



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

FERNANDA ARAÚJO DONIDA

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE ESTERILIZAÇÃO NA  
RESISTÊNCIA À FRATURA DE INSTRUMENTOS OSCILATÓRIOS**

Recife

2018

FERNANDA ARAÚJO DONIDA

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE ESTERILIZAÇÃO NA  
RESISTÊNCIA À FRATURA DE INSTRUMENTOS OSCILATÓRIOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Odontologia.

**Área de Concentração:** Clínica Integrada

**Orientador:** Prof. Dr. Carlos Menezes Aguiar

**Coorientadora:** Prof. Dr<sup>a</sup>. Andréa Cruz Câmara

Recife

2018

Catálogo na fonte:  
Bibliotecária: Elaine Freitas, CRB4:1790

D683a Donida, Fernanda Araújo  
Avaliação da influência do processo de esterilização na  
resistência à fratura de instrumentos oscilatórios/ Fernanda Araújo  
Donida. – 2019.  
56 f. : il. fig., tab.

Orientador: Carlos Menezes Aguiar.  
Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. Centro  
de Ciências da Saúde. Programa de pós-graduação em Odontologia.  
Recife, 2019.  
Inclui referências e anexo.

1. Instrumentos odontológicos. 2. Esterilização. 3. Endodontia. I.  
Aguiar, Carlos Menezes (orientador). II. Título.

617.6 CDD (23.ed.) UFPE (CCS 2019 - 286)

FERNANDA ARAÚJO DONIDA

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE ESTERILIZAÇÃO NA  
RESISTÊNCIA À FRATURA DE INSTRUMENTOS OSCILATÓRIOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Odontologia.

Aprovada em: 21/09/2018.

**BANCA EXAMINADORA:**

---

Profº. Dr. Carlos Menezes Aguiar (Orientador)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Profª. Drª. Alessandra Albuquerque Tavares de Carvalho (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof Dr José Thadeu Pinheiro (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Profª Drª Elvia Christina Barros de Almeida (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Profª. Drª Sara Grinfeld (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico esse trabalho aos meus pais, Northon Carlos Ramos Donida e Alcione Maria Araújo Donida que nunca mediram esforços para investir na minha educação. Quero dizer que essa conquista não é só minha, mas nossa.

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a Deus, por me iluminar, abençoar e me fazer enxergar o caminho certo a seguir, tornando possível a realização dessa etapa.

Aos meus pais, meus maiores tesouros, pelo seu amor incondicional, incansável incentivo e suporte em todos os momentos.

À Universidade Federal de Pernambuco – UFPE, na pessoa do reitor Prof. Dr. Anísio Brasileiro de Freitas Dourado e ao programa de pós-graduação em Odontologia, na pessoa da coordenadora Profa. Dra. Alessandra Carvalho pela oportunidade e honra de fazer parte de seu corpo discente.

Ao meu orientador, Carlos Menezes Aguiar e a minha Co orientadora Andréa Cruz Câmara que, desde a graduação acompanham e investem no meu crescimento, sempre com confiança, companheirismo e ajuda em todos os momentos. Vocês são pessoas e profissionais incríveis.

Ao pessoal da oficina do Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco por toda paciência, compreensão e interesse em ajudar na confecção do dispositivo para realização dos ensaios.

Aos professores da pós-graduação em Odontologia por todos os ensinamentos.

Ao meu amigo e parceiro de vida, Leonardo Ortigoza, pela paciência, companheirismo e torcida durante esse período.

Ao meu amigo Bruno César por se disponibilizar, com todo profissionalismo, a realizar as gravações dos ensaios de fadiga. Você foi essencial, meu amigo.

Enfim, a todos vocês que têm feito o meu sonho se transformar em realidade, meu muito obrigado!

## RESUMO

Fraturas durante a etapa de instrumentação do sistema de canais radiculares é de grande preocupação para os profissionais que realizam o tratamento Endodôntico. Estudos sugerem que a esterilização em autoclave influencia na resistência de instrumentos endodônticos, aumentando sua fadiga cíclica e levando à sua fratura. O trabalho teve por objetivo avaliar a influência do processo de esterilização na resistência à fratura por fadiga cíclica dos sistemas UnicOne™ , Reciproc® e Wave One Gold™ . Foi confeccionado um canal simulado em aço inoxidável com medidas geométricas simulando uma situação clínica. Uma plataforma de suporte da peça de mão também foi confeccionada em aço inoxidável para a realização dos ensaios de fadiga cíclica. Os ensaios foram realizados e o tempo decorrido até a visualização da fratura ocorrer foi cronometrado. Foram selecionados 120 instrumentos, os quais foram alocados em 4 grupos, de forma aleatória, de acordo com sua submissão ou não ao processo de esterilização e seu uso. Para simulação do uso clínico, foram selecionados 60 blocos de resina contendo o canal simulado que foi instrumentado pelos sistemas oscilatórios conforme preconizado pelo fabricante. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste estatístico de Mann-Whitney com 95% de confiança. Constatou-se que, em nenhuma avaliação houve influência negativa da esterilização no desempenho dos instrumentos. Portanto, conclui-se que, o processo de esterilização em autoclave não interfere de forma negativa na resistência à fadiga cíclica desses sistemas oscilatórios e que os mesmos podem ser reutilizados por pelo menos uma vez sem modificar negativamente sua resistência à fadiga cíclica.

Palavras-chave: Instrumentos odontológicos. Esterilização. Endodontia.

## **ABSTRACT**

Fractures during the instrumentation stage of the root canal system is of great concern to practitioners performing Endodontic treatment. Studies suggest that autoclave sterilization influences the resistance of endodontic instruments, increasing their cyclic fatigue and leading to their fracture. The objective of this work was to evaluate the influence of the sterilization process on the cyclical fatigue fracture resistance of the UnicOne™, Reciproc® and Wave One Gold™ systems. A simulated stainless steel channel was fabricated with geometric measurements simulating a clinical situation. A handpiece support platform was also made of stainless steel to perform the cyclic fatigue tests. The tests were performed and the time elapsed until the fracture visualization occurred was timed. A total of 120 instruments were selected, which were randomly assigned to 4 groups according to whether or not they were submitted to the sterilization process and its use. For simulation of clinical use, 60 resin blocks containing the simulated channel were selected and instrumented by oscillatory systems as recommended by the manufacturer. The results were submitted to the Mann-Whitney statistical test with 95% confidence. It was found that, in no evaluation, there was a negative influence of the sterilization on the performance of the instruments. Therefore, it is concluded that the autoclave sterilization process does not negatively interfere with the cyclic fatigue strength of such oscillatory systems and that they can be reused for at least one time without negatively modifying their resistance to cyclic fatigue.

Keywords: Dental instruments. Sterilization. Endodontics.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Desenho esquemático do dispositivo confeccionado para o suporte da peça de mão para a realização dos ensaios de fadiga cíclica.....21
- Figura 2 - (A) Imagem Geral do dispositivo confeccionado para realização dos ensaios de fadiga cíclica. (B) Imagem demonstrando a inserção da lima no canal simulado.....22
- Figura 3 - Imagem da morsa confeccionada para apreender o bloco que contém o canal simulado.....23
- Figura 4 - Representação dos parâmetros geométricos do canal simulado confeccionado em aço inoxidável.....24
- Figura 5 - Imagem representando a posição para realização dos ensaios de fadiga cíclica .....25
- Figura 6 - Instrumentos fraturados após o ensaio de fadiga cíclica.....26
- Figura 7 - Imagem dos Blocos de resina contendo os canais simulados. (A) Vista Lateral (B) Vista Posterior .....30
- Figura 8 - Instrumentação dos canais simulados em blocos de resina.....31

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Influência do processo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 2 .....	32
Tabela 2 - Influência do uso na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 3..	33
Tabela 3 - Influência de um uso e um ciclo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 4.....	34
Tabela 4 - Influência do uso e da esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 3 e 4.....	34

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>13</b>
2.1	LIGAS DE NiTi.....	13
2.2	FRATURA DOS INSTRUMENTOS CONFECCIONADOS EM NiTi.....	15
2.3	ESTERILIZAÇÃO DOS INSTRUMENTOS ACIONADOS A MOTOR .....	18
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>20</b>
3.1	OBJETIVO GERAL.....	20
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>21</b>
4.1	CONFECÇÃO DO DISPOSITIVO PARA A REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS DE FADIGA .....	21
4.2	CONFECÇÃO DOS CANAIS SIMULADOS.....	23
4.3	REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS DE FADIGA CÍCLICA .....	24
4.4	CÁLCULO DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA .....	26
4.5	DIVISÃO DOS GRUPOS.....	26
4.6	INSTRUMENTAÇÃO DOS CANAIS SIMULADOS EM BLOCO DE RESINA .....	29
4.7	ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	31
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>32</b>
<b>6</b>	<b>AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE ESTERILIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE INSTRUMENTOS OSCILATÓRIO</b> .....	<b>35</b>
6.1	INTRODUÇÃO.....	35
6.2	MATERIAIS E MÉTODOS .....	36
6.3	RESULTADOS .....	37
6.4	DISCUSSÃO .....	39
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>43</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>44</b>
	<b>ANEXO A - NORMAS DA REVISTA JOURNAL OF ENDODONTICS</b> .....	<b>51</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O preparo biomecânico do sistema de canais radiculares é considerado uma das etapas mais importantes no tratamento endodôntico. Possui como principais objetivos alcançar a completa remoção do tecido infectado e/ou necrosado do interior do canal radicular, criando paredes lisas que facilitem a irrigação e consequente obturação, preservando, sobretudo, a anatomia original do canal radicular (Moura-Netto *et al.*, 2015, Sinibaldi *et al.*, 2012).

Está bem estabelecido que o sucesso e a previsibilidade do tratamento endodôntico depende de um diagnóstico preciso e de um alto padrão de qualidade na realização de todas as etapas do tratamento (Tomson e Simon 2016).

Com a introdução de instrumentos confeccionados a partir de ligas de níquel-titânio (NiTi) por Walia *et al.*, 1988 no arsenal endodôntico, a prática clínica dos Endodontistas alcançou avanços significativos (Gu *et al.*, 2017, Arantes *et al.*, 2014, de Melo Ribeiro *et al.* 2013). Por apresentarem uma maior flexibilidade, esses instrumentos aumentam a segurança durante o preparo de canais radiculares curvos, minimizando os possíveis erros que podem ocorrer durante os procedimentos de instrumentação. Além disso, possibilitam um tratamento mais rápido quando comparado ao que emprega instrumentos convencionais confeccionados em aço inoxidável (Vallaeys *et al.*, 2016, Higuera *et al.*, 2015, Arias *et al.*, 2014).

As propriedades mecânicas superiores da liga NiTi permitiram, portanto, o desenvolvimento de instrumentos endodônticos acionados a motor, melhorando significativamente a eficácia e rapidez da etapa da instrumentação do sistema de canais radiculares (Miccoli *et al.*, 2017, Plotino *et al.*, 2014, Testarelli *et al.*, 2011).

Contudo, mesmo com os avanços alcançados pelos instrumentos confeccionados em NiTi, as fraturas inesperadas desses instrumentos durante a etapa de instrumentação dos canais radiculares é ainda considerada uma grande preocupação por parte dos especialistas. A fratura de um instrumento confeccionado em níquel-titânio pode ocorrer devido a um fenômeno ou ainda devido à associação de dois fenômenos, sendo eles a fadiga torcional e/ou a fadiga cíclica (Jamleh *et al.*, 2016, Ha *et al.*, 2015, Shen *et al.*, 2015).

A literatura tem relatado, portanto, que na prática clínica, a fadiga por flexão rotativa dos instrumentos tem sido o mecanismo mais comum causador de

fraturas dos instrumentos endodônticos acionados a motor, constituindo portando, 70% dos casos de fratura (Wycoff e Berzins, 2012, Shen *et al.*, 2015, Ha *et al.*, 2015).

