

BIOTRANS

Programa de Pós-Graduação em Biomedicina Translacional

Mestrado e Doutorado



PROPRIEDADES MECÂNICAS E CAPACIDADE DE CORTE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS RECIPROCANES

ROSEANE ARAUJO LOURENÇO

DUQUE DE CAXIAS

2025

ROSEANE ARAUJO LOURENÇO

PROPRIEDADES MECÂNICAS E CAPACIDADE DE CORTE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS RECIPROCANES.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interinstitucional em Biomedicina Translacional – UNIGRANRIO, INMETRO e UERJ, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Biomédicas.

Orientador: Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira

DUQUE DE CAXIAS

2025

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UNIGRANRIO – NÚCLEO DE COORDENAÇÃO DE BIBLIOTECAS

L892p Lourenço, Roseane Araujo.

Propriedades mecânicas e capacidade de corte de instrumentos endodônticos recíprocante / Roseane Araujo Lourenço. – Duque de Caxias, Rio de Janeiro, 2025.

46 f.

Orientador: Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, Escola de Ciência da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Biomedicina Translacional, Rio de Janeiro, 2025.

1. Capacidade de corte. 2. Flambagem. 3. Flexão. 4. Flexibilidade. 5. Instrumentos de NiTi. I. Vieira, Victor Talarico Leal. II. Título. III. Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”.

CDD: 610

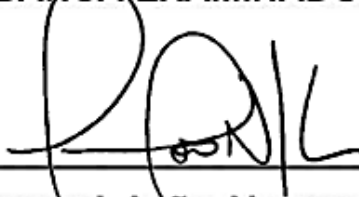
Rodrigo de Oliveira Brainer CRB-7: 6814

ROSEANE ARAUJO LOURENÇO

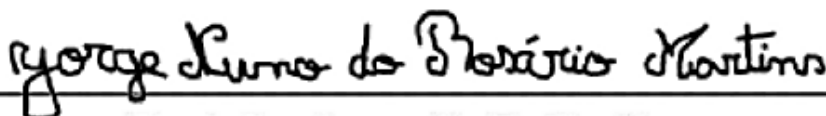
PROPRIEDADES MECÂNICAS E CAPACIDADE DE CORTE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS RECÍPROCANTES.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interinstitucional em Biomedicina Translacional – UNIGRANRIO, INMETRO e UERJ, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Biomédicas.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Emmanuel João Nogueira Leal da Silva
Universidade do Grande Rio- UNIGRANRIO
Presidente da Banca



Prof. Dr. Jorge N. R. Martins
Universidade de Lisboa



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



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

Dedico esse trabalho a Deus, que me incentiva a ir além e nunca desistir. Aos meus pais que são minha base, me apoiam em tudo e estão sempre ao meu lado. Amo vocês mais do que posso pôr em palavras.

AGRADECIMENTOS

Quero começar dedicando honras, graças e louvores ao meu Deus; que como sempre, vive me surpreendendo e desta vez, me concedeu esta oportunidade ímpar de cursar este mestrado; por todo amor por mim e pelos meus, pelo zelo, por tua infinita bondade e misericórdia para com minha vida, por se entregar numa cruz em meu lugar, por ser minha razão e meu propósito serei sempre grata Senhor. EU TE AMO DEUS!!

Aos meus velhinhos, Messulam (Miss. Sula) e Milton (Pr. Milton), que são minha base e minha inspiração pra seguir estudando e lutando; mãezinha, paizinho, sou profundamente orgulhosa de ter os senhores como meus pais, vocês são exemplos de humildade, generosidade e trabalho árduo; mesmo ainda tendo tão pouco, sempre arranjam um jeito de dividir ou ajudar o próximo, amo vocês tanto, muito, muito, muito!! Gratidão, por sempre investirem em mim, acreditarem e apoiarem em tudo que faço!

Ao professor Victor Talarico, que com tanta presteza, dedicação e paciência, aceitou me orientar neste projeto (mesmo que eu tenha “caído de para quedas” nele); sou muito grata, por me proporcionar esta oportunidade e dedicar do seu tempo (que é muito atarefado), para estarmos investindo em conhecimento (e tomando café). Que Deus abençoe ainda mais a sua carreira profissional! Gratidão.

Ao professor Sergian, que sempre esteve acessível para esclarecimento de quaisquer dúvidas concernentes ao Programa, meu muito obrigada.

Ao CAPES e ao CNPQ, ao meu orientador e a toda coordenadoria do Biotrans por me permitir fazer parte desse projeto e além de tudo, ainda ter sido contemplada com a Bolsa;

A banca, sou profundamente grata pelas orientações, pela atenção e pela disponibilização de vosso tempo. Obrigada.

A toda Diretoria e Coordenadoria do PPG BIOTRANS, por me permitir conhecer um corpo docente tão renomado e por este trabalho, o futuro de vocês será brilhante!

GRATIDÃO POR TUDO!

“O princípio fundamental do saber é: procura
obter sabedoria; investe todo o teu ser e o
que possuis para adquirir entendimento.”

Provérbios de Salomão, filho de Davi, Rei
de Israel Capítulo 4, verso 7.

RESUMO

O presente estudo avaliou as propriedades mecânicas de flexão a 45°, flambagem, corte axial, e corte lateral em instrumentos recíprocos de NiTi tratados termicamente, analisando sua efetividade. Foram utilizados os instrumentos: Reciproc (REM), Reciproc Blue (REB), Prodesign R (PDR), e Wave One Gold (WOG). **Materiais e Métodos.** Foi utilizado um total de 160 instrumentos, 40 de cada tipo. Para realização dos ensaios de flambagem, flexão em 45° e capacidade de corte axial, foi utilizada uma máquina de ensaio universal EMIC DL 200MF, com uma célula de carga de 20N acoplada. O ensaio de corte lateral foi realizado em um equipamento EMIC OD-148, propriamente desenvolvido para o mesmo. Os dados obtidos apresentaram distribuição normal e foram submetidos aos testes ANOVA, o nível de significância (α) utilizado foi de 5%. **Resultados.** Os PDR apresentaram maior flexibilidade ($p < 0,05$), enquanto os REM apresentaram maior resistência a flambagem em relação aos demais instrumentos ($p < 0,05$). A capacidade de corte axial dos REB foi superior à dos demais instrumentos estudados ($p < 0,05$). Para o corte lateral, o desempenho dos REB e WOG não demonstraram diferenças, entretanto, foram superiores aos outros 3 instrumentos estudados ($p < 0,05$). **Conclusão.** Os instrumentos REM apresentaram maior resistência a flambagem e foram os menos flexíveis. Os PDR foram os mais flexíveis e menos resistentes a flambagem. Os REB apresentaram o melhor desempenho em relação à capacidade de corte lateral e axial, apresentando corte lateral equivalente ao WOG.

Palavras-chave: instrumentos de NiTi; flexibilidade; flambagem; flexão; capacidade de corte.

ABSTRACT

The present study evaluated the mechanical properties of 45° bending, buckling, axial cutting, and lateral cutting in thermally treated reciprocating NiTi instruments, analyzing their effectiveness. The instruments used were Reciproc (REM), Reciproc Blue (REB), Prodesign R (PDR), and Wave One Gold (WOG). **Materials and Methods.** A total of 160 instruments were used, 40 of each type. Tests for buckling, 45° bending, and axial cutting capacity were performed using an EMIC DL 200MF universal testing machine equipped with a 20N load cell. The lateral cutting test was conducted using an EMIC OD-148 device specifically designed for this purpose. The data obtained followed a normal distribution and were subjected to ANOVA tests, with a significance level (α) of 5%. **Results.** PDR instruments demonstrated greater flexibility ($p < 0.05$), whereas REM instruments exhibited higher buckling resistance compared to the other instruments ($p < 0.05$). The axial cutting capacity of REB instruments was superior to that of the other instruments studied ($p < 0.05$). For lateral cutting, the performance of REB and WOG instruments showed no significant differences; however, they were superior to the other three instruments studied ($p < 0.05$). **Conclusion.** REM instruments displayed the highest buckling resistance but were the least flexible. PDR instruments were the most flexible but had the lowest buckling resistance. REB exhibited the best performance in terms of both lateral and axial cutting ability, presenting a lateral cut equivalent to the WOG.

