

GUSTAVO OLIVEIRA CAMPOS

**COMPARAÇÃO ENTRE RECIPROC BLUE E QUATRO
INSTRUMENTOS RÉPLICAS:
*ASPECTOS METALÚRGICOS, GEOMETRIA, COMPORTAMENTO EM
TORÇÃO E FLEXÃO***

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
2023**

Gustavo Oliveira Campos

**COMPARAÇÃO ENTRE RECIPROC BLUE E QUATRO
INSTRUMENTOS RÉPLICAS:
*ASPECTOS METALÚRGICOS, GEOMETRIA, COMPORTAMENTO EM
TORÇÃO E FLEXÃO***

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

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Ana Cecília Diniz Viana
Coorientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

Belo Horizonte
2023

Ficha Catalográfica

C198c Campos, Gustavo Oliveira.
2023 Comparação entre Reciproc Blue e quatro instrumentos
T réplicas: aspectos metalúrgicos, geometria, comportamento em
torção e flexão / Gustavo Oliveira Campos. -- 2023.

64 f. : il.

Orientadora: Ana Cecília Diniz Viana.
Coorientador: Vicente Tadeu Lopes Buono.

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

1. Endodontia. 2. Ligas de memória da forma. 3. Torção mecânica. 4. Varredura diferencial de calorimetria. 5. Testes mecânicos. I. Viana, Ana Cecília Diniz. II. Buono, Vicente Tadeu Lopes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COLEGIADO DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

FOLHA DE APROVAÇÃO

COMPARAÇÃO ENTRE RECIPROC BLUE E QUATRO INSTRUMENTOS RÉPLICAS: ASPECTOS METALÚRGICOS, GEOMETRIA, COMPORTAMENTO EM TORÇÃO E FLEXÃO

GUSTAVO OLIVEIRA CAMPOS

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

Aprovada em 28 de julho de 2023, pela banca constituída pelos membros:

Profa. Ana Cecília Diniz Viana - Orientadora
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono
Escola de Engenharia da UFMG

Profa. Isabella Faria da Cunha Peixoto
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof. Leandro de Arruda Santos
Escola de Engenharia da UFMG

Profa. Érika Sales Joviano Pereira
UFBA

Prof. Victor Talarico Leal Vieira
UNIGRANRIO

Belo Horizonte, 28 de julho de 2023.



Documento assinado eletronicamente por **Leandro de Arruda Santos, Coordenador(a) de curso de pós-graduação**, em 28/07/2023, às 11:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Vicente Tadeu Lopes Buono, Membro**, em 28/07/2023, às 11:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Cecília Diniz Viana, Professora do Magistério Superior**, em 28/07/2023, às 11:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Isabella Faria da Cunha Peixoto, Professora do Magistério Superior**, em 28/07/2023, às 11:31, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Victor Talarico Leal Vieira, Usuário Externo**, em 28/07/2023, às 11:35, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Erika Sales Joviano Pereira, Usuária Externa**, em 28/07/2023, às 11:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2491636** e o código CRC **42E0B3E5**.

Dedico este trabalho aos meus filhos, Oliver e Helena, vocês vieram durante este doutorado, apesar do trabalho, sempre me trouxeram alegria nos momentos mais complicados e a certeza de nunca desistir. Tudo isto se tornou por vocês! Papai ama demais!

AGRADECIMENTO

Em primeiro lugar, expresso minha gratidão a Deus, pois sem ele nada disto seria possível! Tudo tem seu tempo para acontecer, e Ele sempre iluminou muito meu caminho de forma grandiosa!

Gostaria de agradecer imensamente à minha esposa Gisela Frois, que me apoiou desde o início e que mais me ajudou ao longo deste período! Cuidar de uma criança é uma tarefa desafiadora, e no final das contas, ela teve um trabalho dobrado para que eu pudesse concluir esta importante etapa de minha vida! Te amo, muito obrigado!

Também quero expressar minha gratidão aos meus irmãos Guilherme e Gabriel, que além de me acolherem durante minhas idas a Belo Horizonte, também me auxiliaram significativamente na elaboração desta tese. Este trabalho é resultado do nosso esforço conjunto, e por isto, agradeço do fundo do coração!!

Agradeço aos meus pais, Gilson e Márcia, quem não mediram esforços para eu me tornar a pessoa que sou, com muito apoio e carinho!

Sou imensamente grato aos meus orientadores, Profa. Dra. Ana Cecília Diniz Viana e ao Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Bueno, bem como a Profa. Dra. Isabella Faria da Cunha Peixoto. Vocês foram as figuras centrais que tornaram este trabalho uma realidade. Hoje, os vejo como exemplos a serem seguidos e serei eternamente grato por toda ajuda que me proporcionaram durante este período. Nunca me esquecerei que dedicaram seu tempo precioso de férias para me ensinar remotamente, isto teve um impacto significativo em mim. Muito obrigado!

Sou profundamente grato ao Prof. Dr. Leandro Arruda por seu vasto conhecimento e sua notável habilidade em esclarecer questões relevantes para a pesquisa, especialmente nos momentos em que nos encontrávamos sem uma solução aparente.

