocidade de 300 rpm. No entanto, o estudo revelou que os valores diferiram dos valores declarados pelo fabricante: “RECIPROC ALL” apresentou  $158,60 \pm 1,56$  CCW e  $34,65 \pm 1,13$  de rotação de CW com velocidade de  $282,92 \pm 3,70$  rpm. Além disso, embora o fabricante declare que o

contra-ângulo Reciproc Direct® e o motor VDW Silver operam em uma cinemática recíproca, nenhuma informação é fornecida sobre a velocidade do Reciproc Direct® e as angulações CCW e CW, quando usado de acordo com as recomendações do fabricante. Dessa maneira, uma ligeira diferença nos valores dos ângulos de rotação entre o contra-ângulo Direct® e o motor VDW Silver pode justificar as diferenças na vida de fadiga cíclica dos instrumentos de níquel-titânio, observados no presente estudo. Essas hipóteses apontam também para investigações adicionais sobre a determinação de velocidade e movimento recíprocante (angulações CCW e CW) do dispositivo Reciproc Direct®. No presente estudo, o dispositivo Reciproc Direct® foi alimentado por um motor de ar comprimido funcionando na velocidade máxima. Pode-se argumentar que, usando essa abordagem, não é possível confirmar a velocidade de rotação em que o instrumento testado foi ativado, nem controlar a estabilidade do instrumento durante o movimento uma vez a pressão de ar do compressor pode variar.

No entanto, é importante enfatizar que estas são as recomendações do fabricante para ativar o Reciproc Direct®.

Além disso, como demonstrado anteriormente, não foram observadas diferenças entre os instrumentos acionados pelo contra-ângulo Reciproc Direct® alimentado por um motor elétrico ou pneumático. A análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou aparências fractográficas dúcteis de fraturas por fadiga cíclica com microvales. Os instrumentos apresentaram iniciação de áreas de *crack* e zonas de fratura rápida por sobrecarga, sem diferenças entre os três sistemas diferentes. A liga tratada termicamente não impediu, mas atrasou o início da falha catastrófica (crescimento instável e rápido de trinca) do material.





## **6 CONCLUSÃO**

Pode-se concluir que os instrumentos Reciproc Blue mostraram melhor resistência à fadiga quando comparado com instrumentos M-Wire Reciproc. Além disso, os instrumentos acoplados ao contra-ângulo Direct alimentado por um motor a ar apresentaram maior número de ciclos para fraturar do que os instrumentos acionados pelo Motor Elétrico controlado por torque ( Motor Silver VDW).



## REFERÊNCIAS

ALAPATI, S.B. *et al.* Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v.35, n.11, p. 1589-1593, Nov. 2009.

AL-HADLAQ, S.; ALJARBOU, F.A.; ALTHUMAIRY, R.I. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotatory instruments. **Journal of Endodontics**, v.36, n.2, p. 305-307, Feb. 2010.

ANDRADE, M.S.; SILVA, J.E.; LARA, M.H.S. Estudo de Ligas Ni-Ti e Cu-Zn-Al com efeito memória de forma. *In: Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais*, 8., 1988, Campinas. **Resumo** [...]. Campinas: CBECiMAT, 1988. Campinas, p. 256-259.

ARIAS, A.; PEREZ-HIGUERAS, J.J.; DE LA MACORRA, J.C. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne files. **Journal of Endodontics**, v.38, n.9, p. 1244-1248, Sept. 2012.

BRANTLEY, W.A. Orthodontic wires. *In: BRANTLEY, W.A.; ELIADES, T. (eds.). Orthodontic materials. Scientific and clinical aspects.* Stuttgart: Thieme; 2001. Cap. 4, p. 77-103.

BUEHLER, W.J.; WANG, F.E. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. **Ocean Engineering**, v.1, n.1, p. 105-108, July 1968.

BÜRKLEIN, S.; MATHEY, D.; SCHÄFER, E. Shaping ability of ProTaper Next and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. **Internacional Endodontic Journal**, v.48, n.8, p. 774-781, Aug. 2015.

BURKLEIN, S.; SCHÄFER, E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. **Internacional Endodontic Journal**, v.38, n.6, p. 850-852, June 2012.

CHEUNG, G.S.; DARVELL, B.W. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. **Internacional Endodontic Journal**, v.40, n.8, p. 619-625, Aug. 2007.

CHEUNG, G.S. *et al.* Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use:

fractographic examination. **Internacional Endodontic Journal**, v.38, n.11, p. 802-809, Nov. 2005.