Keywords: NiTi instruments; flexibility; buckling; bending; cutting ability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Diagrama ilustrando a transformação de fase do Níquel-Titânio.....	18
Figura 2.	Instrumentos utilizados. (A) REM; (B) REB; (C) PDR e (D) WOG.....	28
Figura 3.	Ensaio de Flexão a 45°. (A) Máquina de Ensaio universal, EMIC DL 200MF, com instrumentos acoplados para a realização do ensaio; (B) Vista ampliada do instrumento WOG preso a morsa durante a flexão.....	29
Figura 4.	Ensaio de Flambagem (A) Máquina de Ensaio universal, EMIC DL 200MF, com instrumento acoplado para a realização do ensaio; (B) Vista ampliada do instrumento sofrendo a flambagem.....	30
Figura 5.	Montagem do ensaio de corte axial na máquina de ensaio universal, EMIC DL 200MF, com motor endodôntico VDW silver acoplado.....	31
Figura 6.	Montagem do ensaio de corte axial. (A) Contra ângulo acoplado a célula de carga da EMIC DL 200MF através de dispositivo de fixação (verde). (B) Posicionamento do instrumento em relação ao bloco de dentina artificial.....	32
Figura 7	Máquina desenvolvida para realização do ensaio de corte lateral. (A) Vista frontal do dispositivo, mostrando os pesos disponíveis e seus valores; (B) Vista lateral; (C) Vista superior. À esquerda local para fixação da peça de mão; à direita, haleta para o encaixe da placa de Plexiglas.....	33

Figura 8. Montagem do ensaio de corte lateral. Peça de mão encaixada no suporte da máquina, permitindo uma ação de 90° do instrumento na placa de plexiglass..... 34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média e desvio padrão dos resultados obtidos nos testes de Flexão 45° (gf), Flambagem (gf), Corte Axial (gf) e Corte Lateral (mm). Letras sobrescritas diferentes indicam diferença estatisticamente significante.....	36
-----------------	--	----

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ADA	American Dental Association
CM	Memória Controlada
EMF	Efeito Memória de Forma
mCT	Microtomografia
PDR	Prodesing R
REM	Reciproc M-wire R25
REB	Reciproc Blue R25
SE	Superelasticidade
TMIT	Transformação Martensítica Induzida por Tensão
WOG	WaveOne Gold Primary

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 Fases da Liga.....	18
2.2 Tratamento Térmico.....	19
2.3 Cinemática de Acionamento.....	21
2.4 Capacidade de Corte.....	22
2.5 Transporte durante a modelagem do Canal.....	23
3. JUSTIFICATIVA	25
4. OBJETIVOS	27
4.1 Objetivo Principal.....	27
4.2 Objetivos Secundários.....	27
5. MATERIAIS E MÉTODOS	28
5.1 Os Materiais Utilizados.....	28
5.2 Ensaio Mecânicos.....	28
5.2.1. Flexão em 45° (<i>Flexão em Cantiléver</i>).....	28
5.2.2 Flambagem.....	30
5.2.3 Ensaio da Capacidade de Corte Axial	31
5.2.4. Ensaio da Capacidade de Corte Lateral.....	33
5.3. Análise Estatística.....	35
6. RESULTADOS	36
7. DISCUSSÃO	37
8. CONCLUSÃO	41
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42

1. INTRODUÇÃO

No fim da década de 80, foram inseridas na endodontia as ligas de Níquel Titânio (NiTi). Estas mostravam-se superiores as de aço inoxidável, até então utilizadas, devido melhores propriedades mecânicas e maior segurança durante uso. O NiTi apresenta composição equiatômica, podendo ter uma maior porcentagem de níquel (até 55% níquel e 45% titânio) (LIANG e YUE, 2022), porém, quaisquer alterações mínimas nessa porcentagem, causam mudanças estruturais e nas propriedades térmicas, alterando as propriedades mecânicas destas ligas (TABASSUM *et al.*, 2019).

Os instrumentos tratados termicamente apresentam maior flexibilidade, resistência à fadiga cíclica e proporcionam menor tempo clínico, quando comparados com os instrumentos de aço inoxidável. Com o advento destes instrumentos, erros decorrentes da instrumentação do canal como transporte e zip apical, foram minimizados (TABASSUM *et al.*, 2019).

A liga de NiTi se tornou interessante para a área médica devido as suas propriedades especiais, o Efeito Memória de Forma (EMF) e a Superelasticidade (SE) (THOMPSON, 2000). Na medicina são utilizadas, por exemplo, para confecção de “*stents*”. As aplicações odontológicas mais comuns são os fios ortodônticos e os instrumentos endodônticos acionados a motor (ESPOSITO *et al.*, 1995). Os instrumentos endodônticos de NiTi foram desenvolvidos para promover um preparo químico mecânico mais rápido e seguro. A liga de NiTi foi introduzida na fabricação destes instrumentos e proporcionou grande flexibilidade devido sua SE (WALIA *et al.*, 1988).

A SE da liga de NiTi, permitiu a utilização em motores, sob rotação contínua, sem que houvesse danos à raiz dental. Esta nova modalidade de

instrumentação levou a uma mudança no paradigma de limpeza químico-mecânica dos canais radiculares. Assim como o tratamento térmico da liga de NiTi, a cinemática de acionamento também evoluiu, as evidências apontam que o movimento reciprocante é mais seguro (YARED, 2008; DE DEUS *et al.*, 2010; KIEFNER *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2015). O uso do movimento reciprocante em comparação com rotação contínua, estende a vida útil de um instrumento de NiTi, aumentando assim, sua resistência à fadiga (AL-OBAIDA *et al.*, 2019).

O desenvolvimento tecnológico permitiu a realização de diversos tipos de tratamentos termo-mecânicos nos instrumentos de NiTi além do eletropolimento (TABASSUM *et al.*, 2019). Como consequência disso, vimos o surgimento de variantes de NiTi com propriedades melhores, apresentando melhor capacidade de corte e flexibilidade. Os fabricantes vêm realizando diversos tratamentos térmicos patenteados e obtendo ligas como as M-wire, gold e blue. As propriedades mecânicas das ligas de NiTi convencionais, fase-R, M-wire e de Memória Controlada (CM) vem sendo estudadas amplamente na literatura, porém os estudos associando a capacidade com outras propriedades mais básicas, são poucos. Esses tipos de informações, de instrumentos contemporâneos, é importante para que possa-se extrapolar os resultados para a clínica, e os profissionais possam realizar tratamentos mais eficientes, baseado em evidências científicas.

Os métodos e técnicas experimentais utilizados neste estudo permitem inferir quais possuirão melhor desempenho clínico. Os novos instrumentos podem possuir ótimas propriedades flexurais (flexão em 45° e flambagem), porém, isso não garante que eles não irão possuir boa capacidade de corte durante a instrumentação dos canais radiculares.

Este projeto se propõe a avaliar propriedades mecânicas básicas (flexão em 45°, flambagem) e a capacidade de corte axial e lateral de instrumentos recíprocos contemporâneos confeccionados em ligas com memória de forma.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fases da Liga

As ligas de NiTi, segundo (SHEN *et al.*, 2013) possuem três fases microestruturais de acordo com a temperatura (**Figura 1**). São elas: austenita, martensita e Fase R, a última surge durante o resfriamento para a fase martensítica, antes que a mesma esteja concluída (TABASSUM *et al.*, 2019).

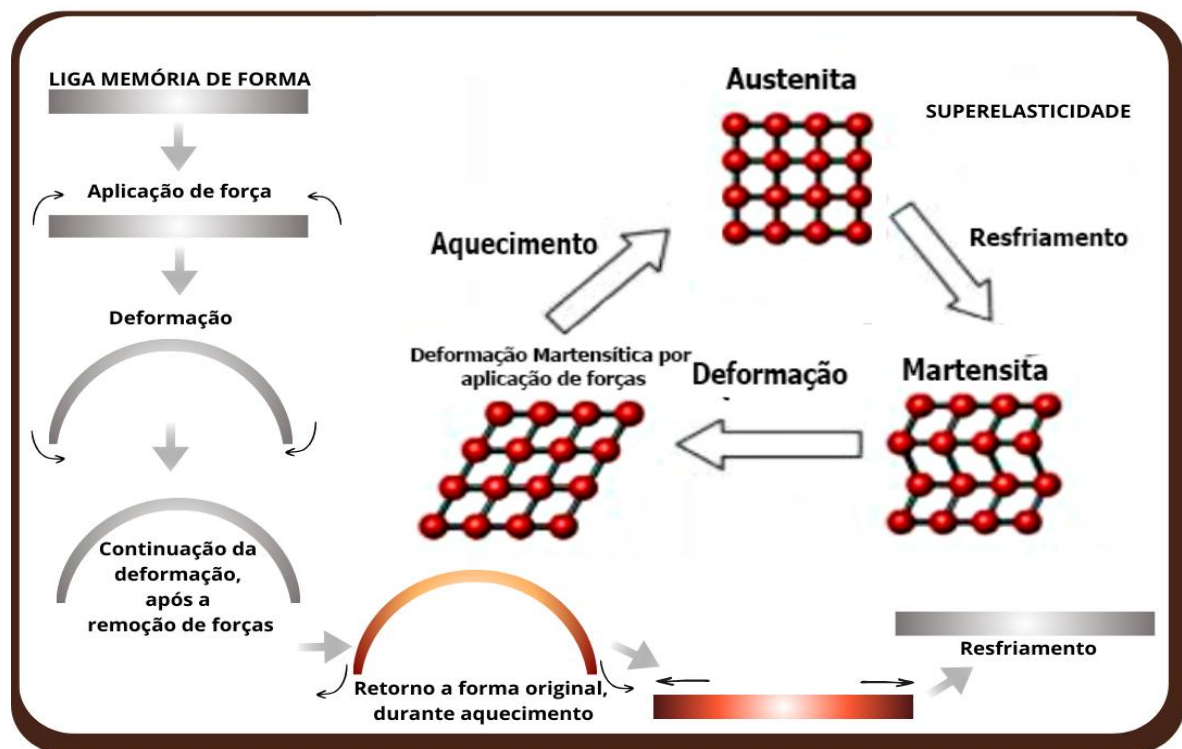


Figura 1. Diagrama ilustrando a transformação de fase do Níquel-Titânio. Adaptado de TABASSUM *et al.*, (2019) e BARBOSA (2018).