Agradeço

Expresso minha gratidão aos técnicos dos laboratórios da Escola de Engenharia, Patrícia Mara Trigueiro e Fernando Luciano Alves de Souza, e as aulas de doutorado da Escola de Engenharia da UFMG, Jéssica Dornelas Silva e Maria Mariana Simões Ferreira. Seu apoio nos testes realizados foi absolutamente essencial para elucidar os problemas relacionados a esta pesquisa. Agradeço imensamente

pela ajuda fornecida durante os complexos testes exigidos pela metodologia proposta. Seu conhecimento e dedicação foram fundamentais para o avanço deste trabalho.

Agradeço a todos meus familiares que de alguma forma me apoiaram e estiveram torcendo por mim!

Gostaria de agradecer especialmente aos coordenadores das instituições que trabalho, Profa. Gislaine, Prof. Roberto Góes e Prof. Marcio Lenzi. Em momentos que necessitei me ausentar para concluir este doutorado, eles não mediram esforços para me oferecer ajuda e suporte.

Agradeço aos grandes amigos que sempre estiveram comigo, em especial, Daniel, Rafael e Jhon!

Por fim, gostaria de estender meus agradecimentos a toda equipe UFMG, desde funcionários dedicados até professores e colegas excepcionais, por toda vivência enriquecedora que tive durante este período.

“Os limites só existem se você os deixar existir!”
Son Goku

RESUMO

A introdução da liga NiTi na endodontia proporcionou a fabricação de instrumentos com excelentes propriedades mecânicas, e uma das principais características é a possibilidade de alteração das temperaturas de transformação da liga, o qual pode possibilitar a presença de martensita em temperatura ambiente e conseqüentemente um efeito memória de forma. Entretanto, alguns dos sistemas comercializados atualmente possuem pouca ou nenhuma informação científica relatando suas propriedades mecânicas, características de design e métodos de fabricação. O objetivo deste trabalho foi comparar características geométricas, metalúrgicas e propriedades mecânicas (resistência à torção e flexão) de instrumentos Reciproc Blue (VDW, Munique, Alemanha), e quatro sistemas reciprocantes réplicas. Um total de 39 instrumentos de cada um dos sistemas reciprocantes, Reciproc Blue (RB), Prodesign R (PDR), V File (VF), V+ File (V+) e Univy One (UO) foram utilizados na pesquisa. O programa de Image J foi utilizado para mensuração dos diâmetros a cada milímetro da parte ativa e da área da seção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos. Imagens de MEV da parte ativa foram realizados para avaliar o acabamento superficial dos instrumentos. A composição atômica, fases presentes e temperaturas de transformação foram verificadas através de EDS, DRX e DSC, respectivamente. A flexibilidade foi aferida através de ensaios de dobramento até 45° conforme a especificação ISO 3630-1, e os ensaios de resistência à torção foram realizados de acordo com a especificação N°28 ANSI/ADA. Todos os instrumentos apresentaram uma quantidade aproximadamente equiatômica de níquel e titânio. A análise qualitativa das fases cristalinas realizada através de ensaios de DRX, demonstrou a predominância de Fase R em todos os grupos, com exceção do grupo UO que apresenta uma mistura de fase R e martensita B19'. Na avaliação da área da seção, o instrumento RB obteve valores intermediários, os instrumentos PDR e V+ possuem menores valores e os instrumentos VF e UO possuem maiores valores. Observou-se grande impacto da geometria sobre as propriedades mecânicas, sendo que aqueles sistemas que apresentavam menor área que RB (PDR, V+) mostraram-se mais flexíveis e menos resistentes à torção ($p < 0.05$), e o instrumento VF que teve maior área apresentou, como esperado, menos flexibilidade ($p < 0.05$) e resistência torcional semelhante ($p > 0.05$). A única exceção se deu com o sistema UO, que embora apresentasse uma maior área de seção, mostrou-se mais flexível e menos resistente à torção, provavelmente por influência da maior quantidade de martensita presente à temperatura ambiente. Nenhum dos instrumentos réplicas avaliados apresentaram características e comportamento mecânico iguais ao sistema padrão RB. Sugere-se que mais estudos devem ser realizados para a comparação do comportamento clínico destes instrumentos.

Palavras-chave: Endodontia. Ligas de memória da forma. Torção mecânica. Varredura diferencial de calorimetria. Testes mecânicos.

ABSTRACT

Comparison between Reciproc Blue and four replicalike instruments: metallurgical aspects, geometry, and behavior in torsion and flexion