Geralmente, as fraturas dos instrumentos endodônticos confeccionados em NiTi acionados a motor podem ser influenciadas por alguns fatores, como o uso clínico, a anatomia do canal radicular, a geometria do instrumento, cinemática de movimento e repetidos usos do instrumento (Jamleh *et al.*, 2016, Zinellis *et al.* 2010, Parashos *et al.*, 2004).

Além do fator “fadiga por flexão rotativa”, há também alguns estudos sugerindo a influência da esterilização em autoclave, na resistência à fratura por fadiga cíclica de instrumentos endodônticos acionados a motor. Alguns pesquisadores suportam a ideia de que o tratamento térmico adicional durante a esterilização em autoclave pode melhorar a flexibilidade desses instrumentos, possuindo um efeito positivo sobre a resistência à fadiga cíclica (Ozyurec *et al.*, 2017, Hilfer *et al.*, 2011).

Contudo, outros autores afirmam que a esterilização em autoclave aumentaria a fadiga cíclica do instrumento, levando, conseqüentemente, à fratura do mesmo. Por fim, até então, não há achados conclusivos sobre o tema em questão (Bulem *et al.*, 2013).

Portanto, tendo em vista a preocupação atual da Endodontia referente à resistência dos instrumentos endodônticos acionados a motor quando submetidos a esforços durante a etapa do preparo biomecânico, como também à viabilidade de seu maior número de usos de forma segura, a presente pesquisa visa avaliar a influência da esterilização na resistência à fratura por fadiga cíclica de instrumentos oscilatórios.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 LIGAS DE NiTi

Até o início dos anos 90, o tratamento endodôntico era realizado basicamente através de instrumentos confeccionados em aço inoxidável. Contudo, devido à rigidez inerente à liga com a qual tais instrumentos eram confeccionados, os mesmos não poderiam ser utilizados em canais que apresentassem curvaturas, mesmo que moderadas, pois resultava em uma alta incidência de erros como degraus, desvios, perfurações e fraturas do instrumento endodôntico no interior do canal radicular (Shim et al., 2017, Ounsi et al., 2017).

Dessa maneira, uma das maiores inovações na Endodontia tem sido a introdução da liga de NiTi para a fabricação de instrumentos endodônticos. Esses instrumentos, confeccionados em NiTi, devido à sua superelasticidade, trouxeram inúmeras melhorias para a etapa de instrumentação (Gu et al., 2017, Arantes et al., 2014, Kazemi et al., 1996, Qaed et al., 2018).

A superelasticidade da liga de NiTi é a capacidade que o material possui de voltar a sua forma original após sofrer ciclos de tensão, permitindo que a etapa da instrumentação dos canais radiculares ocorra sem causar desvios em sua anatomia original. A cinemática mais comum desse tipo de instrumento é a rotação contínua. No entanto, devido ao carregamento cíclico, os instrumentos sofrem desgaste e acumulam defeitos microestruturais, e conseqüentemente suas propriedades são alteradas com o uso (Shen et al., 2013, Thompson, 2000).

De acordo com a literatura atual, com o advento dos sistemas endodônticos de movimento Reciprocante, a etapa de instrumentação do canal radicular se tornou ainda mais segura, tendo em vista que essa cinemática de movimento fornece um aumento da resistência à fratura por fadiga cíclica do instrumento (Gambarini et al., 2018, Maniglia Ferreira et al., 2017).

Com o desenvolvimento da metalurgia aplicada às ligas NiTi para atender aos requisitos da endodontia, o processamento térmico é visto hoje como a principal abordagem para melhorar as propriedades dessas ligas, agindo sobre suas temperaturas de transição e, posteriormente, modificando a resistência à fadiga, seja torcional ou cíclica, do instrumento endodôntico mecanizado. Os processos térmicos

aplicados às ligas NiTi são, obviamente, segredos comerciais, zelosamente guardados e muito pouco conhecidos (De Deus et al., 2017, Pedulla et al., 2016).

De acordo com Gambarini et al, em 2009, os instrumentos pré-fabricados estão na fase de austenita antes de serem submetidos ao tratamento térmico. Então, quando ocorre o estresse do processo de torção do instrumento, ocorre também a indução da transformação da fase austenita para a fase R e martensítica.

A partir desse momento, um tratamento térmico proprietário é aplicado para manter essa estrutura cristalográfica do material, proporcionando a ele uma melhor elasticidade e, conseqüentemente, melhor resistência à fratura (Zupanc et al., 2018, Ounsi et al., 2017).

Com o objetivo de produzir uma liga de NiTi mais flexível e com maior resistência à fadiga cíclica, a Sportswire LLC (Langley, OK, EUA) desenvolveu um processo termomecânico de fabricação em 2007. As novas ligas de NiTi desenvolvidas por esse processo foram denominadas M-Wire (Gambarini et al., 2008). Por ser uma liga termicamente processada, ela é composta por uma mistura de fases, apresentando a fase austenita e uma pequena quantidade de martensita e fase R estável à temperatura corporal. Por esse motivo, a liga mantém sua propriedade de superelasticidade, melhorando a resistência à fadiga do instrumento (Ye e Gao 2012, Zhou et al., 2012, Alapati et al., 2009, Johnson et al., 2008).

Em 2008, logo após a introdução da liga M-Wire, a SybronEndo (Orange, CA, EUA) desenvolveu outro processo de fabricação para criar um novo sistema rotatório confeccionado em NiTi chamado Twisted File (TF). O processo de fabricação desse sistema inclui três novos métodos: Tratamento Térmico - Fase R, Torção do fio de metal e um especial condicionamento de superfície (Larsen et al. 2009).

Como resultado de maior flexibilidade, o uso de instrumentos na fase R permite um preparo mais centralizado do canal radicular com menos desvios, quando comparados aos sistemas rotatórios convencionais de NiTi (El Batouty e Elmallah 2011, Hashem et al. 2012, Reddy et al. 2014, Rejula et al. 2017). Dessa maneira, instrumentos confeccionados na Fase R revelam resistência à fadiga cíclica semelhante àqueles confeccionados em M-Wire (Bouska et al. 2012, Higuera et al. 2015)

Em 2010, visando alcançar ligas cada vez mais flexíveis, um novo tratamento térmico foi desenvolvido para as ligas de NiTi, conhecidas como ligas de

memória controlada (CM). Essas ligas contêm um menor teor de níquel (52% em massa) e passam por um tratamento termomecânico especial e sigiloso, projetado para manter a extrema flexibilidade dos instrumentos e eliminar o efeito de memória de forma das ligas anteriores. Clinicamente, essa característica da liga CM permite pré-curvar os instrumentos antes de inseri-los no canal radicular, superando assim uma grande limitação dos instrumentos de NiTi que não poderiam ser anteriormente pré-curvados para se adequar às mudanças de direção do canal radicular (Shim et al., 2017, Ounsi et al., 2017).

Em 2011, a Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, EUA) introduziu no arsenal endodôntico o sistema ProFile Vortex Blue, que foi o primeiro instrumento endodôntico possuindo um distintivo na cor azul. Agora, existem dois Gold e dois Blue sistemas de NiTi termicamente tratados. Dois deles são usados em cinemática rotatória (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona Endodontics) e dois deles são usados em cinemática Reciprocante (Reciproc® Blue, VDW; Wave One Gold™, Dentsply Sirona Endodontics) (Zupanc et al., 2018).

Em 2015, a FKG Dentaire apresentou outra liga de NiTi tratada termomecanicamente, chamada MaxWire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX), que é a primeira liga de NiTi endodôntica que combina efeito de memória deforma e superelasticidade na aplicação clínica. No momento, existem dois instrumentos disponíveis que são feitos de MaxWire; o r XP-endo Shape e XP-endo Finisher (ambos FKG Dentaire) (Zupanc et al., 2018).

Diante do exposto, é possível perceber que novos instrumentos e novas formas de tornar os instrumentos mais flexíveis são continuamente introduzidos na endodontia. A liga é apenas uma das muitas variáveis que afetam a ocorrência de possíveis erros durante a etapa de instrumentação. O design do instrumento, a anatomia do canal radicular, cinemática de movimento e repetidos usos são também possíveis causas que afetam o desempenho do instrumento e, conseqüentemente, a qualidade do preparo radicular (Ounsi et al., 2017, Gao et al., 2012, Kim et al., 2012).

## 2.2 FRATURA DOS INSTRUMENTOS CONFECIONADOS EM NiTi

Apesar da flexibilidade avançada da liga NiTi em relação ao aço inoxidável, a fratura dos instrumentos endodônticos acionados a motor

confeccionados em NiTi continua sendo um problema na prática clínica dos especialistas (Zupanc et al., 2018).

Vários estudos têm sido realizados para entender o mecanismo de falha do instrumento endodôntico confeccionado em NiTi durante a etapa de instrumentação do canal radicular (Zinelis et al., 2010, Plotino et al., 2009). Geralmente, as fraturas ocorrem por influência da anatomia do canal radicular, geometria do instrumento, caracterização do instrumento, cinemática de movimento, como também repetidos usos (Jamleh et al., 2016, Pedulla et al., 2013, Casper et al., 2011).

Dessa maneira, sabe-se que o instrumento endodôntico acionado a motor confeccionado em NiTi fratura devido a dois mecanismos: fadiga torcional e/ou fadiga cíclica (Pedulla e tal., 2018, Gao et al., 2010, Kitchens et al., 2007). A fratura por fadiga de torção ocorre quando o torque resultante do contato entre a parede do instrumento com a parede do canal radicular excede a força de torção do instrumento, ou quando ocorre a torção do instrumento sobre o seu eixo longitudinal numa extremidade, enquanto a outra extremidade está numa posição fixa, acoplada ao motor, que continua a girar. Isso pode também ocorrer quando a rotação do instrumento é suficientemente reduzida em relação ao diâmetro da secção transversal (Higuera et al., 2015; Shen et al., 2015).

Por outro lado, os casos de fratura do instrumento causada por fadiga por flexão rotativa ocorrem quando repetidos ciclos de tensão e compressão de um instrumento endodôntico mecanizado são gerados sobre o ponto máximo de flexão do canal radicular. O instrumento sofrerá, portanto, um colapso estrutural e conseqüente fratura. A literatura tem relatado, portanto, que na prática clínica, a fadiga por flexão rotativa dos instrumentos tem sido o mecanismo mais comum causador de fraturas dos instrumentos endodônticos acionados a motor, constituindo portando, 70% dos casos de fratura (Wycoff e Berzins, 2012, Shen et al., 2015, Ha et al., 2015).

O estudo clássico de Pruett et al. 1997 descreveu que o fator mais importante que leva à fratura do instrumento é a fadiga do metal. Dessa maneira, o ensaio de flexão rotativa contínua é uma ferramenta útil para compreender a influência dos parâmetros relacionados à geometria do canal no número de ciclos à fratura por fadiga de um instrumento endodôntico de NiTi mecanizado (Lopes et al. 2009).

A resistência à fadiga é, portanto, quantificada por meio do número de ciclos que um instrumento suporta durante o teste de flexão rotativa (Lopes et al. 2009). O número de ciclos é cumulativo e está relacionado à intensidade das tensões trativas e compressivas induzidas no instrumento endodôntico, que por sua vez também possuem relação direta com o diâmetro dos instrumentos e com a sua configuração da secção transversal (Lopes et al. 2013, Wycoff & Berzins, 2012).

Diante da possibilidade de fratura de instrumentos endodônticos, pesquisadores e fabricantes têm buscado explorar diversas maneiras de aumentar sua resistência à fadiga, bem como sua eficiência clínica. Características geométricas, tratamentos térmicos e tratamentos de superfície demonstraram ter um efeito considerável no desempenho de instrumentos NiTi sobre as propriedades mecânicas e clínicas (Ha et al., 2013, Rodrigues et al., 2011, Park et al., 2010, Tripi et al., 2006)

Com essa finalidade, uma forma diferente de movimento para os instrumentos NiTi foi proposta por Yared em 2008. Uma técnica, utilizando instrumentos confeccionados com ligas NiTi M-Wire e Fase R que consegue modelar com sucesso o canal radicular com apenas um instrumento, cuja resistência à fadiga cíclica é supostamente maior do que os instrumentos convencionais (Gao et al. 2010, Bhagabati et al. 2012).