Quando submetidas a altas temperaturas (temperatura ambiente, 25°C, ou temperatura corporal, 37°C), essas ligas apresentam-se na forma de austenita, esta composição é dita convencional da liga de NiTi (LIANG e YUE, 2022; KIM *et al.*, 2024); nesta fase a liga apresenta maior módulo de elasticidade (SHEN *et al.*, 2013).

Em menores temperaturas, durante o resfriamento da microestrutura austenítica, (na faixa de 31° a 16°C) (LIANG e YUE, 2022), dá-se início a transformação martensítica, podendo a liga passar por uma fase intermediária (Fase-R). Ao final do resfriamento, a austenita da microestrutura se torna martensita. A fase martensita quando aquecida, por sua vez, retorna a austenita (fase mãe), e a forma do material é recuperada, esse fenômeno é denominado EMF.

Outra tipo de transformação de fase na liga de NiTi é a transformação martensítica induzida por tensão (TMIT), ela ocorre a temperatura ambiente, quando o material austenítico e submetido a forças externas. Durante a aplicação da tensão a austenita é convertida em martensita, porém tão logo a tensão seja removida o material retorna a fase mãe (TABASSUM *et al.*, 2019).

Como martensita, a liga de NiTi apresenta-se maleável e flexível podendo ser deformada aceitando deformação plástica (SHEN *et al.*, 2013); ao contrário, a austenita não permite deformação, mantendo a forma original após ter sido deformada, esse fenômeno é denominando SE (TABASSUM *et al.*, 2019).

2.2 Tratamento Térmico

O tratamento térmico ou processamento térmico, é uma das formas mais importantes de ajuste de temperatura de transição das ligas de NiTi; sem ele, teríamos impacto direto da SE e da resistência a fadiga dos instrumentos. (KIMURA, *et al.*, 2024).

A principal deficiência dos instrumentos de NiTi é sua fratura inesperada no canal radicular. Ela pode ocorrer por fadiga, torção ou mecanismo misto (AL-OBAIDA *et al.*, 2019). A fadiga cíclica ou flexural, ocorre durante ciclos alternados de tração e compressão (GUIMARÃES *et al.*, 2016), quando girando dentro de um canal curvo, o instrumento é exposto a uma grande tensão/compressão na curvatura máxima do canal. Esse tipo de fratura, está ligada à muitos fatores como a qualidade da produção do instrumento, a forma de sua seção transversal, o tamanho, o tipo de instrumento, sua qualidade e sua movimentação dentro do canal radicular durante a instrumentação (BUMBALEK *et al.*, 2021). A fratura por torção pode ocorrer de forma: estática e dinâmica. A dinâmica, ocorre decorrente de forças de fricção, comumente visto em resistência realizada pela dentina contra o corte do instrumento; a torção estática ocorre quando a haste do instrumento permanece girando, enquanto parado dentro do canal (SERACCHIANI *et al.*, 2021).

O tratamento térmico aplicado nas ligas de NiTi (SHEN *et al.*, 2011), aumenta a temperatura da austenita acima dos 37°C (temperatura corporal), o que permite que o instrumento permaneça na fase martensítica durante o uso clínico (isso em Ligas NiTi CM), em ligas NiTi convencionais, veremos a temperatura da austenita, igual ou inferior a temperatura ambiente, o que mantém as mesmas, em uso clínico, em fase austenítica.

Com o crescimento da demanda por instrumentos de qualidade cada vez melhor, que visam maior conforto e rapidez, o surgimento de novos tratamentos térmicos na liga é inevitável, com isso, metodologias que visam analisar a performance de instrumentos com diferentes tipos de tratamentos térmicos vêm surgindo, como por exemplo nos estudos de KIM *et al.*, 2024 e DE MORAIS *et al.*, 2024.

2.3 Cinemática de Acionamento

A instrumentação do canal radicular pode ser feita de maneira manual, ou com sistemas acionados a motor. Embora a instrumentação manual, seja constantemente usada clinicamente, os sistemas rotativos automatizados ganharam espaço, pois se tornaram seguros e possuem diversas vantagens em comparação com a técnica manual, incluindo procedimentos mais rápidos, preparos mais centrados e menor extrusão apical de debris (MACHADO *et al.*, 2013).

A cinemática rotatória foi a primeira utilizada nos motores em endodontia, ela consiste num movimento contínuo de 360° dentro do canal radicular, que acabou por reduzir o tempo de atendimento clínico, e diminuir erros de transporte de canal, quando comparado com a técnica manual (EREN e SEZER, 2024; BRUSCHI *et al.*, 2017).

Em 2008, YARED propõe a utilização da cinemática recíprocante utilizando instrumentos Protaper Universal. A introdução desta cinemática foi tão eficiente que passou a permitir a instrumentação do canal radicular com a utilização de um único instrumento. A evolução da cinemática empregada ao movimento recíprocante saiu da literatura e ganhou espaço (YARED *et al.*, 2008). A cinemática recíprocante utiliza um movimento alternativo, onde o instrumento gira no sentido horário e anti-horário em diferentes ângulos, assim ele executa algumas oscilações até completar uma volta. Esta cinemática combina elementos do movimento rotatório e oscilatório. O movimento recíprocante, traz um aumento na resistência à fadiga cíclica e de tensão torcional dos instrumentos quando comparamos ao movimento de rotação contínua, o que tem levantado novas perspectivas para os preparos ativados mecanicamente (BRUSCHI *et al.*, 2017; AZEVEDO *et al.*, 2020).

2.4 Capacidade de Corte

Eficiência ou capacidade de corte, é a capacidade da remoção de dentina contaminada das paredes do canal radicular, deixando-o cônico e tridimensional, e é uma propriedade de grande importância dos instrumentos de NiTi, uma vez que se relaciona diretamente com a clínica. A capacidade de corte está diretamente ligada, a capacidade de avanço do instrumento, e vários parâmetros podem influenciar nessa eficiência de corte dos instrumentos: o desenho, o comprimento da ponta, os ângulos de inclinação da aresta lateral de corte, a incidência de ângulo entre o instrumento e a amostra, o ângulo da ponta do instrumento, o tratamento térmico do instrumento, a dureza da liga, as propriedades mecânicas e os acabamentos superficiais (MISERENDINO *et al.*, 1986; SANTA-ROSA *et al.*, 2018).

A presença de um ângulo de ataque positivo da lâmina, irá aumentar a ação de corte do instrumento, o que reduzirá o seu possível bloqueio e a carga de torção, enquanto a presença de um ângulo negativo ou neutro da lâmina irá aplainar as paredes do canal, podendo causar um grande risco de fratura de torção, por ação das tensões cisalhantes excedentes (PEDULLÀ *et al.*, 2020). Os ângulos neutros ou negativos das lâminas, não apenas maceram as paredes do canal, como acabam por fazer um “polimento” dessa dentina existente ali e/ou podem também empurrar para dentro dos túbulos dentinários, restos de debris da remoção químico mecânica; já no ângulo positivo, há remoção não apenas da própria dentina infectada, mas também da polpa contaminada (SCHÄFER e OITZINGER, 2008).

Uma maior eficácia no corte poderia levar ao maior desgaste e maior remoção

de dentina do canal, o que aumentaria muito as chances de fratura da raiz (ÇIÇEK *et al.*, 2015).

Embora existam diversos estudos sobre a avaliação do corte dos instrumentos endodônticos, ainda não foi encontrado um parâmetro único para avaliar quais critérios são mais relevantes para estabelecimento dessa propriedade dos instrumentos (SANTA-ROSA, *et al.*, 2018).

2.5 Transporte durante a modelagem do Canal

A instrumentação do canal radicular, é uma parte crucial do processo de tratamento do canal radicular. Envolve a limpeza do canal radicular removendo a dentina contaminada, o que o prepara para o processo de obturação. As ligas de NiTi tratadas termicamente, são altamente eficazes neste processo devido às suas propriedades aprimoradas, como superelasticidade e efeito de memória de forma. Esses instrumentos foram projetados para tornar o processo de instrumentação mais rápido, prático e com menor incidência de erros processuais como degraus, perfurações, transporte e *zips*. Estes erros tendem a ocorrer com instrumentos rígidos que se desviam da forma original do canal. (RAZCHA *et al.*, 2020).

RAZCHA *et al.* (2020), utilizaram em seu estudo instrumentos de NiTi tratados termicamente: (1) HyFlex EDM (HEDM) [Coltene Whaledent], que é um sistema de nova geração, o primeiro a ser produzido por meio de usinagem por descarga elétrica, resultando em uma superfície exclusivamente endurecida que é extremamente flexível e altamente resistente à fratura. (2) WaveOne Gold (WOG) [Dentsply Sirona (Ballaignes, Suíça)], que é um metal NiTi tradicional que é primeiro usinado durante o processo de retificação e depois tratado termicamente para dar a cor dourada. Fabricado com um novo tratamento térmico. Este processo de

aquecimento, junto com a mais recente tecnologia recíproca, dá ao instrumento uma maior flexibilidade e maior resistência à fadiga cíclica.