The introduction of NiTi alloy in endodontics has allowed the manufacturing of instruments with excellent mechanical properties, and one of the main characteristics is the ability to change alloy's transformation temperature, which can enable the presence of martensite at room temperature and consequently favor a shape memory effect. However, some of the currently marketed systems have limited or no scientific information regarding their mechanical properties, design characteristics, and manufacturing methods. The aim of this study was to compare the geometric characteristics, metallurgical aspects, and mechanical properties (torsional and flexural strength) of Reciproc Blue instruments (VDW, Munich, Germany) with four replica-like reciprocating systems. A total amount of 39 instruments from each reciprocating system, namely Reciproc Blue (RB), Prodesign R (PDR), V File (VF), V+ File (V+), and Univy One (UO), were used in the study. The Image J program was used to measure the diameters at every millimeter along the instruments active portion and the cross-sectional area at 3 mm from the instrument tip. SEM images of the active portion were obtained to evaluate the surface finishing of the instruments. Atomic composition, phases present, and transformation temperatures were determined through EDS, XRD, and DSC analyses, respectively. Flexibility was assessed by bending tests up to 45° according to ISO 3630-1 specifications, and torsional strength tests were performed according with ANSI/ADA Specification No. 28. All instruments exhibited an approximately equiatomic composition of nickel and titanium. Qualitative analysis of the crystalline phases using XRD tests demonstrated the predominance of the R-phase in all groups, except for the UO group, which exhibited a mixture of R-phase and B19' martensite. In terms of diameter and cross-sectional area evaluation, the RB instrument obtained intermediate values, while the PDR and V+ instruments had smaller values, and the VF and UO instruments had larger values. A significant impact of geometry on mechanical properties was observed, with systems exhibiting a smaller area than RB (PDR, V+) being more flexible and less torsion-resistant ($p < 0.05$), and the VF instrument with a larger area showed, as expected, less flexibility ($p < 0.05$) and similar torsional resistance ($p > 0.05$). The only exception was the UO system, which, despite having a larger geometric configuration, exhibited greater flexibility and less torsional resistance, likely due to the higher amount of martensite present at room temperature. None of the replica-like instruments evaluated showed identical characteristics and mechanical behavior to the standard RB system. Further studies are suggested to compare the clinical performance of these instruments.

Keywords: Endodontics. Shape memory alloys. Mechanical torsion. Differential scanning calorimetry. Mechanical tests.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Identificação dos grupos de instrumentos utilizados na pesquisa.....	28
Figura 2 -	Delimitação das mensurações de parte ativa e diâmetro a cada milímetro da parte ativa em instrumento RB.....	30
Figura 3 -	Delimitação da área da seção transversal do instrumento RB para mensuração no software Image J.....	31
Figura 4 -	Máquina de ensaios de torção AN 8050.....	34
Figura 5 -	Imagens da parte ativa dos instrumentos – MEV (70x).....	38
Figura 6 -	Imagens da ponta dos instrumentos – MEV (400x).....	39
Figura 7 -	Imagens das bordas cortantes dos instrumentos demonstrando características de acabamento superficial – MEV (1000x).....	40
Figura 8 -	Imagens da seção transversal dos instrumentos a 3 mm da ponta – MEV (1000x).....	41
Figura 9 -	Curvas dos ensaios de DSC	45
Figura 10 -	Imagem de instrumentos dos sistemas avaliados conforme recebidos (A) e após serem tensionados (B).....	46
Figura 11 -	Gráfico obtido nos ensaios de dobramento a 45°.....	48
Figura 12 -	Gráfico obtido nos ensaios de torção até a ruptura.....	49

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1-	Correlação dos diâmetros da parte ativa dos instrumentos.....	36
Gráfico 2-	Curvas de DRX dos instrumentos avaliados.....	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Diâmetro e área dos instrumentos.....	37
Tabela 2-	Porcentagem em peso (Wt%) e atômica (At%) dos constituintes da liga nos instrumentos (EDS).....	42
Tabela 3-	Temperaturas de transformação dos instrumentos (DSC).....	44
Tabela 4-	Momento de dobramento (MD), deflexão angular, torque máximo até a fratura.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°	Graus
Af	<i>Austenite Finish Temperature</i>
As	<i>Austenite Start Temperature</i>
D3	Diâmetro a 3 Milímetros da Ponta
D9	Diâmetro a 9 Milímetros da Ponta
D16	Diâmetro a 16 Milímetros da Ponta
DRX	Difratometria de Raios X
DSC	Calorimetria Exploratória Diferencial
EDS	Espectroscopia de Energia de Raios X
EMF	Efeito Memória de Forma
MD	Momento de Dobramento
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
Mf	<i>Martensite Finish Temperature</i>
mm	Milímetro(s)
Ms	<i>Martensite Start Temperature</i>
NiTi	Níquel-Titânio
PDR	Prodesign R
RB	Reciproc Blue
rpm	Rotações por Minuto
SE	Superelasticidade
TP _{TR}	Temperatura de Pico da Transformação Reversa
TiO ₂	Dióxido de Titânio
TM	Transformação Martensítica
TR	Transformação Reversa
UO	Univy One
V+	V+ File
VF	V File

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	19
3	OBJETIVOS.....	27
3.1	Objetivo geral.....	27
3.2	Objetivos específicos.....	27
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
4.1	Caracterização geométrica, medida dos diâmetros da parte ativa.....	29
4.2	Caracterização e mensuração da área da seção transversal.....	30
4.3	Caracterização da composição química.....	31
4.4	Determinação das fases presentes.....	31
4.5	Determinação das temperaturas de transformação.....	32
4.6	Ensaio de dobramento a 45°.....	32
4.7	Ensaio de resistência torcional.....	33
4.8	Análise estatística.....	34
5	RESULTADOS.....	36
6	DISCUSSÃO.....	50
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	56
	REFERÊNCIAS.....	58