O movimento Reciprocante do instrumento endodôntico consiste em um giro em uma direção que, em seguida, é invertido antes de completar um ciclo rotativo completo (Yared 2008, Wan et al. 2011).

Vários estudos, portanto, têm demonstrado a eficiência desse movimento em comparação com a rotação contínua em termos de tempo necessário para preparar um canal radicular curvo, o corte, a eficiência e a resistência à fadiga cíclica, podendo prolongar a vida útil de um instrumento NiTi e, portanto, podendo aumentar a eficiência clínica em comparação com a rotação contínua (Plotino et al. 2015, Plotino et al., 2012, You et al., 2010).

No entanto, ainda não há um consenso na literatura afirmando qual a cinemática de movimento mais segura para instrumentos NiTi acionados a motor, havendo ainda muitos estudos e pesquisas sobre os méritos relativos de movimentos contínuos ou movimentos recíprocos e seus efeitos sobre a fadiga cíclica e, conseqüente, fratura do instrumento (Ferreira et al., 2017).

## 2.3 ESTERILIZAÇÃO DOS INSTRUMENTOS ACIONADOS A MOTOR

A esterilização de instrumentos odontológicos é uma parte crucial para o controle de infecção. A esterilização a vapor envolve o uso de calor e umidade mantidos em um tempo definido, temperatura e pressão para eliminar microorganismos, incluindo os esporos (Chan et al., 2016). Na endodontia, a necessidade do uso repetitivo dos instrumentos rotatórios em NiTi requer a esterilização em autoclave desses instrumentos após cada uso (Yilmaz et al., 2018, Özyürek et al., 2017).

Devido ao importante papel que o tratamento térmico desempenha na fabricação das ligas de NiTi, os efeitos dos procedimentos de esterilização por calor sobre as propriedades mecânicas dessas ligas são de grande relevância para a prática clínica. Dessa forma, os possíveis efeitos do processo de esterilização em autoclave sobre a resistência à fratura de instrumentos de NiTi têm despertado o interesse por parte dos pesquisadores, sendo alvo de estudos, no entanto, com resultados contrastantes (Plotino et al., 2012, Casper et al., 2011, Valois e Azevedo, 2008).

Tem sido demonstrado na literatura que em alguns casos os métodos de esterilização por calor podem aumentar a resistência à fadiga cíclica do instrumento NiTi (Viana et al., 2006). Em contraste, uma redução significativa na resistência a fratura torcional após a esterilização por calor foi reportada para alguns instrumentos NiTi (Canalda-Sahli et al., 1998), enquanto outros autores não encontraram mudança significativa nas propriedades torcionais do NiTi ou no número de ciclos até a fadiga após a esterilização por calor (Hilt et al., 2000, Mize et al., 1998).

Para alguns autores, o efeito de memória de forma e as propriedades superelásticas das ligas NiTi são fortemente dependentes do histórico de processamento termomecânico dos instrumentos, e, conseqüentemente, tem sido relatado que o tratamento térmico adicional de instrumentos de NiTi durante a esterilização em autoclave podem aumentar sua flexibilidade (Plotino et al., 2012, Yahata et al., 2009, Zinelis et al., 2007).

Por outro lado, Valois e Azevedo em 2008 afirmaram que, devido à expansão térmica e contração causada pelo processo de esterilização em autoclave, o instrumento pode sofrer uma deformação permanente de sua estrutura, afetando

diretamente suas propriedades e, conseqüentemente, resultando na fratura mais rápida do instrumento durante o preparo do canal radicular.

O fato é que, independentemente da sugestão do fabricante, normalmente, na prática clínica, os instrumentos de NiTi acionados a motor são reutilizados, o que leva, conseqüentemente, à necessidade de repetidos ciclos de esterilização (Hurtt 1996, Gambarini et al., 2008, Zhao et al., 2016).

Contudo, até então, todos os estudos relacionados à reutilização dos instrumentos endodônticos confeccionados em NiTi se referem aos instrumentos de rotação contínua. Nenhum estudo, até o momento, comparou a influência da esterilização em autoclave na resistência à fadiga cíclica utilizando instrumentos oscilatórios, tendo em vista a recomendação, pelo fabricante, de uso único desses instrumentos.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência da esterilização na resistência à fratura por fadiga cíclica de instrumentos Oscilatórios.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a resistência dos Instrumentos R25 do sistema Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha) com e sem submissão ao processo de esterilização.
- Comparar a resistência dos Instrumentos Primary do sistema Wave One Gold™ (Dentsply- Maillefer, Ballaigues, Suíça) com e sem submissão ao processo de esterilização.
- Analisar a resistência dos Instrumentos 25.06 do sistema UnicOne™ (Medin, Vlachovická, República Tcheca) com e sem submissão ao processo de esterilização.
- Analisar a resistência dos Instrumentos Instrumentos R25 do sistema Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha) após instrumentação do canal simulado em bloco de resina, com e sem submissão ao processo de esterilização.
- Mensurar a resistência dos Instrumentos Primary do sistema Wave One Gold™ (Dentsply/ Maillefer, Ballaigues, Suíça) após instrumentação do canal simulado em bloco de resina, com e sem submissão ao processo de esterilização.
- Determinar a resistência dos Instrumentos 25.06 do sistema UnicOne™ (Medin, Vlachovická, República Tcheca) após instrumentação do canal simulado em bloco de resina, com e sem submissão ao processo de esterilização.

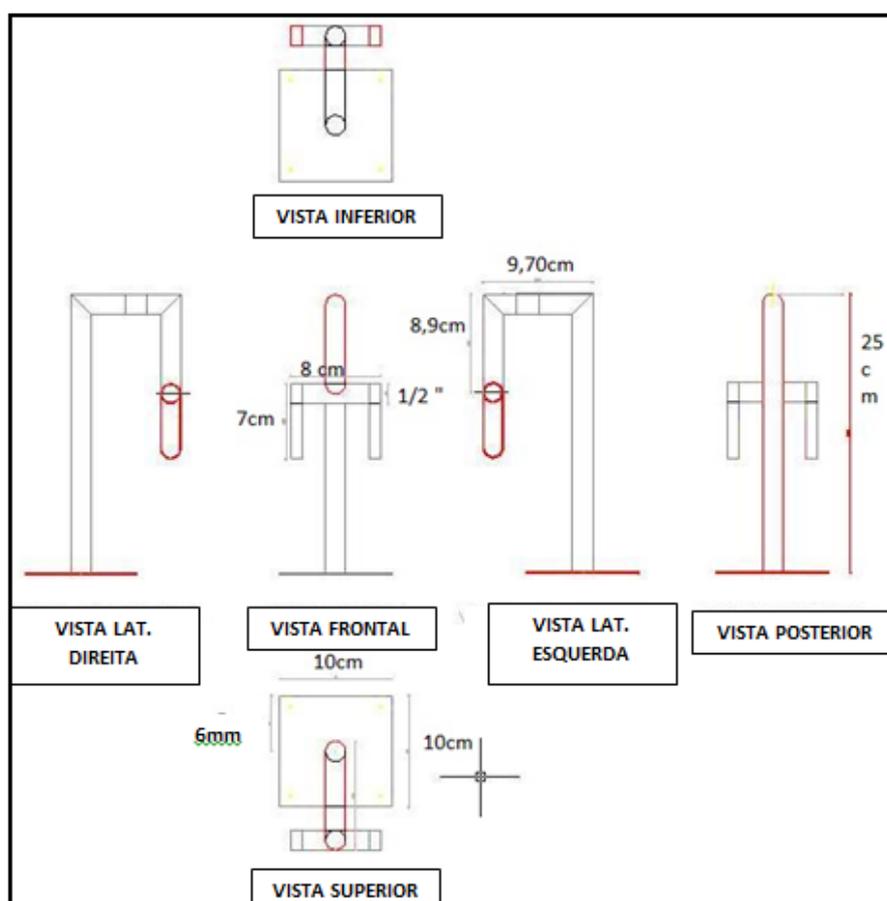
## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

A presente pesquisa foi realizada no Laboratório da Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, não sendo necessária a aprovação do comitê de ética em pesquisa por se tratar de um estudo realizado com canais simulados confeccionados em aço inoxidável.

### 4.1 CONFEÇÃO DO DISPOSITIVO PARA A REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS DE FADIGA

Para a realização dos ensaios de fadiga, primeiramente foi necessária a confecção de um dispositivo que tornasse possível o suporte da peça de mão. O dispositivo foi, portanto, idealizado e planejado em um programa de engenharia civil chamado AutoCAD Civil 3D com as medidas desejadas (Fig 1.)

Figura 1 - Desenho esquemático do dispositivo confeccionado para o suporte da peça de mão para a realização dos ensaios de fadiga cíclica.



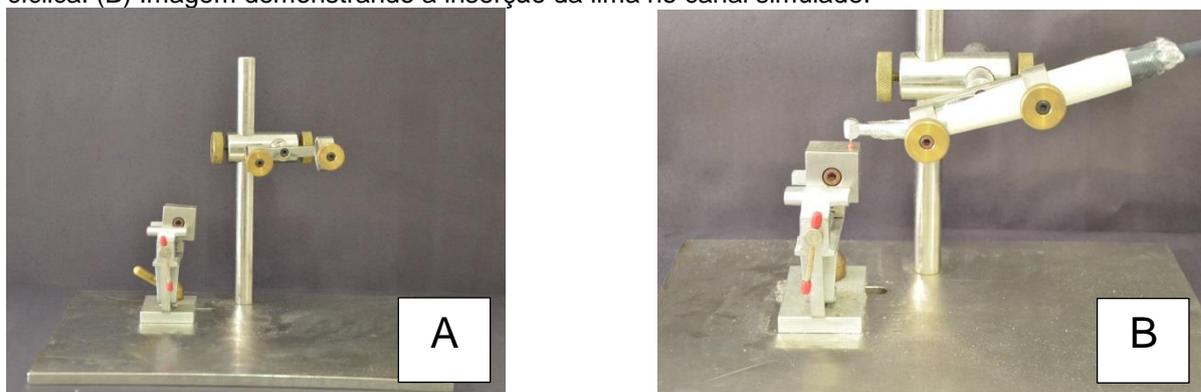
Fonte: Próprio Autor (2018)

De posse do planejamento, procurou-se o departamento da Física da Universidade Federal de Pernambuco para a confecção do dispositivo. Baseado nas metodologias já existentes sobre a confecção de uma plataforma para a realização de ensaios de fadiga cíclica, como descreve Lopes et al. 2013, Pongione et al., 2012 e Plotino et al., 2010, deu-se início à confecção de um aparelho composto por uma base quadrada confeccionada em aço inoxidável com espessura de 6 mm e lados de 10cm. Embaixo da base, em cada canto do quadrado, estão instaladas quatro bases de borracha com o objetivo de evitar a vibração do dispositivo durante o acionamento do motor.

Perpendicular à base está fixada uma haste cilíndrica com 25cm de altura e 15mm de diâmetro, na qual é fixado o suporte da peça de mão. Esse suporte tem como função fixar a peça de mão através de parafusos de ajuste manual (Fig 2A).

O suporte é dotado de um mecanismo regulável, com parafusos que permitem movimentos verticais e horizontais ao conjunto, facilitando, portanto, a inserção da lima no canal simulado, tendo em vista que a trajetória vertical do instrumento instalado na peça de mão deve coincidir com o eixo longitudinal da parte reta do canal simulado (Fig 2B).