O uso de instrumentos de NiTi mantém a anatomia original do canal (preparo do canal centralizado) e a posição do forame apical (não gera transporte apical), produzindo preparações de canal radicular bem conservadoras, devido a sua SE e CM; o que melhora a preparação de canais curvos e reduz deformidades anatômicas e riscos de acidentes com os instrumentos (YILMAZ *et al.*, 2020).

Podem ocorrer erros durante a modelagem do canal devido ao uso de instrumentos rígidos, bem como pela inexperiência do profissional que a executa. Segundo estudo realizado por ESTEFANIA *et al.*, em 2019, os profissionais melhoram seu desempenho com a quantidade de canais que preparam. À medida que modelam mais canais, eles ganham mais habilidade na atividade. Porém, atualmente não existe uma metodologia padrão para avaliação da prática adquirida pelos profissionais, o que dificulta a comparação dos estudos. Portanto, há necessidade de mais pesquisas com metodologia padronizada.

3. JUSTIFICATIVA

Todo conhecimento gerado sobre propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados por motor é de grande valia. A fratura dos mesmos ocorre com certa frequência na prática clínica (cerca de 5% na cinemática recíprocante e 90% na cinemática rotatória) e pode inviabilizar ou dificultar o tratamento. A fratura pode ocorrer por um defeito importante na superfície do instrumento, por fadiga ou por torção. Destas falhas 30% são por torção e cerca de 70% por fadiga cíclica. O comportamento dos novos Instrumentos, deve ser entendido sob o aspecto mecânico para que se possa reduzir ao máximo o risco de fratura (GARCÍA *et al.*, 2024; MORADAS *et al.*, 2017). A remoção destes fragmentos de dentro do canal radicular, torna-se demorada e complicada, e demanda de ferramentas que nem sempre estão disponíveis nos consultórios odontológicos, como o microscópio endodôntico. A taxa de sucesso de remoção destes fragmentos do canal radicular, gira em torno de 33% a 95% (KIM *et al.*, 2024).

Outro ponto que é pouco investigado na literatura, principalmente em instrumentos modernos, é a capacidade de corte. Alguns estudos de μ CT investigam o grau de limpeza, área tocada, volume do preparo, etc. Estes estudos de grande valia, porém são de grande complexidade e custo. A metodologia padrão para avaliar a eficiência de corte, utiliza o instrumento posicionado lateralmente ao material a ser cortado, e isto afasta o modelo da condição real de utilização. Associar esta metodologia a outro ensaio mais controlado e simples, como o corte axial proposto, é interessante, pois pode existir uma correlação entre estas propriedades e isto pode explicar o desempenho dos instrumentos nos estudos de μ CT.

De dentes extraídos a preparos em blocos de resina acrílica, medição de

peso dos detritos obtidos com o preparo ao peso residual do dente instrumentado, avaliação da profundidade do preparo ou da profundidade do corte numa placa de Plexiglass; são algumas maneiras de avaliação da capacidade de corte (GAMBARINI *et al.*, 2021). Este estudo utilizou duas técnicas de avaliação de capacidade de corte, uma consagrada na literatura (ensaio de corte lateral) e outra que visa simular a utilização do instrumento em âmbito clínico (ensaio de corte axial), buscando uma padronização com a utilização de um material com dureza similar a dentina, Plexiglass.

Realizou-se uma busca na base de dados Pubmed, por trabalhos que envolvam capacidade de corte. O novo modelo experimental prevê a utilização de blocos de resina, o que torna o corpo de prova padrão, diferentemente dos trabalhos que utilizam dentes extraídos e gesso, que dificulta a padronização dos trabalhos.

O trabalho associa uma pesquisa básica, com um fenômeno que ocorre durante o tratamento endodôntico. Portanto é feita a translação da pesquisa laboratorial para uma aplicação clínica, atendendo a ideia das hipóteses estudadas pelo programa. Os resultados gerados neste estudo podem explicar o desempenho dos instrumentos reciprocantes contemporâneos e sugerir surgir mudanças na utilização dos mesmos para uma utilização mais segura.

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo Principal

Avaliar as propriedades mecânicas (flexibilidade e flambagem), e a capacidade de corte de instrumentos recíprocos M-wire e com liga de NiTi memória controlada (CM).

4.2 Objetivos Secundários

Este trabalho se propõe a testar as seguintes hipóteses nulas:

H₀₁ – Os instrumentos testados possuem a mesma resistência à flexão em 45°.

H₀₂ – A resistência máxima a flambagem dos instrumentos estudados são iguais.

H₀₃ – Os instrumentos apresentam a mesma força para avanço durante o ensaio de corte axial.

H₀₄ – Os instrumentos estudados apresentam o mesmo deslocamento no ensaio de corte lateral.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Os Materiais Utilizados

Foi utilizado um total de 40 instrumentos por grupo, totalizando 160. Os grupos foram formado de acordo com o tipo de instrumento (**Figura 2**).

Grupo 1 (REM): Reciproc R25 (25/0,08v) liga *M-wire*.

Grupo 2 (REB): Reciproc Blue R25 (25/0,08v) liga *blue wire*.

Grupo 3 (PDR): ProDesing R 25 (25/0,06) liga com memória controlada.

Grupo 4 (WOG): WaveOne Gold Primary (25/0,07) fabricado na liga *gold-wire*.

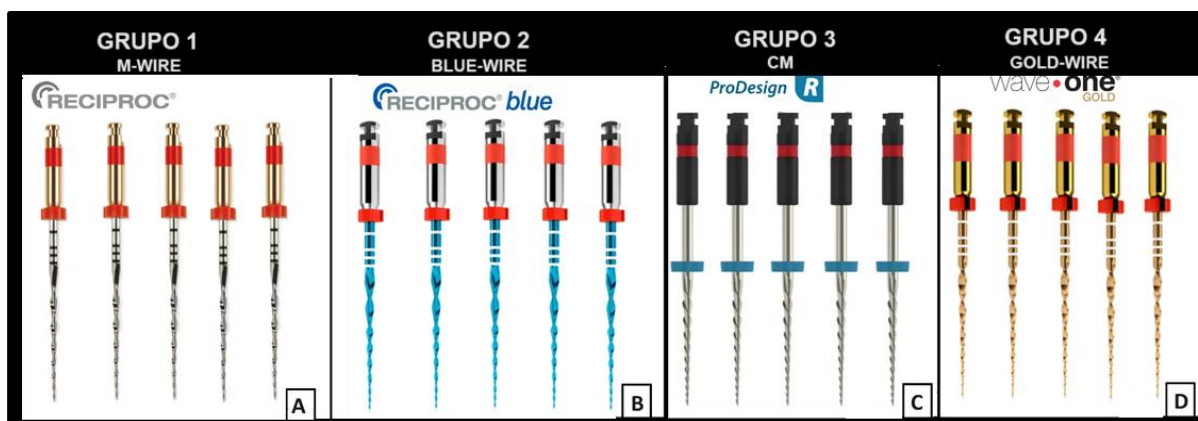


Figura 2. Instrumentos utilizados. (A) REM; (B) REB; (C) PDR e (D) WOG.

5.2 Ensaio Mecânicos

5.2.1 Flexão em 45° (*Flexão em Cantiléver*)

Os ensaios de flexão em 45° foram realizados com uma máquina de ensaio universal Instron EMIC DL-200 MF (São José dos Pinhais, Brasil) (**figura 3A**), com uma célula de carga de 20 N. Os ensaios foram conduzidos com base na norma nº 28 da American Dental Association (ADA). Uma morsa de aço projetada para o ensaio, foi usada para imobilizar os instrumentos à 3mm da ponta, onde foi aplicada a força no instrumento, a velocidade do ensaio foi de 15mm/min. Os cabos

dos instrumentos foram mantidos à 45° fixados em outra morsa (figura 3B).

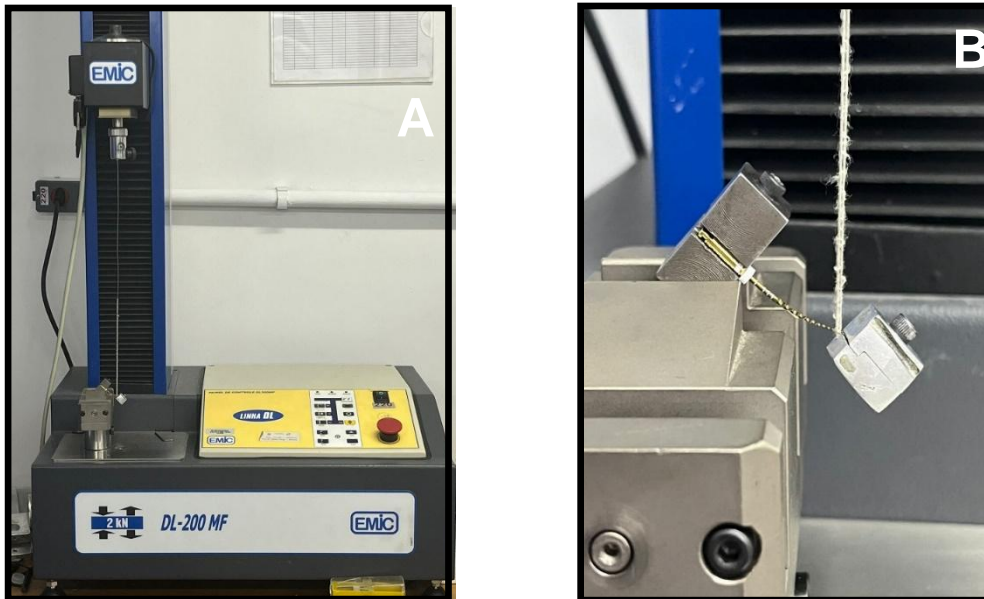


Figura 3. Ensaio de Flexão a 45°. **(A)** Máquina de Ensaio universal, EMIC DL 200MF, com instrumentos acoplados para a realização do ensaio; **(B)** Vista ampliada do instrumento WOG preso à morsa durante a flexão.