DE-DEUS, G. *et al.* Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. **Internacional Endodontic Journal**, v.43, n.12, p. 1063-1068, Dec. 2010.

DE-DEUS, G. *et al.* The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. **Internacional Endodontic Journal**, v.46, n.10, p. 993-998, Oct. 2013.

DE-DEUS, G. *et al.* Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. **Journal of Endodontics**, v.43, n.3, p. 462-466, Mar. 2017.

DESROCHES, R.; McCORMICK, J.; DELEMONT, M. Cyclic properties of superelastic shape memory alloy wires and bars. **Journal of Structural Engineering**, v.130, n.1, p. 38-46, Jan. 2004.

ELNAGHY, A.M.; ELSAKA, S.E. Torsion and bending properties of OneShape and WaveOne instruments. **Journal of Endodontics**, v.41, n.4, p. 544-547, Apr. 2015.

FERNANDES, F.M.B. **Ligas com memória de forma**. 2003. Departamento de Ciência dos Materiais/CENIMAT - Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, 2003.

FIDLER, A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. **Journal of Endodontics**, v.40, n.7, p. 990-994, July 2014.

GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. **Internacional Endodontic Journal**, v.34, n.5, p. 386-389, July 2001.

GAMBARINI, G. *et al.* Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v.38, n.10, p. 1408-1411, Oct. 2012.

GAO, Y. *et al.* Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. **Journal of Endodontics**, v.36, n.7, p. 1205-1209, July 2010.

GAVINI, G. *et al.* Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. **Journal of Endodontics**, v.38, n.5, p. 684-687, May 2012.

GEROLDO, A.C.B. **Estudo do Efeito de Memória de Forma de fios Ortodonticos da liga de NiTi nas condições comerciais e após tratamento térmico**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia e Tecnologia de Materiais) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul Porto Alegre, 2009.

GRANDE, N.M. *et al.* Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review - Part 1: historic perspectives and current applications. **Journal of Endodontics**, v.41, n.11, p. 1778-1783, Nov. 2015.

GRENINGER, A.B.; MOORADIAN, V.G. Strain transformation in metastable beta copper-zinc and beta copper-tin alloys. **American Institute of Metals Engineering**, v.128, p. 337-368, Feb. 1938.

GUIMARÃES JUNIOR, E. **Instrumentos endodônticos de uso único**. 2013. Monografia (Especialização em Endodontia) - Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2013.

GUO, Y. *et al.* Machinability and surface integrity of Nitinol shape memory alloy. **CIRP Annals-Manufacturing Technology**, v.62, n.1, p. 83-86, Jan. 2013.

GUTMANN, J.L.; GAO, Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. **Internacional Endodontic Journal**, v.45, n.2, p. 113-128, Feb. 2012.

HAÏKEL, Y. *et al.* Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v.25, n.6, p. 434-440, June 1999.

HANAN, A.R. *et al.* Surface characteristics of reciprocating instruments before and after use - A SEM analysis. **Brazilian Dental Journal**, v.26, n.2, p. 121-127, Mar./Apr. 2015.

IRMAK, Ö.; ORHAN, E.O. Kinematic analysis of new and used reciprocating endodontic motors in 2 different modes. **The International Journal of Artificial Organs**, v.41, p. 17-22, 2018.

JOHNSON, E. *et al.* Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. **Journal of Endodontics**, v.34, n.11, p. 1406-1409, Nov. 2008.

KESKIN, C. *et al.* Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. **Journal of Endodontics**, v.43, n.8, p. 1360-1363, Aug. 2017.

KIM, H.C. *et al.* Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. **Internacional Endodontic Journal**, v.38, n.4, p. 541-544, Apr. 2012.

LOPES, H.P. *et al.* Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v.35, n.7, p. 1013-1016, July 2009.

MANDEL, E. *et al.* Rotatory NiTi profile systems for preparing curved canals in resing blocks: influence of operator on instrument breakage. **Internacional Endodontic Journal**, v.32, n.6, p. 436-443, Nov. 1999.

McGUIGAN, M.B.; LOUCA, C.; DUNCAN, H.F. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. **British Dental Journal**, v.214, n.7, p. 341-348, Apr. 2013.

NINAN, E.; BERZINS, D.W. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. **Journal of Endodontics**, v.39, n.1, p. 101-104, Jan. 2013.

OLANDER, A. An electrochemical investigation of solid cadmium–gold alloys. **Journal of the American Chemistry Society**, v.54, n.10, p. 3819-3833, Oct. 1932.