1 INTRODUÇÃO

A endodontia é uma especialidade odontológica que se dedica ao estudo e tratamento da polpa dentária e dos tecidos periapicais. Os instrumentos endodônticos são utilizados para a preparação dos canais radiculares, removendo tecido inflamado ou infectado e modelando os condutos para uma correta obturação. Estes desempenham um papel fundamental na prática da endodontia, sendo essenciais para a realização de um tratamento endodôntico eficaz e de qualidade. Ao longo das últimas décadas, ocorreram avanços significativos na concepção, desenvolvimento e aprimoramento destes instrumentos, impulsionados pela busca contínua por resultados clínicos superiores e pela necessidade de simplificar e otimizar os procedimentos endodônticos (GAVINI, *et al.*, 2018; HAAPASALO & SHEN, 2013; TABASSUM, ZAFAR & UMER, 2019; ZUPANC, VAHDAT-PAJOUH & SCHÄFER, 2018).

Cada dente possui uma anatomia única, com variações significativas em relação ao tamanho, formato e número de raízes e canais. Estas variações podem ocorrer tanto entre os diferentes grupos dentários quanto dentro de um mesmo grupo dentário. O conhecimento detalhado da anatomia dentária é essencial para a correta identificação e preparação dos canais radiculares durante o tratamento endodôntico (MARTINS *et al.*, 2018; VON ZUBEN *et al.*, 2017). A complexidade da anatomia do sistema de canais radiculares apresenta um desafio constante para os profissionais da área. O sucesso do tratamento endodôntico depende em grande parte da habilidade do endodontista em acessar, limpar, modelar e desinfetar adequadamente os canais radiculares (AHMED & DUMMER, 2018; DHULDHOYA *et al.*, 2022; JOSHI *et al.*, 2021).

Historicamente, os instrumentos endodônticos eram predominantemente manuais, fabricados com aço inoxidável. Porém, devido a características desta liga, tais como alto módulo de elasticidade e rigidez, era frequente a ocorrência de erros de preparo durante os tratamentos endodônticos, principalmente em canais curvos (GAVINI *et al.*, 2018; HAAPASALO & SHEN, 2013; LIANG & YUE, 2022). Buscando instrumentos com melhores propriedades, em 1988, Walia, Brantley e Gerstein propuseram a fabricação de instrumentos endodônticos a partir da liga Níquel-Titânio (NiTi), que possui características bastante desejáveis, tais como a Superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF).

A seleção do instrumento adequado depende da anatomia dentária, visto que cada instrumento possui propriedades específicas (GAVINI *et al.*, 2018). Em casos anatômicos de curvaturas acentuadas, por exemplo, faz-se necessário a utilização de instrumentos mecanizados e limas com maior flexibilidade. Instrumentos fabricados com liga NiTi possuem uma maior capacidade de adaptação às curvaturas devido à sua flexibilidade, que permite uma maior negociação do instrumento ao longo do canal, facilitando sua modelagem. Por outro lado, em casos mais atrésicos, nos quais os canais apresentam diâmetros reduzidos ou possuem estreitamentos, é desejável o uso de instrumentos com maior capacidade de corte e maior resistência torcional (MARTINS *et al.*, 2021; SERACCHIANI *et al.*, 2022; SILVA *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020a; SILVA *et al.*, 2020b; YILMAS *et al.*, 2021).

Ademais, os avanços na concepção e geometria dos instrumentos endodônticos têm buscado aumentar a eficiência nos tratamentos endodônticos. Todas as principais características destes instrumentos, tais como, área de seção transversal, quantidade de hélices, massa metálica e a conicidade, exercem uma influência direta nas suas propriedades como capacidade de corte, resistência torcional, resistência flexural e flexibilidade. Adicionalmente, tratamentos térmicos e termomecânicos da liga também exercem uma influência no seu comportamento mecânico e resistência (GAVINI *et al.*, 2018; HAAPASALO & SHEN, 2013; LIANG & YUE, 2022).

O processamento térmico e/ou termomecânico é um processo bastante comum na atual fabricação dos instrumentos endodônticos. Estes tratamentos geram modificações na estrutura do NiTi, como alteração das temperaturas de transformação e reorientação das fases cristalinas, alterando as propriedades dos instrumentos. Estes tratamentos permitem melhorar as propriedades do material para atender às exigências clínicas como, por exemplo, obter instrumentos mais flexíveis ou com maior resistência torcional (LIANG & YUE, 2022; PLOTINO *et al.*, 2014).

A cinemática de uso dos instrumentos endodônticos também sofreu alterações ao longo do tempo. A rotação contínua foi o primeiro movimento recomendado e amplamente utilizado desde o princípio da instrumentação mecanizada. Em 2008 foi proposto o movimento recíprocante, alternando o sentido de corte em anti-horário e horário, em diferentes amplitudes. Esta nova cinemática revolucionou a prática endodôntica ao oferecer uma alternativa eficaz à rotação contínua, apresentando

vantagens como maior resistência a fadiga torcional e flexural (GAMBARINI *et al.*, 2018).