Os resultados foram analisados pelo programa Tesc, onde foram registrados: a força máxima (gf), as forças em três ângulos (21°, 37° e 45°) e a deformação na força máxima (mm). Diversos trabalhos empregaram esta metodologia (LOPES *et al.*, 2010; LOPES *et al.*, 2012; RODRIGUES *et al.*, 2011; TESTARELI *et al.*, 2013; LOPES *et al.*, 2013) visando avaliar a flexibilidade dos instrumentos endodônticos.

O tamanho amostral do teste de flexão em 45°, foi realizado utilizando os cinco primeiros resultados do teste, aonde se obteve as médias de: 391,25±5,12 (REC); 311,38±12,42 (RECB); 294,09±13,98 (PDR); 358,53±13,57. O tamanho de efeito calculado $f = 38,40$, o F crítico calculado foi de 6,59. E o tamanho amostral calculado foi de $n=8$.

5.2.2 Flambagem

Neste ensaio, a carga foi aplicada na direção do longo eixo de cada instrumento utilizando uma máquina de ensaio universal Instron EMIC DL-200 MF (São José dos Pinhais, Brasil). A força máxima para que a flambagem (deformação elástica lateral) do instrumento ocorresse, foi registrada através do programa Tesc. Foi utilizada uma célula de carga de 20N, onde foi acoplado um aparato para apreensão da haste de fixação do instrumento (**Figura 4A**). Após a fixação do instrumento, a máquina executou com um movimento comprimindo a ponta do mesmo a uma superfície de alumínio rugosa em uma velocidade de 15mm/min (**Figura 4B**).

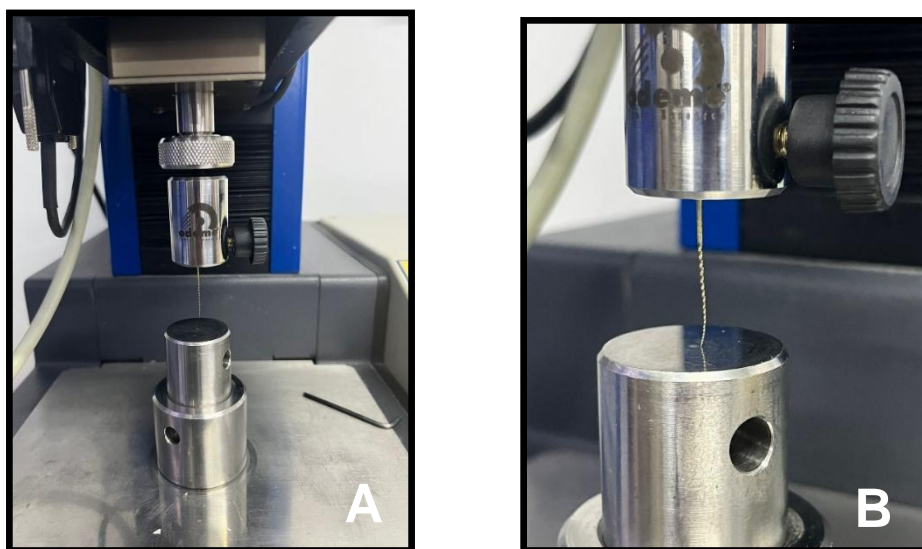


Figura 4. Ensaio de Flambagem **(A)** Máquina de Ensaio universal, EMIC DL 200MF, com instrumento acoplado para a realização do ensaio; **(B)** Vista ampliada do instrumento sofrendo a flambagem.

O tamanho amostral do teste de flambagem foi realizado utilizando os cinco primeiros resultados do teste, aonde se obteve as médias de: $450,73 \pm 24,02$ (REC); $255,24 \pm 13,24$ (RECB); $223,43 \pm 23,41$ (PDR); $238,43 \pm 6,67$. O tamanho de efeito calculado $f = 46.17$, o F crítico calculado foi de 6,59. E o tamanho amostral calculado foi de $n=8$.

5.2.3 Ensaio da Capacidade de Corte Axial

Algumas características, propriedades ou condições que os instrumentos são submetidos, podem possuir correlação com a capacidade de corte, como por exemplo: a dureza da liga (DE DEUS *et al.*, 2017; VIEIRA, *et al.*, 2017), a flexibilidade, o número de arestas cortantes, a profundidade do canal helicoidal, resistência à fadiga (VIEIRA *et al.*, 2017) e outras. O uso de um novo método para avaliar a capacidade de corte, permitiria responder hipóteses a respeito de qual instrumento seria mais eficiente no tratamento e no retratamento endodôntico e correlacionar com outras propriedades mecânicas.



Figura 5 – Montagem do ensaio de corte axial na máquina de ensaio universal, EMIC DL 200MF, com motor endodôntico VDW silver acoplado.

Para realizar o ensaio, foi usado um o motor endodôntico acoplado a máquina de ensaio universal EMIC DL 200MF (**Figura 5**). Um aparato permitiu que o contra ângulo do motor VDW Silver fosse acoplado à célula de carga de 500N da máquina. A placa de dentina artificial perfurada foi afixada na base da máquina (**Figura 6A**).

O instrumento foi posicionado em contato com a dentina artificial acionado, penetrando cerca de 1mm no mesmo, os instrumentos foram acionados na configuração “RECIPROC ALL”, com velocidade e torque pré-programada no motor (Figura 6B).

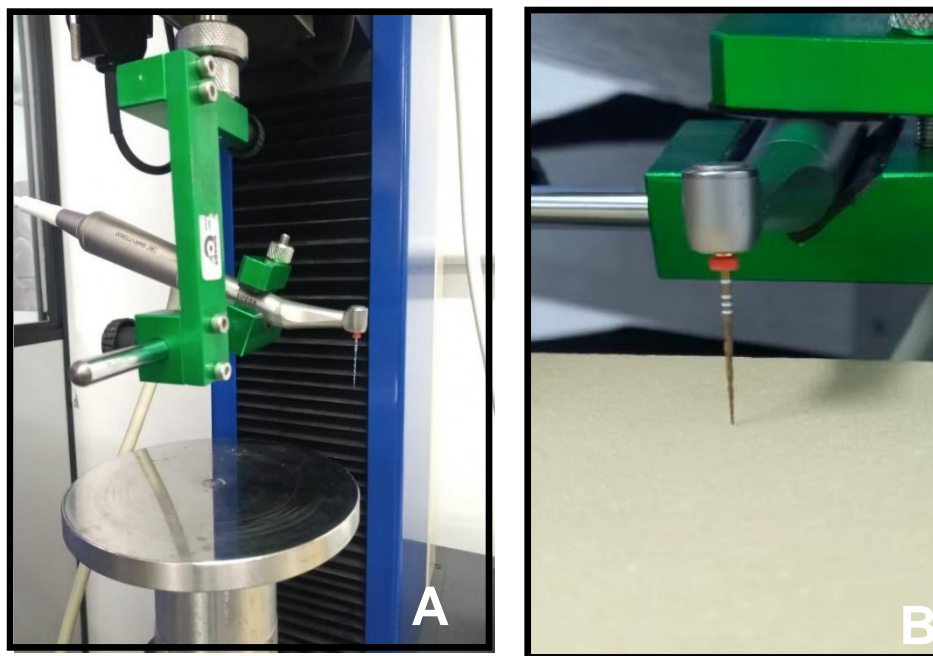


Figura 6 – Montagem do ensaio de corte axial. **(A)** Contra ângulo acoplado a célula de carga da EMIC DL 200MF através de dispositivo de fixação (verde). **(B)** Posicionamento do instrumento em relação ao bloco de dentina artificial.

A máquina foi programada para que fosse realizado um avanço de 3mm e um recuo de 2 mm no interior do canal, resultando em 1 mm de avanço, isto foi repetido múltiplas vezes de até que a máquina tivesse um deslocamento resultante de 10mm no interior do material. Foram obtidos os resultados da força máxima e de cada avanço executado, registrados pelo programa Tesc, assim como nos ensaios de flexão em 45° e flambagem.