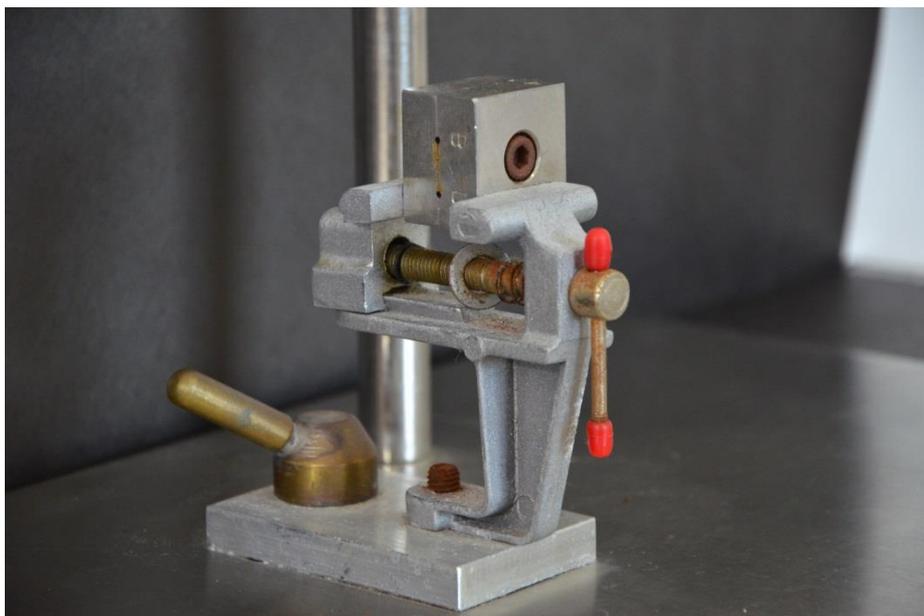
Figura 2 - (A) Imagem Geral do dispositivo confeccionado para realização dos ensaios de fadiga cíclica. (B) Imagem demonstrando a inserção da lima no canal simulado.



Fonte: Próprio Autor (2018)

Na base também está fixada uma morsa para a apreensão do bloco que contém o canal simulado em aço inoxidável (Fig 3). A morsa pode então ser movimentada para frente e para trás, através de um rasgo feito na base e fixado com um parafuso de aperto manual para permitir a coincidência de eixos entre instrumento e o canal simulado.

Figura 3 - Imagem da morsa confeccionada para apreender o bloco que contém o canal simulado.



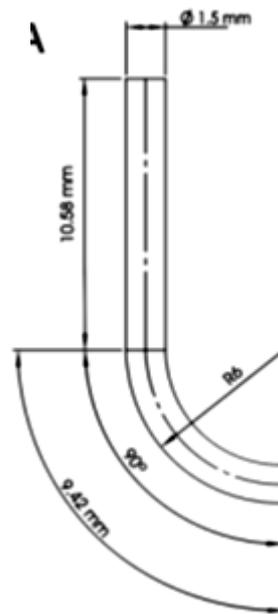
Fonte: Próprio Autor (2018)

#### 4.2 CONFECÇÃO DOS CANAIS SIMULADOS

Foi confeccionado um canal simulado em aço inoxidável de acordo com os parâmetros geométricos propostos por Lopes et al., 2013 (Fig 4), no qual foram realizados os ensaios de fadiga cíclica. O canal simula uma situação clínica, possuindo os seguintes parâmetros:

- Segmento cervical reto medindo 10,58mm;
- Comprimento de arco de 9,42mm;
- Comprimento total de 20mm;
- Um raio de curvatura de 6mm, localizado na porção apical do canal

Figura 4 - Representação dos parâmetros geométricos do canal simulado confeccionado em aço inoxidável.

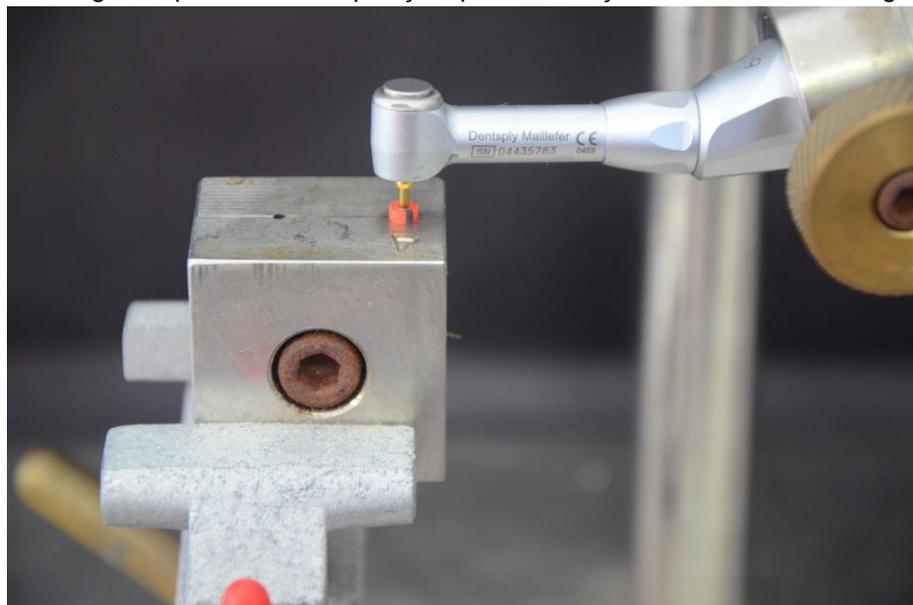


Fonte: Lopes et al. (2013)

#### 4.3 REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS DE FADIGA CÍCLICA

Depois de realizada a seleção da amostra e divisão dos grupos, os instrumentos foram demarcados, com o auxílio de uma régua milimetrada (Jon, São Paulo, Brasil), em 21mm de comprimento, para que, quando posicionados no interior do canal simulado, a ponta do instrumento ficasse bem visível no momento em que houvesse a fratura do instrumento devido à fadiga cíclica. Após a demarcação de todos os instrumentos, com a mesma régua milimetrada, os mesmos foram posicionados, um a um, na peça de mão e inseridos no interior do canal artificial até que 1mm da ponta do instrumento fosse visualizado para fora do canal simulado, padronizando, dessa maneira, a distância de penetração do instrumento no interior do canal simulado (Fig 5).

Figura 5 - Imagem representando a posição para realização dos ensaios de fadiga cíclica.



Fonte: Próprio Autor (2018)

Durante cada ensaio o canal artificial foi preenchido com 3ml de Glicerina Líquida (Uniphar, J.D.R. Indústria Farmacêutica Ltda/ GO-Brasil) através de uma agulha *NaveTip* 30 gauge, 25mm (Ultradent Products Inc. South Jordan, UT/ EUA) acoplada a uma seringa plástica de 5ml (Ultradent Products Inc. UT, EUA) com o objetivo de atuar como lubrificante, reduzindo o atrito entre o instrumento e as paredes do canal simulado.

Em seguida o instrumento era então acionado com velocidade, tipo de movimento e torque preconizado pelo fabricante. Para a realização dos ensaios, foi utilizado o motor XSmart Plus (Dentsply Mailefer), um motor endodôntico para sistemas de NiTi tanto de rotação contínua como de rotação alternada.

Os instrumentos foram rotacionados até que a fratura ocorresse. O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado, por meio de um cronômetro digital (1/100) (Technos, Indústria Brasileira, Manaus, AM, Brasil) pelo mesmo operador, que cessava o cronômetro no momento em que houvesse a constatação visual da fratura do instrumento. Para que fossem evitados erros humanos, todos os ensaios foram gravados simultaneamente e posteriormente assistidos por dois examinadores pré-calibrados, para que fosse realizada uma verificação exata do momento em que ocorreu a fratura do instrumento.

Figura 6 - Instrumentos fraturados após o ensaio de fadiga cíclica.



Próprio Autor (2018)

#### 4.4 CÁLCULO DO NÚMERO DE CICLOS ATÉ A FRATURA

De posse de todos os tempos cronometrados, o número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação, em segundos, pelo tempo decorrido até a fratura em flexão rotativa da cada instrumento, também em segundos.

#### 4.5 DIVISÃO DOS GRUPOS

Foram selecionados 120 instrumentos confeccionados em NiTi, os quais foram alocados em 4 grupos, de forma aleatória, de acordo com sua submissão ou não ao processo de esterilização e após o preparo biomecânico.

#### **Grupo 1: Ensaio de Fadiga Cíclica com Instrumentos Oscilatórios Não Esterilizados**

1-1 Foram utilizados 10 instrumentos R25 do sistema Oscilatório Reciproc®.

1-2 Foram utilizados 10 instrumentos Primary do sistema Oscilatório WaveOne Gold™.

1-3 Foram utilizados 10 instrumentos 25.06 do sistema UnicOne™.

## **Grupo 2: Ensaio de Fadiga Cíclica com Instrumentos Oscilatórios após Esterilização em Autoclave**

2-1 Foram utilizados 10 instrumentos R25 do sistema Oscilatório Reciproc®.

2-2 Foram utilizados 10 instrumentos Primary do sistema Oscilatório WaveOne Gold™.

2-3 Foram utilizados 10 instrumentos 25.06 do sistema UnicOne™.

### **4.5.3 Grupo 3: Instrumentos Oscilatórios não submetidos ao processo de esterilização prévio utilizados para a instrumentação de canais simulados em bloco de resina, e em seguida submetidos ao ensaio de Fadiga Cíclica**

3-1. O preparo biomecânico será realizado com 10 instrumentos do Sistema Oscilatório Reciproc® (R25).

3-2. O preparo biomecânico será realizado com 10 instrumentos do sistema Oscilatório Wave One Gold™ (Primary).

3-3 O preparo biomecânico será realizado com 10 instrumentos do sistema UnicOne™ (25.06).

### **4.5.4 Grupo 4: Instrumentos Oscilatórios esterilizados utilizados para a instrumentação de canais simulados em bloco de resina, e em seguida submetidos ao ensaio de Fadiga Cíclica**

4-1 O preparo biomecânico será realizado com 10 instrumentos do sistema Oscilatório Reciproc® (R25).

4-2 O preparo biomecânico será realizado com 10 instrumentos do sistema Oscilatório Wave One Gold™ (Primary).

4-3 O preparo biomecânico será realizado com 10 instrumentos do sistema UnicOne™ (25.06).

Nos grupos 2 e 4, os instrumentos testados passaram pelo processo de esterilização seguindo o protocolo preconizado pela ANVISA (2006) e que consiste nas seguintes etapas:

## **A. Limpeza**

A limpeza dos instrumentos foi feita através da imersão em detergente enzimático (Riozyme IV e Neutro – Rioquímica) em um recipiente com tampa. O preparo da solução e o tempo de imersão respeitaram as recomendações do fabricante.

## **B. Descontaminação**

- Realizada manualmente com auxílio de luvas grossa de borracha, escova macia e esponja.
- A lavagem foi realizada em uma pia com cuba profunda e torneira com jato direcionado.

## **C. Enxágue**

- Para o enxágue, após a limpeza e/ou descontaminação, foi utilizada a água potável e corrente em pia exclusiva para os instrumentais, de forma abundante, antes de passar para próxima etapa.

## **D. Secagem**

- A secagem dos instrumentos foi realizada para que não ocorresse interferência da umidade nos processos posteriores e foi feita por um pano limpo e seco, tipo compressa dupla (exclusivo para essa finalidade).

## **E. Inspeção**

Após a secagem, foi feita a inspeção visual para verificar se os instrumentais foram devidamente lavados.

## **F. Processamento**

### **F.1. Esterilização**

## F.2. Esterilização por meio físico

- Empacotamento: Os instrumentais foram acondicionados em invólucros de grau cirúrgico, selados e identificados com a data que foi realizada a esterilização.
- Os instrumentais foram submetidos à autoclave (Bioclave 12L-Inox/GNATUS - Equipamentos MédicoOdontológicos Ltda. Recreio Anhaguera Ribeirão Preto - SP).
- Os padrões de tempo, temperatura e pressão para esterilização pelo vapor variam de acordo com o aparelho e encontram-se dentro de: 121°C a 127°C (1 atm pressão) por 15 a 30 minutos e 132°C a 134°C (2 atm pressão) por quatro a sete minutos de esterilização.
- O processo é validado e monitorizado conforme indicado pelo fabricante da autoclave.

## G. Estocagem

Após submeter os instrumentais ao processamento, eles foram estocados em área separada, limpa, livre de poeiras, em armários fechados, longe de área com pias, água ou tubos de drenagem.