OTSUCA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. **Progress in Materials Science**, v.50, n.5, p. 511-678, July 2005.

OTUBO, J. **Desenvolvimento de ligas inoxidáveis com efeito de memória de forma: elaboração e caracterização**. 1996. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1996.

PEDULLÀ, E. *et al.* Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of Mtwo instruments. **Internacional Endodontic Journal**, v.47, n.6, p. 514-519, June 2014.

PEDULLÀ, E. *et al.* Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. **Journal of Endodontics**, v.42, n.1, p. 156-159, Jan. 2016.

PLOTINO, G. *et al.* Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. **Journal of Endodontics**, v.40, n.9, p. 1451-1453, Sept. 2014.

PLOTINO, G. *et al.* Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—Part II: properties and effectiveness. **Journal of Endodontics**, v.41, n.12, p. 1939-1950, Dec. 2015.

PRICHARD, J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? **British Dental Journal**, v.212, n.7, p. 345-346, Apr. 2012.

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

ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON JÚNIOR, M.G. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. **Journal of Endodontics**, v.11, n.5, p. 203-211, May 1985.

RODRIGUES, R.C. *et al.* Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, v.37, n.11, p. 1553-1557, Nov. 2011.

RYHÄNEN, J. *et al.* Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behaviour in human cell cultures. **Journal of BioMedical Materials Research**, v.35, n.4, p. 451-457, June 1997.

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.

SCHÄFER, E.; TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. **Journal of Endodontics**, v.27, n.4, p. 299-303, Apr. 2001.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dental Clinics of North America**, v.18, n.2, p. 269-296, Apr. 1974.

SHAW, J.A.; KYRUAKIDES, S. Thermomechanical aspects of NiTi. **Journal of the Mechanics and Physics of Solids**, v.43, n.8, p. 1243-1281, Aug. 1995.

SHEN, Y. *et al.* Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. **Journal of Endodontics**, v.32, n.1, p. 61-65, Jan. 2006.

SHEN, Y. *et al.* Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. **Journal of Endodontics**, v.35, n.1, p. 133-136, Jan. 2009.

SHEN, Y. *et al.* Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. **Journal of Endodontics**, v.39, n.2, p. 163-172, Feb. 2013.

SILVA, E.J. *et al.* Reciprocating versus rotary systems for root filling removal: assessment of the apically extruded material. **Journal of Endodontics**, v.40, n.12, p. 2077-2080, Dec. 2014.

SILVA, E.J. *et al.* Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc, Unicone, and WaveOne reciprocating instruments. **Journal of Endodontics**, v.42, n.12, p. 1789-1793, Dec. 2016.

VARELA-PATIÑO, P. *et al.* Alternating versus continuous rotation: A comparative study of the effect on instrument life. **Journal of Endodontics**, v.36, n.1, p. 157-159, Jan. 2010.

VDW. Reciproc blue instruments. **Reciproc blue brochure**. 2010. Disponível em: <<https://www.vdwdental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Reziproke Aufbereitung/RECIPROC/VDW-Dental-RECIPROC-product-brochure-EN.pdf>>. Acesso em: 12 mar. 2019.

VDW. Reciproc blue instruments. **Reciproc blue brochure**. 2017. Disponível em: <<https://www.vdwdental.com/en/products/detail/reciprocr-blue-instruments/>>. Acesso em: 5 mar. 2019.

VDW. Endo Easy Efficient. Products. Preparation. Motors. **Reciroc Direct**. 2019a. Disponível em: <<https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/reciproc-direct/>>. Acesso em: 22 jan. 2019.



VDW. Endo Easy Efficient. Products. Preparation. **Motors**. 2019b. Disponível em: <<https://www.vdw-dental.com/en/products/motors/>>. Acesso em: 22 jan. 2019.

VILAS-BOAS, R.C. *et al.* Reciproc: comparativo entre a cinemática recíproca e rotatória em canais curvos. **Revista Odontológica do Brasil-Central**, Goiás, v.22, n.63, p. 164-168, 2013.

WALIA, H.M.; 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, July 1988.

YARED, G.; RAMLI, G.A. Single file reciprocation: A literature review. **Endodontic Practice Today**, v.7, n.3, p. 171-178, 2013.

YARED, G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. **International Endodontic Journal**, v.41, n.4, p. 339-344, Apr. 2008.

YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. **International Endodontic Journal**, v.32, n.2, p. 115-119, Mar. 1999.

YE, J.; GAO, Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. **Journal of Endodontics**, v.38, n.1, p. 105-107, Jan. 2012.