Após a realização dos ensaios, os resultados foram submetidos a um teste de normalidade para posterior análise estatística. As possíveis correlações entre os

ensaios foram feitas, investigando quais propriedades possuem influência na capacidade de corte.

O tamanho amostral do teste de corte axial foi realizado utilizando os cinco primeiros resultados do teste, aonde se obteve as médias de: $146,43 \pm 10,27$ (REC); $122,89 \pm 19,24$ (RECB); $156,95 \pm 27,41$ (PDR); $153,92 \pm 13,28$. O tamanho de efeito calculado $f = 6,67$, o F crítico calculado foi de 6,59. E o tamanho amostral calculado foi de $n=8$.

5.2.4 Ensaio da Capacidade de Corte Lateral

A capacidade de corte lateral foi determinada através de uma máquina ODEME OD-148 desenvolvida propriamente para este ensaio.

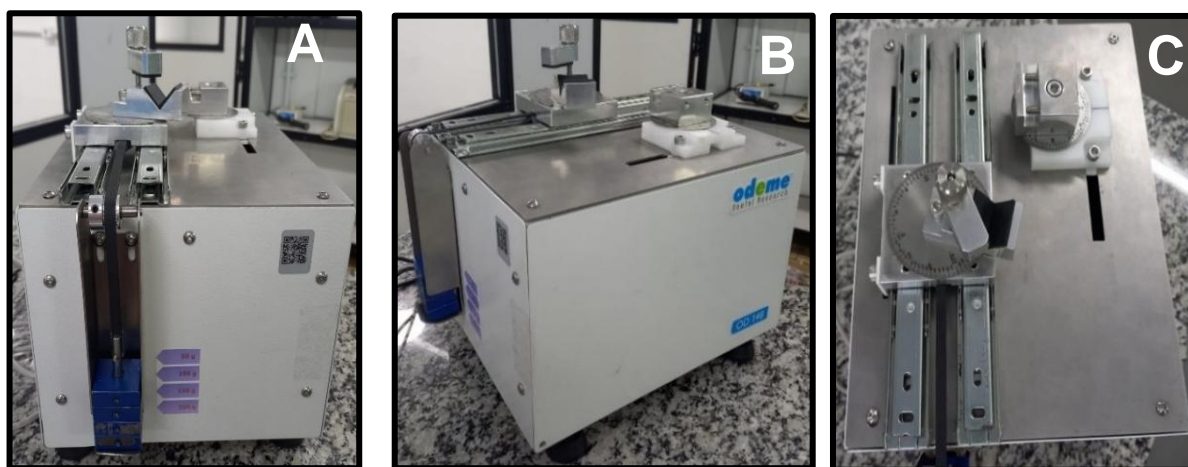


Figura 7 – Máquina desenvolvida para realização do ensaio de corte lateral. **(A)** Vista frontal do dispositivo, mostrando os pesos disponíveis e seus valores; **(B)** Vista lateral; **(C)** Vista superior. À esquerda local para fixação da peça de mão; à direita, haleta para o encaixe da placa de Plexiglas.

O equipamento (**Figura 7**) apresenta uma canaleta lateral aonde se encontram os pesos fixos (**Figura 7A**), responsáveis pela tração do contra ângulo odontológico. O trilho no topo que permite deslizamento do contra ângulo acoplado (**Figura 7C**). Uma aleta permitiu a inserção da placa de plexiglass que se manteve fixa perpendicular ao instrumento (PLOTINO *et al.*, 2014); criando assim uma

padronização, visto que todas as placas utilizadas são do mesmo material. O material cortado pode variar de acordo com o estudo; pode ser utilizado Polimetilmetacrilato (PMMA/vidro acrílico/Plexiglass), ou gesso (PLOTINO *et al.*, 2014; PEDULLÀ *et al.*, 2020). Este estudo optou pelo plexiglass devido ser o mais citado nos trabalhos.

As placas utilizadas possuíam 0,03 mm de espessura, 3 cm de comprimento e 5 cm de largura. Foram utilizados 10 instrumentos novos, um para cada resultado gerado. A placa de acrílico pôde ser utilizada mais de uma vez guardando uma distância segura de pelo menos 3 mm entre os sulcos gerados. As placas ensaiadas, com sulcos presentes puderam ser cortadas e utilizadas para realização dos ensaios dos outros grupos.

A peça de mão foi encaixada a um suporte de aço inoxidável móvel (**Figura 8**) que estava conectado a um peso fixo de 200g (encontrado na lateral do dispositivo), que movimentou horizontalmente o instrumento contra a placa de Plexiglass. O mesmo peso foi utilizado para todos os grupos estudados.



Figura 8 – Montagem do ensaio de corte lateral. Peça de mão encaixada no suporte da máquina, permitindo uma ação de 90° do instrumento na placa de plexiglass.

Os instrumentos foram colocados em contato com a placa a 5 mm da ponta (MORGENTAL *et al.*, 2013). O motor foi acionado por 1 minuto, e a profundidade do sulco gerado foi registrado através do software TT+. Para facilitar a remoção dos

debris gerados durante o corte, um jato de ar comprimido foi utilizado durante o acionamento do instrumento (PLOTINO et al., 2014).

5.3 Análise estatística

A normalidade dos dados foi testada utilizando o teste de Shapiro-Wilks através do programa Minitab Student. Então foi determinado o teste hipótese. Os dados obtidos nos ensaios apresentaram distribuição normal, portanto o teste de Análise de Variância (ANOVA) foi realizado para detectar possíveis diferenças. A ANOVA foi complementada pelo teste *pos hoc* de Student-Newman-Keuls. O cálculo amostral foi realizado utilizando o programa G Power Versão 3.1.9.4. (Fanz Faul, Universidade de Kiel, Alemanha). O teste de hipótese foi realizado utilizando o programa Primer of Biostatistics. Todos os testes adotaram nível de significância (α) de 5%.

6. RESULTADOS

Os resultados dos ensaios mecânicos e de capacidade de corte encontram-se presentes na tabela 1.

Instrumento	Flexão (gf)	Flambagem (gf)	Corte axial (gf)	Corte Lateral (mm)
REM	385,39±15,93 ^A	450,65±22,47 ^A	145,51±16,70 ^A	125,30±14,63 ^A
REB	320,25±13,89 ^B	244,84±17,16 ^B	131,37±18,01 ^B	146,17±19,78 ^B
PDR	286,22±16,49 ^C	220,72±18,37 ^B	160,10±21,46 ^A	075,19±27,52 ^C
WOG	347,49±22,92 ^D	235,52±8,38 ^B	152,44±11,89 ^A	155,84±23,17 ^B

Tabela 1 – Média e desvio padrão dos resultados obtidos nos testes de Flexão 45° (gf), Flambagem (gf), Corte Axial (gf) e Corte Lateral (mm). Letras sobrescritas diferentes indicam diferença estatisticamente significante

A flexibilidade dos instrumentos estudados apresentou a seguinte ordem: PDR > REB > WOG > REM. A resistência a flambagem dos instrumentos estudados apresentou a seguinte ordem: REM > REB = WOG = REC. Em relação à capacidade de corte axial, todos os instrumentos apresentaram o mesmo desempenho, exceto o REB ($p < 0,05$). Em relação à capacidade de corte lateral os instrumentos apresentaram a seguinte ordem: REB = WOG > REM > PDR.

7. DISCUSSÃO

Todos os grupos apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$) em termos de flexibilidade, sendo o PDR o mais flexível, e o REM o mais rígido ($P < 0,05$). Assim, a H_{01} foi rejeitada. O instrumento REM apresenta o tratamento termomecânico patenteado M-wire, que possui maior rigidez em relação às ligas de memória controlada (MORGENTAL *et al.*, 2013; GOO *et al.*, 2017); além da liga, os REM apresentam a maior conicidade dentre os instrumentos estudados. Em contrapartida, a maior flexibilidade dos PDR está associada, além do tratamento térmico, que proporciona a liga memória controlada, à sua menor conicidade (0,06 mm/mm) em relação aos outros instrumentos.

O ensaio de flexão em 45° é o ensaio padrão para o estudo da flexibilidade dos instrumentos. A flexibilidade, se correlaciona diretamente com propriedades como a torção e a vida em fadiga, sendo influenciada pelo design dos instrumentos (PONGIONE *et al.*, 2012; TESTARELLI *et al.*, 2011). Um dos pontos a serem analisados com a realização deste ensaio é verificar se há alguma relação entre a flexibilidade e a capacidade de corte dos instrumentos. Os instrumentos PDR foram os mais flexíveis, e os que apresentaram menor capacidade de corte lateral ($p < 0,05$). Este resultado era esperado, pois a menor capacidade de corte pode ser explicada pela liga CM de maior flexibilidade, e a geometria com menor diâmetro. Já os instrumentos REM, mais rígidos, apresentaram resultados inesperados com desempenho inferior ao REB e ao WOG, refutando a hipótese de que o tratamento térmico que confere flexibilidade reduz a capacidade de corte.

Em relação ao corte axial, o instrumento REB, com flexibilidade intermediária foi o que apresentou um melhor desempenho, demonstrando mais uma vez que a

flexibilidade não é o único fator de importância para que um instrumento possua boa capacidade de corte.