No entanto, a diversidade de geometrias e materiais disponíveis no mercado atualmente pode tornar a escolha dos instrumentos um desafio para os profissionais. Além disso, questões relacionadas à qualidade e eficácia dos instrumentos endodônticos, como a presença de instrumentos falsificados e similares aos produtos conceituados, têm despertado preocupações na comunidade odontológica (LIANG & YUE, 2022).

No mercado mundial, o instrumento reciprocante amplamente reconhecido como padrão-ouro é o sistema Reciproc Blue (VDW GmbH, Munique, Alemanha), que desfruta de ampla aceitação clínica e apresenta propriedades satisfatórias. Sua eficiência, qualidade e desempenho têm sido comprovados em diversos estudos e ele se tornou uma referência para os profissionais da área (DE-DEUS *et al.*, 2017; SERACCHIANI *et al.*, 2022).

Devido ao seu sucesso e prestígio, empresas têm buscado replicar as suas características em busca de desempenho semelhante a um preço mais acessível. No entanto, é importante ressaltar que a reprodução exata destas propriedades é um desafio, uma vez que o desenvolvimento de instrumentos endodônticos requer conhecimento avançado em engenharia de materiais, *design* e processos de fabricação (SERACCHIANI *et al.*, 2022; SILVA *et al.*, 2023a).

No entanto, vale destacar que a busca por alternativas similares não é necessariamente negativa. A concorrência e a diversidade de opções podem levar ao aprimoramento contínuo dos instrumentos endodônticos, estimulando a inovação e a melhoria das propriedades dos materiais utilizados. Esta competição saudável pode resultar em instrumentos mais eficientes, seguros e acessíveis, beneficiando tanto os profissionais quanto os pacientes (MARTINS, *et al.*, 2021; SERACCHIANI *et al.*, 2022; SILVA *et al.*, 2023a).

Porém, é preocupante constatar que a comercialização destas réplicas tem sido realizada sem a devida comprovação científica de suas propriedades. Esta falta de validação científica compromete a confiabilidade e a segurança dos instrumentos endodônticos oferecidos no mercado. A ausência de estudos clínicos e testes rigorosos impede uma avaliação precisa de sua eficácia e desempenho, deixando os profissionais da área e os pacientes expostos a riscos desnecessários (MARTINS *et*

al., 2020; MARTINS *et al.*, 2021; MARTINS *et al.*, 2023; RODRIGUES *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020a; SILVA *et al.*, 2020b).

Diante deste contexto, é fundamental aprofundar o conhecimento sobre os instrumentos endodônticos, investigando suas características, propriedades e desempenho clínico. Além disto, é necessário analisar criticamente os avanços tecnológicos recentes, como geometrias e tratamentos superficiais, que tem como objetivo melhorar a eficiência, durabilidade e segurança dos instrumentos utilizados na endodontia.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os instrumentos endodônticos têm por finalidade modelar os canais radiculares, favorecendo a sua limpeza, desinfecção e obturação (SCHILDER, 1974). Através da introdução da liga NiTi na Endodontia, tornou-se possível a fabricação de instrumentos mais flexíveis e resistentes à fratura, se comparados aos instrumentos de aço inoxidável tradicionalmente utilizados (WALIA, BRANTLEY & GERSTEIN, 1988).

A utilização de instrumentos fabricados com a liga NiTi possibilitou uma maior segurança na instrumentação de canais curvos e a manutenção do trajeto original do conduto radicular evitando iatrogenias como desvios, degraus, zip e perfurações (GAVINI *et al.*, 2018; HAAPASALO & SHEN, 2013; WALIA, BRANTLEY & GERSTEIN, 1988).

A introdução de técnicas mecanizadas para a realização dos tratamentos endodônticos possibilita um tratamento mais rápido e com um maior conforto para o paciente e para o profissional, simplificação da técnica e do número de instrumentos utilizados, além de menor extrusão de debris no forame apical. Embora estes sistemas ofereçam enormes vantagens em termos de eficiência e precisão, eles apresentam um risco aumentado de complicações, demandando conhecimento e a habilidade clínica do operador (GUTMANN & GAO, 2012; HAAPASALO & SHEN, 2013; ZANZA *et al.*, 2021).

Os instrumentos endodônticos apresentam particularidades em relação ao seu desenho e escolha adequada e a anatomia radicular desempenha um papel crucial no sucesso do tratamento endodôntico (BARBOSA *et al.*, 2020; PETERS, BAHIA & PEREIRA, 2017). A variação anatômica pode apresentar desafios durante a instrumentação, como a dificuldade de alcançar áreas de difícil acesso, a presença de curvaturas acentuadas ou a existência de canais laterais e acessórios. O conhecimento da anatomia radicular permite ao profissional adaptar sua abordagem e selecionar os instrumentos apropriados para obter resultados eficazes (AHMED & DUMMER, 2018; DHULDHOYA *et al.*, 2022; JOSHI *et al.*, 2021; KAROBARI *et al.*, 2023; UNNO *et al.*, 2022).