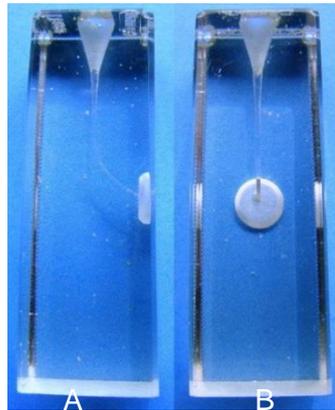
Antes de iniciar os ciclos de esterilização em autoclave, foi realizada a monitorização da Esterilização com Indicadores Biológicos (INDICADOR BIOLÓGICO ATTEST VAPOR 1262BP - C/25 AMP. - 3M DO BRASIL).

Para os Grupos 3 e 4 os instrumentos oscilatórios foram utilizados em canais simulados em blocos de resina, mimetizando o uso clínico.

## 4.6 INSTRUMENTAÇÃO DOS CANAIS SIMULADOS EM BLOCO DE RESINA

Foram utilizados 60 blocos de resina transparentes com curvatura severa (Endo Training, Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (Fig.7), determinados de acordo com a técnica CAA - Canal Access Angle - descrita por Gunday *et al.*, 2005.

Figura 7 - Blocos de resina com canais simulados. A- vista Lateral, B- vista Posterior.



Fonte: Próprio Autor (2018)

O taper e o diâmetro dos canais simulados equivalem a um instrumento ISO 15# (Aydin et al. 2008). Cada bloco tem comprimento de 30mm, com o canal medindo 16mm de comprimento. A curvatura localiza-se a 12mm do orifício de entrada do canal radicular sendo essa a porção reta do canal e a curvatura tem 4mm de comprimento.

Em seguida os blocos de resina foram divididos aleatoriamente em dois grupos com 30 blocos cada, os quais foram instrumentados com os sistemas experimentais, conforme preconizado pelo fabricante:

- **Sistema Oscilatório Reciproc®:** Foram utilizados os instrumentos R25 no canal simulado.
- **Sistema Oscilatório Wave One Gold™:** Foram utilizados os instrumentos Primary no canal simulado.
- **Sistema Oscilatório UnicOne™:** Foram utilizados os instrumentos 25.06 no canal simulado.

Figura 8. Instrumentação dos canais simulados em blocos de resina.



Fonte: Próprio Autor (2018)

A irrigação durante a etapa do preparo biomecânico dos canais simulados em bloco de resina ocorreu antes, durante e ao final da instrumentação com Álcool Absoluto, através de uma agulha *NaveTip* 30 gauge, 25mm (Ultradent Products Inc. South Jordan, UT/ EUA) acoplada a uma seringa plástica de 3ml (Ultradent Products Inc. UT, EUA).

#### 4.7 ANÁLISE DOS RESULTADOS

De posse dos resultados, os mesmos foram digitados e tabulados em uma planilha de *Excel 2010* e, em seguida, submetidos à análise estatística. O Software utilizado foi o STATA/SE. Todos os testes foram aplicados com 95% de confiança. O teste estatístico utilizado foi Mann-Whitney para comparação com dois grupos.

## 5 RESULTADOS

Inicialmente foi realizada uma comparação entre os grupos 1 e 2 (Tabela 1), onde se avaliou a influência do processo de esterilização na resistência à fadiga cíclica dos sistemas oscilatórios Reciproc®, Wave One Gold™ e UnicOne™ .

Essa primeira comparação teve por objetivo avaliar o comportamento do Grupo 1. Os instrumentos foram submetidos ao ensaio de fadiga cíclica sem influência de nenhuma outra variável, compreendendo, dessa forma, o grupo controle, com o Grupo 2, onde apenas a variável “esterilização” esteve presente.

Foi possível constatar que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) GOLD” e “NCF GOLD” em relação aos grupos analisados. Ou seja, apenas o sistema Wave One Gold™ demonstrou uma melhora na quantidade de ciclos realizados após submetidos ao processo de esterilização em autoclave.

Portanto, é possível sugerir que o processo de esterilização em autoclave não influenciou de forma negativa na resistência à fadiga cíclica desses sistemas oscilatórios.

**Tabela 1 – Influência do processo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 2.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	Controle Média ± DP	1 Esteriliz Média ± DP	
Tempo(s) RECIPROC®	258,20 ± 54,78	283,40 ± 57,02	0,325
Tempo(s) UNICONE™	101,30 ± 12,61	92,90 ± 22,28	0,174
Tempo(s) GOLD	169,50 ± 22,86	230,00 ± 22,27	<b>0,001</b>
NCF RECIPROC®	1312,75 ± 283,58	1417,00 ± 285,12	0,405
NCF UNICONE™	506,50 ± 63,03	464,50 ± 111,42	0,174
NCF GOLD	988,75 ± 133,37	1341,66 ± 129,91	<b>0,001</b>

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

Comparando os grupos 1 e 3 (Tabela 2), onde, nesse momento, foi mensurada a influência de um uso clínico do instrumento na resistência à fadiga cíclica dos sistemas avaliados, constatou-se que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) RECIPROC®” e “NCF RECIPROC®”. Ou seja, o sistema Reciproc® demonstrou uma melhora relevante na

quantidade de ciclos realizados após um uso em relação aos outros sistemas avaliados.

Esses achados sugerem que apenas um uso desses instrumentos não influenciou de forma negativa na resistência à fadiga cíclica dos sistemas oscilatórios comparados.

**Tabela 2 – Influência do uso na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 3.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	Controle Média ± DP	1 Uso Sem Ester. Média ± DP	
Tempo(s)			
RECIPROC®	258,20 ± 54,78	314,80 ± 56,93	<b>0,034</b>
Tempo(s) UNICONE™	101,30 ± 12,61	86,90 ± 32,15	0,064
Tempo(s) GOLD	169,50 ± 22,86	143,50 ± 32,40	0,059
NCF RECIPROC®	1312,75 ± 283,58	1574,00 ± 284,67	<b>0,049</b>
NCF UNICONE™	506,50 ± 63,03	506,91 ± 187,57	0,597
NCF GOLD	988,75 ± 133,37	840,62 ± 190,07	0,082

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

Ao comparar o Grupo 4 com o grupo controle, Grupo 1 (Tabela 3), avaliou-se a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos submetidos a um uso e um ciclo de esterilização,

Os resultados demonstraram que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) RECIPROC®” e “NCF RECIPROC®” em relação aos grupos comparados.

Esses achados sugerem que, um uso e um ciclo de esterilização desses instrumentos não influenciaram de forma negativa na resistência a fadiga cíclica dos sistemas oscilatórios comparados.

**Tabela 3 – Influência de um uso e um ciclo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 4.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	Controle Média ± DP	1 Uso 1 Ester. Média ± DP	
Tempo(s) RECIPROC®	258,20 ± 54,78	329,80 ± 44,84	<b>0,005</b>
Tempo(s) UNICONE™	101,30 ± 12,61	95,20 ± 38,39	0,406
Tempo(s) GOLD	169,50 ± 22,86	196,80 ± 39,77	0,121
NCF RECIPROC®	1312,75 ± 283,58	1639,00 ± 226,14	<b>0,013</b>
NCF UNICONE™	506,50 ± 63,03	545,41 ± 235,90	0,623
NCF GOLD	988,75 ± 133,37	1148,30 ± 232,04	0,121

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

Por fim, foi realizada a comparação entre os Grupos 3 e 4 (Tabela 4). No Grupo 3, os instrumentos sofreram influência apenas da variável “uso”, enquanto no Grupo 4 houve a influência das duas variáveis “uso” e “esterilização”. Contudo, constatou-se que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) GOLD” e “NCF GOLD” em relação aos grupos.

Esses dados sugerem que, mesmo após um uso desses instrumentos, o processo de esterilização em autoclave não influenciou de forma negativa na resistência a fadiga cíclica dos sistemas oscilatórios comparados.

**Tabela 4 – Influência do uso e da esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 3 e 4.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	1 Uso Sem Ester. Média ± DP	1 Uso 1 Ester. Média ± DP	
Tempo(s) RECIPROC®	314,80 ± 56,93	329,80 ± 44,84	0,325
Tempo(s) UNICONE™	86,90 ± 32,15	95,20 ± 38,39	0,705
Tempo(s) GOLD	143,50 ± 32,40	196,80 ± 39,77	<b>0,007</b>
NCF RECIPROC®	1574,00 ± 284,67	1639,00 ± 226,14	0,449
NCF UNICONE™	506,91 ± 187,57	545,41 ± 235,90	0,705
NCF GOLD	840,62 ± 190,07	1148,30 ± 232,04	<b>0,006</b>

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

## 6 AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE ESTERILIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE INSTRUMENTOS OSCILATÓRIOS

### 6.1 INTRODUÇÃO

Com a introdução de instrumentos confeccionados a partir de ligas de níquel-titânio (NiTi) por Walia et al., 1988, a prática clínica dos Endodontistas alcançou avanços significativos (Gu et al., 2017, Arantes et al., 2014). Por apresentarem uma maior flexibilidade, esses instrumentos aumentam a segurança durante o preparo de canais radiculares curvos, minimizando possíveis erros durante a etapa de instrumentação (Vallaeyts *et al.*, 2016, Higuera *et al.*, 2015, Arias *et al.*, 2014).

As propriedades mecânicas superiores da liga NiTi permitiram, portanto, o desenvolvimento de instrumentos endodônticos acionados a motor, melhorando significativamente a eficácia e rapidez da etapa da instrumentação do sistema de canais radiculares (Miccoli et al., 2017, Plotino et al., 2014, Testarelli et al., 2011).

Contudo, mesmo com os avanços alcançados pelos instrumentos confeccionados em NiTi, suas fraturas durante a etapa de instrumentação são ainda consideradas grande preocupação pelos especialistas. A fratura de um instrumento confeccionado em níquel-titânio pode ocorrer devido a um fenômeno ou ainda à associação de dois fenômenos, sendo eles a fadiga torcional e/ou a fadiga cíclica (Jamleh et al., 2016, Ha et al., 2015, Shen et al., 2015).

A literatura tem relatado que, na prática clínica, a fadiga por flexão rotativa dos instrumentos endodônticos acionados a motor tem sido o mecanismo mais comum causador de fraturas, constituindo, portanto, 70% dos casos (Wycoff e Berzins, 2012, Shen *et al.*, 2015, Ha *et al.*, 2015).

Além do fator “fadiga por flexão rotativa”, há também alguns estudos sugerindo a influência da esterilização em autoclave, na resistência à fratura por fadiga cíclica de instrumentos endodônticos acionados a motor (Ozyurec et al., 2017, Hilfer et al., 2011).

Devido ao importante papel que o tratamento térmico desempenha na fabricação das ligas de NiTi, os efeitos dos procedimentos de esterilização por calor sobre as propriedades mecânicas dessas ligas são de grande relevância clínica.

Assim, os possíveis efeitos do processo de esterilização em autoclave sobre a resistência à fratura de instrumentos de NiTi mecanizados têm despertado o interesse dos pesquisadores, sendo alvo de estudos, embora com resultados contrastantes (Plotino et al., 2012, Casper et al., 2011, Valois e Azevedo, 2008).

Portanto, considerando a preocupação atual da Endodontia referente à resistência dos instrumentos endodônticos acionados a motor quando submetidos a esforços durante a etapa do preparo biomecânico, como também à viabilidade de seu maior número de usos com segurança, a presente pesquisa pretendeu avaliar a influência da esterilização na resistência à fratura por fadiga cíclica de instrumentos oscilatórios.

## 6.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para realizar os ensaios de fadiga cíclica, foi confeccionado, no Departamento da Física da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), um dispositivo para o suporte da peça de mão. Também foi confeccionado um canal simulado em aço inoxidável de acordo com os parâmetros geométricos propostos por Lopes et al., 2013, no qual foram realizados os ensaios de fadiga cíclica.