O ensaio de flambagem traduz clinicamente a capacidade de um instrumento resistir à compressão axial sem sofrer deformação lateral. O instrumento REM foi o mais resistente ($p < 0,05$), portanto, H_{02} foi rejeitada. Os REM seriam os mais adequados para situações que exigissem carga axial, como a reintervenção endodôntica, e o manejo de canais atrésicos. Os PDR, WOG e REB, com tratamento de memória controlada, gold e blue, respectivamente; não apresentaram diferenças em relação à resistência a flambagem, ($p > 0,05$) e sofreriam deformação mais facilmente quando carregados no sentido axial em relação ao REM.

No ensaio de flambagem, o grupo REM foi significativamente mais resistente que todos os outros grupos ($p < 0,05$), os quais não apresentaram variações entre si. A maior resistência do REM corrobora com o ensaio de flexão que demonstrou menor flexibilidade. A maior rigidez deste grupo pode ser explicada sua liga M-wire, com menor fração de martensita, quando comparada a dos demais grupos que apresentam ligas CM, além da maior conicidade em relação aos demais 0,08 mm/mm.

Os instrumentos utilizados no presente trabalho são ligas de NiTi e foram tratados termicamente de diferentes formas (DI-NARDO *et al.*, 2019); isto poderia trazer impacto direto na sua capacidade de remoção de material infectado (GUIMARÃES *et al.*, 2016), bem como em sua resistência à fadiga cíclica (SERACCHIANI *et al.*, 2021). A apresentação de uma maior eficiência de corte poderia levar a um maior desgaste, e maior remoção de dentina do canal, reduzindo seu possível bloqueio e carga torcional (PEDULLÀ *et al.*, 2020); por outro lado, aumentaria muito as chances de fratura radicular (ÇIÇEK *et al.*, 2015).

A princípio, pensou-se que os ensaios de corte iriam validar um ao outro, com resultados complementares, porém, os ensaios trazem informações diferentes, devido ao sentido que o corte é realizado. Da mesma maneira que o sentido de aplicação de força se modifica e traz propriedades diferentes nos ensaios de flexão em 45° e flambagem.

Apesar de poucos estudos existentes com a metodologia de corte lateral, esta é a mais utilizada para avaliar a capacidade de corte. Porém, o método não representa uma realidade clínica, devido ao sentido de ação do instrumento. Este foi outro motivo para o emprego das duas técnicas de avaliação da capacidade de corte.

Em relação ao corte axial, o grupo REB, apresentou uma capacidade maior e significativa, em comparação aos REM, WOG e PDR ($p < 0,05$). Portanto, H_{03} foi rejeitada. A boa capacidade de corte destes instrumentos, embora tratados termicamente, pode ser explicado pela melhor adaptação da aresta lateral de corte ao material a ser removido. Outros fatores que explicam o desempenho são: a geometria da ponta e a conicidade. Os REB apresentam a maior conicidade em relação aos WOG e PDR, e ponta e tratamento térmico diferenciado em relação ao REM.

A geometria da ponta do instrumento é um fator que não pode ser levado em conta no ensaio de corte lateral, por isso este estudo optou por realizar os dois métodos. Embora os REB tenham se destacado nos dois tipos de ensaio, resultados divergentes foram encontrados em relação aos outros grupos estudados, e os WOG conseguiram apresentar desempenho equivalente ao REB ($p > 0,05$). O fator que pode explicar esse desempenho é a presença de 4 arestas de corte dos WOG em relação as 2 presentes na REB. Um outro ponto a se destacar é que o REB apresentou maior capacidade de corte que o REM, diferindo de outros estudos que

afirmam que a liga M-wire, por ser mais rígida e apresentar um desenho da seção transversal diferente, apresentaria maior capacidade de corte (PLOTINO *et al.*, 2014; MOREIRA *et al.*, 2022), isto pode ter ocorrido devido a uma flambagem sofrida pelo instrumento durante o ensaio, acabando por apresentar uma maior área de contato; Outro fator é a provável redução da capacidade de corte do instrumento por impactação de debris, apesar da utilização uso de um jato de ar no momento.

Embora existam diversos estudos recentes sobre avaliação do corte de instrumentos endodônticos, ainda não foi encontrado um único parâmetro para avaliar quais critérios são mais relevantes para estabelecer esta propriedade dos instrumentos (SANTA-ROSA *et al.*, 2018); os autores utilizam diversos materiais para simular os testes, como dentes extraídos, canais de resina simulados (GAMBARINI *et al.*, 2021).

Este trabalho sugeriu a placa de plexiglass para que o material cortado apresentasse um padrão com alguma proximidade com a dureza da dentina. Além disso, este estudo traz como destaque a avaliação da comparação de ambos os tipos de corte (lateral e axial), sendo o corte lateral consagrado em literatura, e o corte axial mais próximo ao âmbito clínico. A análise de ambos os cortes, não se complementaram como era esperado. Os ensaios apresentaram resultados diferentes entre si, mostrando que o sentido do corte: deslocamento(lateral) e profundidade (axial), têm influência na escolha do instrumento a ser utilizado.

Estudos futuros devem investigar a influência da geometria no corte. Alguns fatores importantes devem ser: o passo da hélice, número de fios de corte, o ângulo de ataque, a inclinação da aresta lateral de corte, e a profundidade do canal helicoidal. Estas características também podem explicar o comportamento no corte axial, porém somado a estes fatores a geometria da ponta deveria ser levada em conta. Uma técnica que somaria informações importantes com precisão destas

medidas seria a micro tomografia. Outro ponto importante é se o valor do peso utilizado na máquina de corte lateral possui influência direta na capacidade de corte deles. Os valores utilizados nesse estudo se baseou na maioria reportada pela literatura (NEWMAN *et al.*, 1983; MORRISON *et al.*, 1989).

8. CONCLUSÃO

Com base nos resultados encontrados, os instrumentos com liga de memória controlada apresentaram um boa efetividade na capacidade de corte, sendo assim indicados, para o uso clínico com eficácia, destacando-se os instrumentos REB, que apresentaram o melhor desempenho em relação à capacidade de corte lateral e axial, apresentando corte lateral equivalente ao WOG. Os instrumentos REM apresentaram maior resistência a flambagem e menor flexibilidade, sendo os mais indicados para canais atrésicos ou reintervenção endodôntica devido a sua capacidade de resistência a grandes compressões e trações. Os PDR foram os mais flexíveis e menos resistentes a flambagem, mostrando menor resistência à carga axial.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-OBAIDA, M. I. et al. **Comparison of cyclic fatigue resistance of 5 heat-treated Nickel-Titanium reciprocating systems in canals with single and double curvatures.** Journal of endodontics, v. 45, n. 10, p. 1237–1241, 2019.

AZEVEDO, M. A. D. et al. **Endodontic retreatment using a single instrument from four Nickel-Titanium systems - A micro-CT study.** Brazilian dental journal, v. 31, n. 6, p. 605–610, 2020.

BARBOSA, M. P. S. **Controle da temperatura de transformação de fase em uma liga NiTi através do tratamento térmico de betatização.** Bacharelado em Engenharia Mecânica. Universidade Federal Rural do Semi-Árido: Mossoró, f. 55, 2018.

BRUSCHI, J.; BOFF, L. B.; MELO, T. A. F. DE. **Analysis of cutting capacity, preparation time, and apical deviation after instrumentation of artificial curved canals with the waveone ® and reciproc ® reciprocating systems.** RGO-Revista gaúcha de odontologia, v. 65, n. 3, p. 191–195, 2017.

BUMBALEK, M. et al. **Cyclic fatigue of dental NiTi instruments after plasma nitriding.** Materials, v. 14, n. 9, p. 2155, 2021.

ÇIÇEK, E.; ASLAN, M. A.; AKKOÇAN, O. **Comparison of the resistance of teeth instrumented with different Nickel-Titanium systems to vertical root fracture: An in vitro study.** Journal of endodontics, v. 41, n. 10, p. 1682–1685, 2015.

COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION). **ANSI/ADA Specification No. 101-2001-Root Canal Instruments: General Requirements.** USA: American Dental Association, 2001. Disponível em: <<https://webstore.ansi.org/standards/ada/ansiadaspecification1012001>>.

DE-DEUS, G. et al. **Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement: Cyclic fatigue life of F2 ProTaper instrument.** International endodontic journal, v. 43, n. 12, p. 1063–1068, 2010.

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

DE MORAIS, R. C. et al. **Analysis of cutting capacity, surface finishing, and mechanical properties of NiTi instruments 25/.04: ROTATE and LOGIC 2.** Journal of endodontics, v. 50, n. 7, p. 982–988, 2024.

DI NARDO, D. et al. **A comparative study of mechanical resistance of two reciprocating files.** Journal of clinical and experimental dentistry, v. 11, n. 3, p. e231–e235, 2019.

EREN, İ.; SEZER, B. **Comparative evaluation of the remaining dentin volume following instrumentation with rotary, reciprocating, and hand files during root canal treatment in primary molars: An ex vivo study.** Journal of dental sciences, v. 19, n. 4, p. 2126–2134, 2024.