Cada instrumento endodôntico possui características específicas que exercem influência direta na eficácia na limpeza e modelagem dos canais radiculares, e a

escolha apropriada desempenha um papel fundamental na otimização do acesso a todas as áreas complexas envolvidas. Ao longo do tempo, mudanças no design, na cinemática de uso e no tratamento da liga metálica foram realizadas a fim de otimizar o desempenho clínico dos instrumentos (GAVINI *et al.*, 2018; MARTINS *et al.*, 2023).

Em relação à geometria das limas, são observadas modificações na ponta, hélices, *itches*, ângulo helicoidal, ângulo de corte, formato da seção transversal e conicidade. Alterações nestas características podem favorecer, por exemplo, a flexibilidade e resistência torcional dos instrumentos, uma vez que estas propriedades são, respectivamente, inversamente e diretamente proporcionais à quantidade de massa dos instrumentos (SILVA *et al.*, 2023b). Além disso, as modificações nas características geométricas de seção transversal, *itches* e hélices também influenciam na capacidade de corte dos instrumentos (BAEK *et al.*, 2011; HA *et al.*, 2015; PETERS, BAHIA & PEREIRA, 2017; RODA-CASANOVA *et al.*, 2022; SCHÄFER, BÜRKLEIN & DONNERMEYER, 2022).

Com a finalidade de aprimorar as propriedades dos instrumentos em relação a anatomia radicular e garantir um tratamento endodôntico mais eficiente, algumas empresas estão investindo na fabricação de instrumentos endodônticos com características inovadoras. Estes novos instrumentos apresentam uma variação cuidadosa projetada na seção transversal e uma conicidade decrescente ao longo do seu comprimento, de acordo com o diâmetro dos instrumentos. Esta abordagem visa otimizar a adaptação dos instrumentos aos diferentes formatos de curvaturas do sistema radicular, além de preservar dentina pericervical. À medida que o instrumento aumenta de diâmetro em direção ao seu cabo, a conicidade decrescente contribui para um menor desgaste na porção coronária do canal radicular, minimizando os danos à estrutura dentária e possibilitando uma desinfecção adequada ao mesmo tempo (GAVINI *et al.*, 2018; PETERS, BAHIA & PEREIRA, 2017).

A liga NiTi utilizada na confecção de instrumentos endodônticos contém aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% em peso de titânio, resultando em uma combinação equiatômica dos principais componentes. (THOMPSON, 2000; ZANZA *et al.*, 2022). Esta liga possui um módulo de elasticidade três a quatro vezes menor que o do aço inoxidável, elevada resistência à corrosão e boa biocompatibilidade. As ligas NiTi possuem propriedades especiais, tais como SE e EMF. A SE é a capacidade do instrumento sofrer deformações aparentemente permanentes, sem alcançar seu limite elástico, e então retornar à sua forma original

apenas com a remoção da tensão aplicada (THOMPSON, 2000). EMF é o comportamento apresentado por certos materiais que, após sofrerem deformação aparentemente permanente, recuperam sua forma original quando aquecidos. Ambas as propriedades estão associadas a uma mudança de fase no estado sólido da liga denominada transformação martensítica (TM) (GAVINI *et al.*, 2018; PETERS, BAHIA & PEREIRA, 2017; ZUPANC, VAHDAT-PAJOUH & SCHÄFER, 2018).

A transformação de fase é capaz de modificar a estrutura cristalina da liga. Quando isto ocorre, as propriedades, tais como flexibilidade, dureza, e resistência mecânica são alteradas. No caso do NiTi, a transformação martensítica fornece a capacidade de recuperação elástica, conferindo-lhe uma flexibilidade superior e a capacidade de retornar à sua forma original após serem aparentemente deformados (GAVINI *et al.*, 2018; ZANZA *et al.*, 2022; ZINELIS, ELIADES & ELIADES, 2010; ZUPANC, VAHDAT-PAJOUH & SCHÄFER, 2018).

Durante um tratamento endodôntico, a TM ocorre através da imposição de tensão aplicada pela curvatura do canal radicular sobre os instrumentos endodônticos. Ao se remover um instrumento superelástico do interior de um canal curvo, a tensão cessará e a transformação reversa (TR) ocorrerá, restaurando a forma original do mesmo (BAHIA *et al.*, 2005; THOMPSON, 2000).

Na liga NiTi, a fase B2, também conhecida como parente ou de alta temperatura, é chamada austenita e possui estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, ou seja, os átomos ocupam as posições dos vértices e do centro do cubo, enquanto a fase B19', denominada martensita, ou fase de baixa temperatura, é monoclinica ordenada, sendo uma estrutura de simetria inferior à fase B2. Uma fase intermediária denominada fase R, trigonal, aparece em ligas NiTi ricas em níquel e recozidas em baixas temperaturas, em ligas NiTi aproximadamente equiatômicas que receberam tratamento termomecânico adequado e em ligas ternárias (Ni-Ti-Fe e Ni-Ti-Al). A fase R é uma fase intermediária e a TM pode ocorrer no resfriamento de B2 para Fase R e Fase R para Martensita B19'. A fase cristalina presente nos instrumentos de NiTi pode ser verificada através da realização do teste de difratometria de energia de raios X (DRX), o qual irá determinar a composição semi-quantitativa das fases presentes nos instrumentos à temperatura ambiente (BAHIA *et al.*, 2005; GAVINI *et al.*, 2018; PEREIRA *et al.*, 2015; SHEN *et al.*, 2013; ZANZA *et al.*, 2022).