Foram selecionados 120 instrumentos de diferentes sistemas oscilatórios: 40 R25 do sistema Reciproc®, 40 Primary do sistema Wave One™ Gold e 40 25.06 do sistema UnicOne™, os quais foram alocados em quatro grupos, de forma aleatória, conforme submissão ou não ao processo de esterilização e após o preparo biomecânico. No Grupo 1, realizou-se o ensaio de fadiga cíclica com instrumentos oscilatórios não esterilizados (10 R25, 10 Primary, 10 25.06). No Grupo 2, realizou-se o ensaio de fadiga cíclica com instrumentos oscilatórios após esterilização em autoclave (10 R25, 10 Primary, 10 25.06). No grupo 3, os instrumentos oscilatórios não esterilizados foram utilizados para a instrumentação de canais simulados em bloco de resina, sendo em seguida submetidos ao ensaio de fadiga cíclica (10 R25, 10 Primary, 10 25.06). No grupo 4, os instrumentos oscilatórios foram utilizados para a instrumentação de canais simulados em bloco de resina, esterilizados posteriormente e, por fim, submetidos ao ensaio de Fadiga Cíclica (10 R25, 10 Primary, 10 25.06).

Para os grupos 3 e 4, foram utilizados blocos de resina transparentes com canais curvos (Endo Training, Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Os

canais foram instrumentados com os sistemas experimentais, segundo preconizado pelo fabricante.

Após seleção da amostra e divisão dos grupos, os instrumentos foram demarcados, com o auxílio de uma mesma régua milimetrada (Jon, São Paulo, Brasil), em 21mm de comprimento, para que, quando posicionados no interior do canal simulado, a ponta do instrumento ficasse claramente visível no momento em que houvesse a fratura do instrumento devido à fadiga cíclica.

Em seguida, o instrumento foi então acionado com velocidade, tipo de movimento e torque preconizado pelo fabricante. Para a realização dos ensaios, foi utilizado o motor XSmart Plus (Dentsply Mailefer).

Os instrumentos foram rotacionados até que a fratura ocorresse. Esse tempo foi cronometrado, por meio de um cronômetro digital (1/100) (Technos, Indústria Brasileira, Manaus, AM, Brasil) pelo mesmo operador, que cessava o cronômetro no momento em que houvesse a constatação visual da fratura do instrumento. Para que fossem evitados erros humanos, todos os ensaios foram gravados simultaneamente e posteriormente assistidos por dois examinadores pré-calibrados, para que fosse realizada uma verificação exata do momento em que ocorreu a fratura do instrumento.

O número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação, em segundos, pelo tempo decorrido até a fratura em cada instrumento, também em segundos.

Os dados foram analisados estatisticamente usando o teste de Mann-Whitney para verificar quaisquer diferenças significativas entre grupos ( $P < 0,05$ ).

### 6.3 RESULTADOS

Os resultados demonstraram que a esterilização em autoclave não interfere de forma negativa na resistência à fratura por fadiga cíclica dos instrumentos oscilatórios avaliados.

O sistema Wave One Gold™ foi o único que apresentou diferenças estatisticamente significativas quando se avaliou a influência do processo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 2 (Tabela 1).

**Tabela 1 – Influência do processo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 2.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	Controle Média ± DP	1 Esteriliz Média ± DP	
Tempo(s) RECIPROC®	258,20 ± 54,78	283,40 ± 57,02	0,325
Tempo(s) UNICONE™	101,30 ± 12,61	92,90 ± 22,28	0,174
Tempo(s) GOLD	169,50 ± 22,86	230,00 ± 22,27	<b>0,001</b>
NCF RECIPROC®	1312,75 ± 283,58	1417,00 ± 285,12	0,405
NCF UNICONE™	506,50 ± 63,03	464,50 ± 111,42	0,174
NCF GOLD	988,75 ± 133,37	1341,66 ± 129,91	<b>0,001</b>

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

Quando se avaliou a influência de um uso clínico do instrumento na resistência à fadiga cíclica dos sistemas avaliados, constatou-se que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) RECIPROC®” e “NCF RECIPROC®”.

Ao comparar o Grupo 4 com o Grupo 1 (Tabela 2), os resultados demonstraram que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) RECIPROC®” e “NCF RECIPROC®”.

**Tabela 2 – Influência de um uso e um ciclo de esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 1 e 4.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	Controle Média ± DP	1 Uso 1 Ester. Média ± DP	
Tempo(s) RECIPROC®	258,20 ± 54,78	329,80 ± 44,84	<b>0,005</b>
Tempo(s) UNICONE™	101,30 ± 12,61	95,20 ± 38,39	0,406
Tempo(s) GOLD	169,50 ± 22,86	196,80 ± 39,77	0,121
NCF RECIPROC®	1312,75 ± 283,58	1639,00 ± 226,14	<b>0,013</b>
NCF UNICONE™	506,50 ± 63,03	545,41 ± 235,90	0,623
NCF GOLD	988,75 ± 133,37	1148,30 ± 232,04	0,121

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

Por fim, comparando os Grupos 3 e 4 (Tabela 4), constatou-se que só houve diferença estatisticamente significativa nas variáveis “Tempo(s) GOLD” e “NCF GOLD”.

**Tabela 3 – Influência do uso e da esterilização na resistência à fadiga cíclica entre os grupos 3 e 4.**

Variáveis	Grupos		p-valor *
	1 Uso Sem Ester. Média ± DP	1 Uso 1 Ester. Média ± DP	
Tempo(s) RECIPROC®	314,80 ± 56,93	329,80 ± 44,84	0,325
Tempo(s) UNICONE™	86,90 ± 32,15	95,20 ± 38,39	0,705
Tempo(s) GOLD	143,50 ± 32,40	196,80 ± 39,77	<b>0,007</b>
NCF RECIPROC®	1574,00 ± 284,67	1639,00 ± 226,14	0,449
NCF UNICONE™	506,91 ± 187,57	545,41 ± 235,90	0,705
NCF GOLD	840,62 ± 190,07	1148,30 ± 232,04	<b>0,006</b>

(\*) Teste de Mann-Whitney

(NCF) Número de Ciclos até a Fratura

Fonte: Próprio Autor (2018)

## 6.4 DISCUSSÃO

Em uma abordagem mais recente, sugere-se a influência da esterilização em autoclave no desempenho e, conseqüentemente, na resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos confeccionados em NiTi acionados a motor, como nos estudos realizados por Özyürek et al., 2017, Zhao et al., 2015, Chan et al., 2016 e como demonstrado nesta pesquisa.

Considerando, além do risco de fratura, o de contaminação cruzada em procedimentos endodônticos, muitos fabricantes preconizam a não reutilização de instrumentos acionados a motor para o preparo de outros canais, devendo então ser descartados após único uso (Razavian et al., 2016, Dagna 2015, Morrison e Conrod 2009). Isso conduz à reflexão: instrumentos manuais também não deveriam ser descartados?

O fato é que, independentemente da sugestão do fabricante, na prática clínica, tanto instrumentos manuais quanto os de NiTi acionados a motor são reutilizados, necessitando, conseqüentemente, de repetidos ciclos de esterilização (Hurt 1996, Gambarini et al., 2008, Zhao et al., 2016).

Dessa maneira, comparando os grupos 1 e 2, com o objetivo de avaliar a influência apenas da variável “esterilização” na resistência à fadiga cíclica desses sistemas, constatou-se que o sistema Wave One Gold apresentou um grande aumento no NCF em relação aos outros sistemas avaliados, demonstrando que o processo de esterilização em autoclave não influenciou negativamente na resistência à fadiga cíclica desses instrumentos, podendo até, como revelado na

presente pesquisa pelo sistema Wave One Gold™, melhorar o seu desempenho. Esses achados corroboram com os resultados encontrados por Viana e colaboradores em 2006, quando afirmaram que o processo de esterilização em autoclave pode melhorar a resistência à fadiga cíclica do instrumento endodôntico confeccionado em NiTi.

Até o momento, ainda não existem estudos conclusivos comprovando o efeito da esterilização na melhoria do desempenho desse sistema. No entanto, a partir dos resultados apresentados neste trabalho, tal melhora na resistência à fadiga cíclica após um ciclo de esterilização em autoclave foi comprovada para o sistema Wave One Gold™.

Comparando os grupos 1 e 3, avaliou-se a influência de um uso clínico do instrumento na resistência à fadiga cíclica dos sistemas testados. Constatou-se que o sistema Reciproc® demonstrou uma melhora relevante na quantidade de ciclos realizados após um uso, evidenciando, portanto, uma melhor resistência à fadiga cíclica, quando comparado aos outros sistemas avaliados.

Esses achados vão de encontro aos resultados encontrados por Ozyurec em 2016 e Topçuoğlu et al., 2016, que, em seus estudos comparando a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos dos sistemas Reciproc®, Wave One™ e Wave One Gold™, afirmaram ser o instrumento Wave One Gold™ Primary o mais resistente, provavelmente devido ao tratamento térmico nele aplicado após sua confecção, como também devido a suas características geométricas.

Ainda analisando a tabela 2, apesar de não haver diferenças estatisticamente significativas no desempenho dos outros sistemas, percebe-se que, embora todos eles tenham apresentado um aumento no NCF, tanto o sistema Reciproc® quanto o Wave One Gold™ apresentaram um NCF muito superior ao demonstrado pelo sistema UnicOne™. Esses achados corroboram com os dados encontrados por Leal e Silva e colaboradores em 2016, Plotino et al., 2015, Plotino et al., 2012 e Arias et al., 2012, que afirmaram serem os sistemas Reciproc® e Wave One Gold™ mais resistentes que o UnicOne™.

Para De Deus e colaboradores em 2014, as diferentes seções transversais e geometrias também podem influenciar na resistência à fadiga, pois quanto maior a área transversal, maior a rigidez de flexão e torção.

Maia Filho et al., 2015 também explicaram essas diferenças nos desempenhos dos instrumentos serem em função de outras variáveis, como a

secção transversal. O sistema UnicOne™ possui secção transversal triangular convexa, o que resulta em uma área de contato maior entre o instrumento e as paredes do canal radicular. Diferentemente, o sistema Reciproc® possui secção transversal em S, e o sistema Wave One Gold™, em paralelogramo, tendo como grande vantagem um maior espaço para acúmulo de debris, melhor centralização do instrumento no canal e maior respeito a sua anatomia original.

Esses resultados demonstrados por De Deus et al., 204 e Maia Filho et al., 2015 podem explicar o motivo do sistema UniCone ter apresentado um menor NCF em relação aos outros sistemas avaliados na presente pesquisa.

Na comparação entre os Grupos 4 e 1, foi avaliada a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos submetidos a um uso e um ciclo de esterilização. Os resultados demonstraram que o RECIPROC® apresentou melhor resistência à fadiga cíclica, revelando um maior NCF em relação aos grupos comparados.

Até o momento, inexistem estudos envolvendo a esterilização de instrumentos oscilatórios confeccionados em NiTi. Contudo, alguns estudos sobre esterilização dos sistemas rotatórios cujos instrumentos são confeccionados com a liga NiTi M-Wire – a mesma liga utilizada na confecção dos instrumentos do sistema Reciproc® – foram publicados. Casper et al, em 2011, por exemplo, avaliaram a influência da esterilização na resistência à fadiga cíclica do sistema ProFile Vortex, fabricado com liga M-Wire. No entanto, os resultados do estudo não demonstraram influência negativa do processo de esterilização em autoclave na resistência à fadiga cíclica dos instrumentos testados, resultados que corroboram com os achados de Plotino et al., 2012 e Hilfer et al., 2011 e suportam os resultados obtidos nesta pesquisa.

Finalmente, ao comparar os grupos 3 e 4, constatou-se que, mesmo após um uso e um processo de esterilização em autoclave, o sistema Wave One Gold™ apresentou destaque em seu aumento no NCF e, conseqüentemente, na sua resistência à fadiga cíclica, quando comparado aos outros sistemas. Estes, embora não tenham apresentado resultados estatisticamente significativos, apresentaram aumento do NCF.