ESPOSITO, P. T.; CUNNINGHAM, C. J. **A comparison of canal preparation with Nickel-Titanium and stainless steel instruments.** Journal of endodontics, v. 21, n. 4, p. 173–176, 1995.

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

GARCÍA, V. D.-F. et al. **Comparative study of torsional and bending stress in NiTi, graphene, and GUM metal endodontic files by finite element analysis.** Computers in biology and medicine, v. 170, n. 108017, p. 108017, 2024.

GOO, H.-J. et al. **Mechanical properties of various heat-treated Nickel-Titanium rotary instruments.** Journal of endodontics, v. 43, n. 11, p. 1872–1877, 2017.

GUIMARÃES, L. C. et al. **Resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de niti “controlled memory” após flexão e esterilização.** 71th ABM Annual Congress. Anais do congresso anual da ABM. São Paulo: Editora Blucher, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.5151/1516-392x-28105>>

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

KIEFNER, P.; BAN, M.; DE-DEUS, G. **Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments?** International endodontic journal, v. 47, n. 5, p. 430–436, 2014.

KIM, E. et al. **Effect of heat treatment on mechanical properties of Nickel-Titanium instruments.** Journal of endodontics, v. 50, n. 2, p. 213–219, 2024.

KIMURA, S. et al. **Phase transformation behavior and mechanical properties of HyFlex EDM Nickel-Titanium endodontic rotary instrument: Evaluation at body temperature.** Journal of dental sciences, v. 19, n. 2, p. 929–936, 2024.

LEE, T. **Building skeleton models via 3-D medial surface/axis thinning algorithms.** Graphical models and image processing, v. 56, n. 6, p. 462–478, 1994.

LIANG, Y.; YUE, L. **Evolution and development: engine-driven endodontic rotary Nickel-Titanium instruments.** International journal of oral science, v. 14, n. 1, p. 12, 2022.

LOPES, H. **Bending resistance of conventional NiTi and M-wire endodontic instruments. A comparative study.** Revista brasileira de odontologia, v. 69, n. 2, p. 170–173, 2012.

LOPES, H. P. et al. **Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace Nickel-Titanium rotary instruments.** Journal of endodontics, v. 36, n. 10, p. 1653–1657, 2010.

LOPES, H. P. et al. **Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional Nickel-Titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase.** Journal of endodontics, v. 39, n. 4, p. 516–520, 2013.

LOPES, W. S. P. et al. **Bending, buckling and torsional resistance of rotary and reciprocating glide path instruments.** International endodontic journal, v. 53, n. 12, p. 1689–1695, 2020.

MACHADO, M. E. L. et al. **Influence of reciprocating single-file and rotary instrumentation on bacterial reduction on infected root canals.** International endodontic journal, v. 46, n. 11, p. 1083–1087, 2013.

MORADAS ESTRADA, M. **Instrumentación rotatoria en endodoncia: ¿ qué tipo de lima o procedimiento es el más indicado?** Avances en odontoestomatología, v. 33, n. 4, p. 151–160, 2017.

MOREIRA, E. J. L. et al. **Mechanical performance of original; yellowish and blueish ProFile instruments: isolating heat-treatment as a variable.** Brazilian dental journal, v. 33, n. 4, p. 47–53, 2022.

MOREIRA, E. J. L. **Análise da Fratura de Instrumentos Endodônticos de NiTi.** Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais. Ministério da Defesa Exército Brasileiro Secretaria De Ciência E Tecnologia- Instituto Militar de Engenharia(IME): Rio de Janeiro, f. 150, 2006. Disponível em: <https://www.ime.eb.mil.br/arquivos/teses/se4/cm/analisefratura_edsonjorge.pdf> . Acesso em: 16 abr. 2024.

MORGENTAL, R. D. et al. **Cutting efficiency of conventional and martensitic Nickel-Titanium instruments for coronal flaring.** Journal of endodontics, v. 39, n. 12, p. 1634–1638, 2013.

MORRISON, S. W.; NEWTON, C. W.; BROWN, C. E., Jr. **The effects of steam sterilization and usage on cutting efficiency of endodontic instruments.** Journal of endodontics, v. 15, n. 9, p. 427–431, 1989.

MUÑOZ, E. et al. **Canal shaping with a reciprocating system is easy to learn.** International endodontic journal, v. 52, n. 8, p. 1244–1249, 2019.

NEWMAN, J. G.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. **A study of the cutting efficiency of seven brands of endodontic files in linear motion.** Journal of endodontics, v. 9, n. 8, p. 316–322, 1983.

PEDULLÀ, E. et al. **Cutting efficiency of conventional and heat-treated Nickel-Titanium rotary or reciprocating glide path instruments.** International endodontic journal, v. 53, n. 3, p. 376–384, 2020.

PLOTINO, G. et al. **Cutting efficiency of Reciproc and waveOne reciprocating instruments.** Journal of endodontics, v. 40, n. 8, p. 1228–1230, 2014.

PONGIONE, G. et al. **Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test.** *Annali di stomatologia*, v. 3, n. 3–4, p. 119–122, 2012.

RAZCHA, C. et al. **Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation and centering ability of 4 heat-treated Nickel-Titanium systems.** *Journal of endodontics*, v. 46, n. 5, p. 675–681, 2020.

RODRIGUES, R. C. V. et al. **Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary Nickel-Titanium endodontic instruments.** *Journal of endodontics*, v. 37, n. 11, p. 1553–1557, 2011.

SANTA-ROSA, C. **Evaluating the cutting efficiency of NiTi instruments with reciprocating motions.** *Arquivos em odontologia*, v. 54, 2018.

SCHÄFER, E.; OITZINGER, M. **Cutting efficiency of five different types of rotary Nickel-Titanium instruments.** *Journal of endodontics*, v. 34, n. 2, p. 198–200, 2008.

SCHNEIDER, C. A.; RASBAND, W. S.; ELICEIRI, K. W. **NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis.** *Nature methods*, v. 9, n. 7, p. 671–675, 2012.

SERACCHIANI, M. et al. **Effect of flexural stress on torsional resistance of NiTi instruments.** *Journal of endodontics*, v. 47, n. 3, p. 472–476, 2021.

SHEN, Y. et al. **Fatigue testing of controlled memory wire Nickel-Titanium rotary instruments.** *Journal of endodontics*, v. 37, n. 7, p. 997–1001, 2011a.

SHEN, Y. et al. **Metallurgical characterization of controlled memory wire Nickel-Titanium rotary instruments.** *Journal of endodontics*, v. 37, n. 11, p. 1566–1571, 2011b.

SHEN, Y. et al. **Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of Nickel-Titanium instruments.** *Journal of endodontics*, v. 39, n. 2, p. 163–172, 2013.

SILVA, E. J. N. L. et al. **Bending resistance and cyclic fatigue of a new heat-treated reciprocating instrument.** *Scanning*, v. 38, n. 6, p. 837–841, 2016.

TABASSUM, S.; ZAFAR, K.; UMER, F. **Nickel-Titanium rotary file systems: What's new?** *European endodontic journal*, v. 4, n. 3, p. 111–117, 2019.

TESTARELLI, L. et al. **Bending properties of a new Nickel-Titanium alloy with a lower percent by weight of nickel.** *Journal of endodontics*, v. 37, n. 9, p. 1293–1295, 2011.

THOMPSON, S. A. **An overview of Nickel-Titanium alloys used in dentistry.** *International endodontic journal*, v. 33, n. 4, p. 297–310, 2000.

VIANA, A. C. D. et al. **Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of Nickel-Titanium rotary endodontic instruments.** *International endodontic journal*, v. 39, n. 9, p. 709–715, 2006.

VIEIRA, V. T. L. et al. **A NiTi rotary instrument manufactured by twisting: morphology and mechanical properties.** *Dental press endodontics*, v. 1, n. 1, p. 21–27, 2011.

VIEIRA, V. T. L. **Flexibilidade e Resistência a Fadiga de Instrumentos Endodônticos de NiTi.** Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais: Ministério da Defesa Exército Brasileiro Secretaria De Ciência E Tecnologia- Instituto Militar de Engenharia(IME): Rio de Janeiro, f. 127, 2013. Disponível em: <https://sucupira-legado.capes.gov.br/sucupira/public/consultas/coleta/trabalhoConclusao/viewTrabalhoConclusao.jsf?popup=true&id_trabalho=117136> Acesso em: 11 fev.. 2021.

VIEIRA, V. T. L. et al. Effect of autoclave cycles on cyclic fatigue resistance of control memory NiTi files observed by scanning electron microscopy. **Revista brasileira de odontologia**, v. 74, n. 1, p. 23, 2017.

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

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

YARED, G. **Root Canal Retreatment Using the RECIPROC® System: Proficiency and Efficiency Through Simplicity.** Disponível em: <http://www.odonto.uio.no/iko/om/organisasjon/fagavd/endodonti/undervisning/undervisn/yared_reciproc_retratament_en.pdf>. Acesso em: 16 fev. 2021.

YILMAZ, F. et al. Evaluation of the amount of root canal dentin removed and apical transportation occurrence after instrumentation with ProTaper Next, OneShape, and EdgeFile rotary systems. **Journal of endodontics**, v. 46, n. 5, p. 662–667, 2020.