Em geral, as temperaturas de TM e TR variam entre os instrumentos endodônticos, isto ocorre pela quantidade de níquel existente na liga e devido ao tratamento termomecânico aplicado sobre instrumento durante sua fabricação. Uma liga NiTi superelástica, em temperatura ambiente se encontra totalmente austenítica (BAHIA *et al.* 2005). Porém, alterando as temperaturas de transformação, é possível estabilizar a fase R e/ou martensita à temperatura ambiente, proporcionando ao instrumento de NiTi as características manifestação do EMF além da SE (SHEN *et al.*, 2013; ZANZA *et al.*, 2022).

As temperaturas de transformação têm uma influência crítica sobre as propriedades e comportamento mecânico das ligas NiTi, e podem ser alteradas por pequenas mudanças na composição, impurezas e tratamentos térmicos aplicados durante o processo de fabricação. As temperaturas de transformação podem ser controladas a partir do teor de níquel encontrado na liga, por exemplo, uma redução no teor de níquel acarretará um aumento nas temperaturas de transformação (KHALIL-ALLAFI, DLOUHY & EGGELER, 2002; SHEN *et al.*, 2013; TESTARELLI *et al.*, 2011). Tratamentos térmicos irão envolver mudanças na composição química da liga, reorganização e reparo de defeitos, e transformação estrutural de fase. O reparo dos defeitos pela recuperação e recristalização ou o início de formação e dissolução de precipitados são de grande importância para as propriedades estruturais (dureza) e funcionais (temperaturas de transformação) (PEIXOTO, 2013).

O tratamento térmico dos instrumentos de NiTi envolve o aquecimento controlado em temperaturas específicas, seguindo de um resfriamento gradual. Durante este processo, os defeitos de superfície, como microtrincas e porosidades são eliminados, resultando em uma superfície mais uniforme e homogênea. O tratamento térmico da liga NiTi pode ser realizado de diversas maneiras, cada empresa desenvolve uma patente para o tratamento a ser utilizado. O M-Wire, procedimento termomecânico pioneiro aplicado ao Nitinol com o objetivo de produzir fios superelásticos de NiTi contendo martensita, permite a produção de instrumentos endodônticos com melhor resistência à fadiga (BERENDT, 2007), e estudos posteriores sugeriram que instrumentos comerciais feitos com M-Wire NiTi exibiam maior flexibilidade e resistência à fadiga (GAVINI *et al.*, 2018; ZINELIS, ELIADES & ELIADES, 2010; ZUPANC, VAHDAT-PAJOUH & SCHÄFER, 2018). Posteriormente, uma outra proposta foi o CM-Wire, tratamento causava aumento das temperaturas de transformação, especialmente a de austenita final (Af), com isto possibilitando a

presença fase martensita em sua composição à temperatura ambiente (TABASSUM, ZAFAR & UMER, 2019; ZINELIS, ELIADES & ELIADES, 2010).

Em instrumentos tratados termicamente observa-se, a presença de uma camada superficial com moléculas de dióxido de titânio (TiO₂) (DE-DEUS *et al.*, 2017; HIEAWY *et al.*, 2015; PLOTINO *et al.*, 2014). As principais características que esta camada de TiO₂ agrega a liga de NiTi são resistência a corrosão e biocompatibilidade (WANG *et al.*, 2022). Esta camada de TiO₂ confere ao instrumento uma superfície colorida que varia de acordo com sua espessura (HANSEN *et al.*, 2015; TIAN *et al.*, 2011).

Eletropolimento é um tratamento de superfície aplicado após o processo de usinagem em alguns sistemas de instrumentos de NiTi, que o recebem no intuito de aumentar a eficiência de corte enquanto reduz os defeitos resultantes do processo de fabricação, aumentando a resistência à fadiga. No entanto, alguns autores afirmam que outros fatores, como o design do instrumento, desempenham um papel mais crítico na determinação da resistência à fadiga flexural de um instrumento do que o faz seu acabamento superficial (GAVINI *et al.*, 2018; IACONO *et al.*, 2017; LOPES *et al.*, 2016).

O advento dos instrumentos mecanizados de NiTi trouxe uma preocupação com o risco de fraturas pois estes podem fraturar mesmo abaixo do seu limite de resistência sem apresentar sinais visíveis de deformação (PRUETT, CLEMENT & CARNES, 1997). Um fragmento de instrumento dentro de um canal é visto como uma barreira que pode impossibilitar a limpeza adequada em toda a sua extensão (ELSAKA, ELNAGHY & BADR, 2017; PLOTINO *et al.*, 2009; SHEN *et al.*, 2013). Isto pode impactar no resultado final do tratamento endodôntico, visto que, além do preparo mecânico, é necessária a diminuição do número de bactérias e seus subprodutos, o suficiente para permanecer abaixo do limite em que patologias eventualmente seriam desenvolvidas (SIQUEIRA & RÔÇAS, 2008).