Os instrumentos do sistema oscilatório Wave One Gold™ são confeccionados por um processo de tratamento térmico de ouro após sua fabricação, ao contrário do tratamento térmico que ocorre na pré-fabricação da

tecnologia M-Wire. Dessa forma, o tipo de fabricação provavelmente justifica a melhor resistência à fadiga cíclica do sistema Wave One Gold™ após a esterilização, quando comparado com os sistemas Reciproc® e UnicOne™, como demonstrado na presente pesquisa e nos trabalhos de Elsaka et al., em 2017, Ozyurec 2016.

Esses resultados encontrados na presente pesquisa evidenciaram, portanto, que o processo de esterilização em autoclave não influenciou de forma negativa na resistência à fadiga cíclica dos sistemas oscilatórios comparados.

Contudo, os resultados obtidos neste estudo vão de encontro aos resultados descritos nas pesquisas realizadas por Valois e Azevedo em 2008. Eles afirmaram que, devido à expansão térmica e contração causada pelo processo de esterilização em autoclave, o instrumento pode sofrer uma deformação permanente de sua estrutura, afetando diretamente suas propriedades e, conseqüentemente, resultando na sua fratura mais rápida durante o preparo do canal radicular.

Assim, é possível perceber que não há ainda pesquisas conclusivas com resultados suficientemente sólidos comprovando a influência negativa do processo de esterilização em autoclave na resistência à fadiga cíclica de instrumentos oscilatórios. Portanto, não justifica, até o presente momento, descartar o instrumento após um único uso apenas pelo risco de fratura.

## **7 CONCLUSÃO**

Diante dos resultados, a partir da metodologia utilizada na presente pesquisa, foi possível concluir que o processo de esterilização em autoclave não influencia na resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos oscilatórios, podendo estes ser reutilizados por pelo menos uma vez sem modificar negativamente sua resistência à fadiga cíclica.

## REFERÊNCIAS

Agência Nacional de Vigilância Sanitária – Anvisa. Serviços Odontológicos: Prevenção e Controle de Riscos / Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Ministério da Saúde, 2006.

Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Uie C, Liu J, Ben Johnson W. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009 Nov;35(11):1589-1593.

Arantes WB, da Silva CM, Lage-Marques JL, Habitante S, da Rosa LC, de Medeiros JM. SEM analysis of defects and wear on Ni-Ti rotary instruments. *Scanning*. 2014;36:411-8.

Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. *J Endod* 2014; 40(7): 973-976

Aydin C, Inan U, Yasar S, Bulucu B, Tunca YM. Comparison of shaping ability of RaCe and Hero Shaper instruments in simulated curved canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008 Mar;105(3):e92-7.

Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012; 38(4):515-8.

Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod* 2012; 38, 667–9.

Bulem UK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci* 2013; 21 (6): 505-510.

Canalda-Sahli C, Brau-Aguade E, Sentis-Vilalta J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J* 1998;31:48–52.

Casper R, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of Autoclaving Effects on Torsional Deformation and Fracture Resistance of Three Innovative Endodontic File Systems. *J Endod* 2011; 37(11): 1572-1575.

Chan HWA, Tan KH, Dashper SG, Reynolds EC, Parashos P. Sterilization of rotary NiTi instruments within endodontic sponges. *Int Endod J*. 2016 Sep;49(9):850-857

De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod* 2017;43:462–6.

El Batouty KM, Elmallah WE.. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(9):1290-2.

Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J*. 2017 Feb;50(2):143-152.

Gambarini G, Grande N, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008; 34:1003–5.

Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven Rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008 Aug;34(8):1003-1005.

Gambarini G, Pompa G, Di Carlo S, De Luca M, Testarelli L. Na initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Aust Endod J* 2009;35(2):70-72.

Gambarini G, Piasecki L, Miccoli G, Gaimari G, Di Giorgio R, Di Nardo D, Azim AA, Testarelli L. Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instrument s. *Aust Endod J*. 2018. doi: 10.1111/aej.12294. [Epub ahead of print].

Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments 2012; *J of Endod* 38, 398–401.

Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, et al. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1205–9.

Gu Y, Kum KY, Perinpanayagam H, Kim C, Kum DJ, Lim SM. Various heat-treated nickel–titanium rotary instruments evaluated in S-shaped simulated resin canals. *Journal of Dental Sciences*. 2017;12:14–20.

Günday M, Sazak H, Garip Y. A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access angle in curved canals. *J Endod*. 2005;31(11):796-8.

Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 2013;39:389–93.

Ha JH, Kim SR, Versluis A, Cheung GSP, Kim JW. Kim HC. Elastic Limits in Torsion of Reciprocating Nickel-Titanium Instruments. *J Endod* 2015; 41(5): 715-719.

Ha JH, Kim SR, Versluis A, Cheung GSP, Kim JW. Kim HC. Elastic Limits in Torsion of Reciprocating Nickel-Titanium Instruments. *J Endod* 2015; 41(5): 715-719.

Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod*. 2012 Jul;38(7):996-1000.

Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, David E, Jaramillo DE. Cyclic Fatigue Resistance of 3 Different Nickel-Titanium Reciprocating Instruments in Artificial Canals. *J Endod*. In press 2015.

Hilfer P, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple Autoclave Cycle Effects on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files Produced by New Manufacturing Methods. *J Endod* 2011; 37 (1): 72-74

Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod* 2000;26:76–80. 17.

Hurt C, Rossman L. The sterilization of endodontic hand files. *J Endod* 1996;22: 321–2.

Jamleh A, Yahata Y, Ebihara A, Atmeh AR, Bakhsh T, Suda H. Performance of NiTi endodontic instrument under different temperatures. *Odontology*. 2016;104 (3):324-8.

Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickeltitanium alloy and 508 Nitinol on the cyclic fatigue life of Profile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34:1406–9

Kazemi RB, Stenman E, Spångberg LS. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1996;81(5):596-602.

Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, et al. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in Reciproc®ation motion: Reciproc® versus WaveOne. *J Endod* 2012;38:541–4.

Kitchens GG Jr, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007;33:52–4.

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

Lopes HP, Ferreira AAP, Elias CN, Moreira EJM, Oliveira JLM, Siqueira JF Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickeltitanium endodontic instruments. *J Endod* 2009; 35 (7):1013-6.

Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Gonçalves LS, Siqueira Jr JF, Moreira EJM, Vieira VLT, Souza LC. Influence of the Geometry of Curved Artificial Canals on the Fracture of Rotary Nickel-Titanium Instruments Subjected to Cyclic Fatigue Tests. *J Endod* 2013, 39 (5): 704-707.

Maniglia-Ferreira C, de Almeida Gomes F, Ximenes T, Neto MAT, Arruda TE, Ribamar GG, Herculano LFG. Influence of reuse and cervical preflaring on the fracture strength of Reciprocating instruments. *Eur J Dent*. 2017;11(1):41-47.

Melo Ribeiro MV, Silva-Sousa YT, Versiani MA, Lamira A, Steier L, Pécora JD. Comparison of the Cleaning Efficacy of Self-Adjusting File and Rotary Systems in the Apical Third of Oval-shaped Canals. *J of Endod* 2013; 39, 398-401.

Miccoli G, Gaimari G, Seracchiani M, Morese A, Khrenova T, Di Nardo D. *In vitro* resistance to fracture of two nickel-titanium rotary instruments made with different thermal treatments. *Annali di Stomatologia* 2017;VIII (2):53-58.

Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24:843–7.

Moura-Netto C, Palo RM, Pinto LF, Mello-Moura ACV, Daltoé G, Wilhelmsen NSW. CT study of the performance of Reciprocating and oscillatory motions in flattened root canal areas. *Braz Oral Res* 2015; 29 (1):1-6.

Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of Nickel–titanium Alloys in Endodontics. *J Contemp Dent Pract* 2017; 1;18(11):1090-1096.

Özyürek T ,Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod.* 2017; 42(4):301-308.

Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; 30(10):722-5.

Park SY, Cheung GS, Yum J, et al. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1200–4.

Pedulla E, Grande NM, Plotino G, et al. Influence of continuous or Reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39:258–61.

Pedulla E, Lo Savio F, Boninelli S, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod* 2016;42:156–9

Pedullà E, Lo Savio F, La Rosa GRM, Miccoli G, Bruno E, Rapisarda S, Chang SW, Rapisarda E, La Rosa G, Gambarini G, Testarelli L. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of M3 Rotary and M3 Pro Gold NiTi files. *Restor Dent Endod.* 2018;43(2):e25

Plotino G, Ahmed HM, Grande NM, et al. Current assessment of Reciprocation in endodontic preparation: comprehensive review – part II: properties and effectiveness. *J Endod* 2015;41:1939–50

Plotino G, Grande NM, Cordaro M, et al. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:1469–76.

Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *International Endodontic Journal* 2010; 43:226–30. 31.

Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc® and WaveOne Reciprocating instruments. *Int Endod J* 2012;45:614–8.

Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2014;102(1):31-5.

Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, De Angelis F. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali di Stomatologia* 2012; III (3/4): 119-122.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J of Endod* 1997; 23: 77-85.

Qaed NA, Mourshed BD, Al-Shamiri HM, Alaizari N, Alhamdah SS. The Effect of surface topographical changes of two different surface treatments rotary instrument. *J Clin Exp Dent*. 2018 Jan 1;10(1):e49-e53.

Reddy R, Latha P, Gowda B, Manvikar V, Vijayalaxmi DB, Ponangi KC. Smear layer and debris removal using manual Ni-Ti files compared with rotary Protaper Ni-Ti files - An In-Vitro SEM study. *Journal of International Oral Health*, 2014; 6(1):89-94.

Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the Degree of Root Canal Transportation and Centering ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K File using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 2017; 1;18(6):463-469.

Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, et al. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2011;37:1553–7.

Shen Y, Riyahi AM, Campbell L, Zhou H, Du T, Wang Z, DDS, PhD, Qian W, Haapasalo M. Effect of a Combination of Torsional and Cyclic Fatigue Preloading on the Fracture Behavior of K3 and K3XF Instruments. *J Endod* 2015; 41 (4): 526-530.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013 Feb;39(2):163-72.

Shim KS, Oh S, Kum K, Kim YC, Jee KK, Chang SW. Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Biomed Res Int*. 2017; 2017:4528601. doi: 10.1155/2017/4528601. Epub 2017 Nov 28.

Sinibaldi R, Pecci R, Somma F, Della Penna S, Bedini R. A new software for dimensional measurements in 3D endodontic root canal instrumentation. *Ann Ist Super Sanità* 2012; 48(1): 42-48.

Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G. Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel. *J Endod* 2011; 37 (9): 1293-1295.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33:297–310.

Tomson PL, Simon SR Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Prim Dent J*. 2016;5(2): 46-53.

Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102:e106–14.

Vallaes K, Chevalier V, Arbab-Chirani R. Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni–Ti rotary endodontic systems: Protaper, MTwo and Revo-STM, assessed by micro-computed tomography. *Odontology*. 2016;104(1):83-8

Valois C.R, Silva L.P, Azevedo R.B. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod* 2008; 34(7):859-62.

Viana ACD, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39:709–15.

Walia H, Brantley WA, Gerstein NH. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 1988; 14: 346–57.

Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in Reciproc® and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J*. 2011 Dec;37(3):122-7.

Wycoff RC, Berzins DV. An In Vitro Comparison of Torsional Stress Properties of Three Different Rotary Nickel-Titanium Files with a Similar Cross-Sectional Design. *J Endod* 2012; 38 (8): 1118-1120.

Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2009;42:621–6.

Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 2008;41:339–44.

Ye J; Gao Y. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *J Endod* 2012; 38 (1): 105-107.

Yılmaz K, Uslu G, Özyürek T. Effect of multiple autoclave cycles on the surface roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM files: an atomic force microscopy study. *Clin Oral Investig*. 2018 Feb 13. doi: 10.1007/s00784-018-2382-5. [Epub ahead of print].

You SY, Bae KS, Baek SH, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with Reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991–4.

Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel Titanium instruments. *Int Endod J*. 2016 Oct;49(10):990-5.

Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2012 Nov;38(11):1535-1540.

Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*. 2010;43:125–34.

Zinelis S; Darabara M; Takase T; Orange K; Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotatory files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103 (6): 843-847.

Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J*. 2018; doi: 10.1111/iej.12924

## ANEXO A - NORMAS DA REVISTA JOURNAL OF ENDODONTICS

- [Home](#)
- [PublicationsandResearch](#)
- [JournalofEndodontics](#)

### Guidelines for Publishing Papers in the JOE

Writing an effective article is a challenging assignment. The following guidelines are provided to assist authors in submitting manuscripts.

The *JOE* publishes original and review articles related to the scientific and applied aspects of endodontics. Moreover, the *JOE* has a diverse readership that includes full-time clinicians, full-time academicians, residents, students and scientists. Effective communication with this diverse readership requires careful attention to writing style.

### General Points on Composition

Authors are strongly encouraged to analyze their final draft with both software (e.g., spelling and grammar programs) and colleagues who have expertise in English grammar. References listed at the end of this section provide a more extensive review of rules of English grammar and guidelines for writing a scientific article. Always remember that clarity is the most important feature of scientific writing. Scientific articles must be clear and precise in their content and concise in their delivery since their purpose is to inform the reader. The Editor reserves the right to edit all manuscripts or to reject those manuscripts that lack clarity or precision, or have unacceptable grammar. The following list represents common errors in manuscripts submitted to the *JOE*:

- a. The paragraph is the ideal unit of organization. Paragraphs typically start with an introductory sentence that is followed by sentences that describe additional detail or examples. The last sentence of the paragraph provides conclusions and forms a transition to the next paragraph. Common problems include one-sentence paragraphs, sentences that do not develop the theme of the paragraph (see also section “c”, below), or sentences with little to no transition within a paragraph.
- b. Keep to the point. The subject of the sentence should support the subject of the paragraph. For example, the introduction of authors’ names in a sentence changes the subject and lengthens the text. In a paragraph on sodium hypochlorite, the sentence, “In 1983, Langeland et al., reported that sodium hypochlorite acts as a lubricating factor during instrumentation and helps to flush debris from the root canals” can be edited to: “Sodium hypochlorite acts as a lubricant during

instrumentation and as a vehicle for flushing the generated debris (Langeland et al., 1983)". In this example, the paragraph's subject is sodium hypochlorite and sentences should focus on this subject.

c. Sentences are stronger when written in the active voice, i.e., the subject performs the action. Passive sentences are identified by the use of passive verbs such as "was," "were," "could," etc. For example: "Dexamethasone was found in this study to be a factor that was associated with reduced inflammation", can be edited to: "Our results demonstrated that dexamethasone reduced inflammation". Sentences written in a direct and active voice are generally more powerful and shorter than sentences written in the passive voice.

d. Reduce verbiage. Short sentences are easier to understand. The inclusion of unnecessary words is often associated with the use of a passive voice, a lack of focus or run-on sentences. This is not to imply that all sentences need be short or even the same length. Indeed, variation in sentence structure and length often helps to maintain reader interest. However, make all words count. A more formal way of stating this point is that the use of subordinate clauses adds variety and information when constructing a paragraph.(This section was written deliberately with sentences of varying length to illustrate this point.)

e. Use parallel construction to express related ideas. For example, the sentence, "Formerly, Endodontics was taught by hand instrumentation, while now rotary instrumentation is the common method", can be edited to "Formerly, Endodontics was taught using hand instrumentation; now it is commonly taught using rotary instrumentation". The use of parallel construction in sentences simply means that similar ideas are expressed in similar ways, and this helps the reader recognize that the ideas are related.

f. Keep modifying phrases close to the word that they modify. This is a common problem in complex sentences that may confuse the reader. For example, the statement, "Accordingly, when conclusions are drawn from the results of this study, caution must be used", can be edited to "Caution must be used when conclusions are drawn from the results of this study".

g. To summarize these points, effective sentences are clear and precise, and often are short, simple and focused on one key point that supports the paragraph's theme.

#### General Points on the Organization of Original Research Manuscripts

a. **Please Note:** *Starting in 2009, all abstracts should be organized into sections that start with a one-word title (in bold), i.e., Introduction, Methods, Results, Conclusions, etc., and should not exceed more than 250 words in length.*

b. **Title Page:** The title should describe the major conclusion of the paper. It should be as short as possible without loss of clarity. Remember that the title is your

advertising billboard—it represents your major opportunity to solicit readers to spend the time to read your paper. It is best not to use abbreviations in the title since this may lead to imprecise coding by electronic citation programs such as PubMed (e.g., use “sodium hypochlorite” rather than NaOCl). The author list must conform to published standards on authorship (see authorship criteria in the Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals at [www.icmje.org](http://www.icmje.org)).

c. **Abstract:** The abstract should concisely describe the purpose of the study, the hypothesis, methods, major findings and conclusions. The abstract should describe the new contributions made by this study. The word limitations (250 words) and the wide distribution of the abstract (e.g., PubMed) make this section challenging to write clearly. This section often is written last by many authors since they can draw on the rest of the manuscript. Write the abstract in past tense since the study has been completed. Three to ten keywords should be listed below the abstract.

d. **Introduction:** The introduction should briefly review the pertinent literature in order to identify the gap in knowledge that the study is intended to address. The purpose of the study, the tested hypothesis and its scope should be described. Authors should realize that this section of the paper is their primary opportunity to establish communication with the diverse readership of the *JOE*. Readers who are not expert in the topic of the manuscript are likely to skip the paper if the introduction fails to provide sufficient detail. However, many successful manuscripts require no more than a few paragraphs to accomplish these goals.

e. **Material and Methods:** The objective of the methods section is to permit other investigators to repeat your experiments. The three components to this section are the experimental design, the procedures employed, and the statistical tests used to analyze the results. The vast majority of manuscripts should cite prior studies using similar methods and succinctly describe the particular aspects used in the present study. The inclusion of a “methods figure” will be rejected unless the procedure is novel and requires an illustration for comprehension. If the method is novel, then the authors should carefully describe the method and include validation experiments. If the study utilized a commercial product, the manuscript should state that they either followed manufacturer’s protocol or specify any changes made to the protocol. Studies on humans should conform to the Helsinki Declaration of 1975 and state that the institutional IRB approved the protocol and that informed consent was obtained. Studies involving animals should state that the institutional animal care and use committee approved the protocol. The statistical analysis section should describe which tests were used to analyze which dependent measures; p-values should be specified. Additional details may include randomization scheme, stratification (if any), power analysis, drop-outs from clinical trials, etc.

f. **Results:** Only experimental results are appropriate in this section (i.e., neither methods nor conclusions should be in this section). Include only those data that are critical for the study. Do not include all available data without justification, any repetitive findings will be rejected from publication. All Figs./Charts/Tables should be described in their order of numbering with a brief description of the major findings.

**Figures:** There are two general types of figures. The first type of figure includes photographs, radiographs or micrographs. Include only essential figures, and even if essential, the use of composite figures containing several panels of photographs is encouraged. For example, most photo-, radio- or micrographs take up one column-width, or about 185 mm wide X 185 mm tall. If instead, you construct a two column-width figure (i.e., about 175 mm wide X 125 mm high when published in the *JOE*), you would be able to place about 12 panels of photomicrographs (or radiographs, etc.) as an array of four columns across and three rows down (with each panel about 40 X 40 mm). This will require some editing on your part given the small size of each panel, you will only be able to illustrate the most important feature of each photomicrograph. Remember that each panel must be clearly identified with a letter (e.g., “A”, “B”, etc.), in order for the reader to understand each individual panel. Several nice examples of composite figures are seen in recent articles by Chang, et al, (*JOE* 28:90, 2002), Hayashi, et al, (*JOE* 28:120, 2002) and by Davis, et al (*JOE* 28:464, 2002). At the Editor’s discretion, color figures may be published at no cost to the authors. However, the Editor is limited by a yearly allowance and this offer does not include printing of reprints.

The second type of figure are graphs (i.e., line drawings) that plot a dependent measure (on the Y axis) as a function of an independent measure (usually plotted on the X axis). Examples include a graph depicting pain scores over time, etc. Graphs should be used when the overall trend of the results are more important than the exact numerical values of the results. For example, a graph is a convenient way of reporting that an ibuprofen treated group reported less pain than a placebo group over the first 24 hours, but was the same as the placebo group for the next 96 hours. In this case, the trend of the results is the primary finding; the actual pain scores are not as critical as the relative differences between the NSAID and placebo groups.

**Tables:** Tables are appropriate when it is critical to present exact numerical values. However, not all results need be placed in either a table or figure. For example, the following table may not necessary:

% NaOCl	N/Group	% InhibitionofGrowth
0.001	5	0
0.003	5	0
0.01	5	0
0.03	5	0
0.1	5	100
0.3	5	100

1	5	100
3	5	100

Instead, the results could simply state that there was no inhibition of growth from 0.001-0.03% NaOCl, and a 100% inhibition of growth from 0.03-3% NaOCl (N=5/group). Similarly, if the results are not significant, then it is probably not necessary to include the results in either a table or as a figure. These and many other suggestions on figure and table construction are described in additional detail in Day (1998).

f. **Discussion:** The conclusion section should describe the major findings of the study. Both the strength and weaknesses of the observations should be discussed. What are the major conclusions of the study? How does the data support these conclusions? How do these findings compare to the published literature? What are the clinical implications? Although this last section might be tentative given the nature of a particular study, the authors should realize that even preliminary clinical implications might have value for the clinical readership. Ideally, a review of the potential clinical significance is the last section of the discussion.

g. **References:** The reference style follows Index Medicus and can be efficiently learned from reading past issues of the *JOE*. Citations are placed in parentheses at the end of a sentence or at the end of a clause that requires a literature citation. Do not use superscript for references. Original reports are limited to 35 references. There are no limits in the number of references for review articles.

#### 4. Page Limitations for Manuscripts in the Category of Basic Science/Endodontic Techniques

a. **What is the limitation?** Original research reports in the category of basic science/endodontic techniques are limited to no more than 2,000 words (total for the abstract, introduction, methods, results and conclusions), and a total of three Figs./Charts/Tables. If a composite figure is used (as described above), then this will count as two of the three permitted Figs./Charts/Tables.

b. **Does this apply to me?** Manuscripts submitted to the *JOE* can be broadly divided into several categories including review articles, clinical trials (e.g., prospective or retrospective studies on patients or patient records, or research on biopsies excluding the use of human teeth for technique studies), basic science/biology (animal or culture studies on biological research related to endodontics, or relevant pathology or physiology), and basic science/techniques (e.g., stress/strain/compression/strength/failure/composition studies on endodontic instruments or materials). Manuscripts submitted in this last category are the only category subject to these limitations. If you are not sure whether your manuscript falls within this category please contact the Editor by e-mail at [jendodontics@uthscsa.edu](mailto:jendodontics@uthscsa.edu).

- c. **Why page limitations?** Most surveyed stakeholders of the *JOE* desire timely publication of submitted manuscripts and an extension of papers to include review articles and other features. To accomplish these goals, we must reduce the average length of manuscripts since increasing the *JOE*'s number of published pages is prohibitively expensive. Although a difficult decision, restricting this one category of manuscripts accomplishes nearly all of these goals since ~40-50% of published papers are in this category.
- d. **How do I make my manuscript fit these limitations?** Adhering to the general writing methods described in these guidelines (and in the resources listed below) will help to reduce the size of the manuscript. Authors are encouraged to focus on only the essential aspects of the study and to avoid inclusion of extraneous text and figures. The Editor will reject manuscripts that exceed these limitations.

Available Resources:

- a. Strunk W, White EB. The Elements of Style. Allyn & Bacon, 4th ed, 2000, ISBN 020530902X
- b. Day R.. How to Write and Publish a Scientific Paper. Oryx Press, 5th ed. 1998. ISBN 1-57356-164-9
- c. Woods G. English Grammar for Dummies. Hungry Minds:NY, 2001 (an entertaining review of grammar)
- d. Alley M. The Craft of Scientific Writing. Springer, 3rd edition 1996 SBN 0-387-94766-3.
- e. Alley M. The Craft of Editing. Springer, 2000 SBN 0-387-98964-1