Instrumentos de NiTi acionados a motor podem fraturar por torção ou fadiga. A fratura por fadiga flexural ocorre quando um instrumento gira no interior do canal radicular curvo sofrendo tensões de compressão e tração, que causarão a nucleação de trincas que se propagam de acordo com as tensões cíclicas. O crescimento lento dessas trincas ocorre, com uma taxa de avanço relacionada à frequência e amplitude de deformação, e a fratura final rápida do instrumento acontece no ponto de maior sobrecarga do material. Os níveis de tensão durante a rotação do instrumento são

geralmente dependentes da geometria do instrumento e da curvatura, com um nível maior de tensão no ponto de curvatura máxima do canal radicular (BAHIA & BUONO, 2005; GARCIA *et al.*, 2019; PLOTINO *et al.*, 2009; SHEN *et al.*, 2013).

Por outro lado, a fratura por torção ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento se prende no interior do conduto radicular e o motor continua ativo, rotacionando seu longo eixo. O limite elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica seguida de fratura. Isto ocorre especialmente durante o tratamento de canais atrésicos, ou devido à pressão apical aplicada durante a instrumentação (PETERS, 2004; SATTAPAN *et al.*, 2000; SHEN *et al.*, 2013).

A resistência torcional é uma propriedade do instrumento de NiTi que deve ser considerada devido à alta incidência de fraturas sofridas devido a este mecanismo. O torque máximo que um instrumento atinge e a deflexão angular que este suporta sobre o seu próprio eixo são parâmetros importantes que podem influenciar a incidência de travamento, deformação e fratura no decorrer de um tratamento endodôntico. A cinemática recíprocante, proposta por Yared (2008), dificulta o travamento do instrumento, evitando sua fratura por torção. Esta cinemática é caracterizada por um movimento de maior amplitude no sentido de corte da dentina e, em seguida, a rotação no sentido inverso, minimizando o risco de parafusamento no interior do conduto (ALMEIDA *et al.*, 2019; PETERS, BAHIA & PEREIRA, 2017; ZINELIS, ELIADES & ELIADES, 2010).

A cinemática recíprocante proporcionou uma maior segurança no tratamento endodôntico e a proposta de uma técnica com menor curva de aprendizagem (MUÑOZ, FORNER & LLENA, 2014), decorrente do número reduzido de instrumentos na técnica (geralmente apenas um). A partir de então vários instrumentos foram introduzidos no mercado utilizando esta cinemática (GAMBARINI *et al.*, 2018).

Um dos instrumentos mais conceituados do mercado mundial é o sistema Reciproc Blue (VDW GmbH, Munique, Alemanha), que foi uma evolução do instrumento Reciproc M-wire, e que recebeu um tratamento térmico adicional para otimizar algumas de suas características (GAVINI *et al.*, 2018). Pesquisas sugerem que este instrumento possui uma boa resistência à torção (ALMEIDA *et al.*, 2019), flexibilidade (DE-DEUS *et al.*, 2017), resistência à fadiga flexural (PLOTINO *et al.*, 2014), eficiência de corte (PEDULLÀ *et al.*, 2021) e gera menor extrusão de debris durante procedimentos de retratamento endodôntico (YILDIZ & ARSLAN, 2019).

Recentemente, passaram a ser comercializados no Brasil os instrumentos TDKa Files (TDK, Shenzhen, China) (USLU, HAZNEDAROGLU & KESKIN, 2023), que possuem características geométricas semelhantes às de instrumentos já consagrados no mercado mundial. Dois dos instrumentos comercializados da marca são os sistemas reciprocantes V File e V+ File, semelhantes aos instrumentos Reciproc Blue (VDW GmbH, Munique, Alemanha), possuindo seção transversal em dupla hélice. Segundo o fabricante das réplicas, os instrumentos diferem entre si em relação ao tratamento térmico recebido e conicidade. O tratamento térmico realizado nos instrumentos V File é conhecido com *Max tech*, porém não foram encontradas na literatura ou no endereço eletrônico do fabricante ou em seus prospectos, nenhum detalhe sobre o tratamento sofrido pelos instrumentos V+ File.

Outro instrumento que ingressou no mercado nacional recentemente é o sistema Univy One (Universo Odonto, São Paulo, Brasil), que também possui características semelhantes ao sistema Reciproc Blue, com seção transversal em dupla hélice e taper variável de 0.08 em sua porção apical. O tratamento térmico da liga possui denominação de *X-Wire* segundo informações do fabricante (UNIVERSO ODONTO, 2023).

Além destes, o sistema Prodesign R (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, Brasil), também possui geometria e de cinemática bastante semelhantes aos sistemas Reciproc e possui como característica principal a sua alta flexibilidade e excelente resistência a fadiga (MENEZES *et al.*, 2017; DUQUE *et al.*, 2020; SILVA *et al.*, 2020a).

Infelizmente, pouca ou nenhuma literatura encontra-se disponível sobre as características e propriedades mecânicas destes instrumentos-réplicas. A realização dos testes mecânicos desempenha um papel fundamental para a garantia da segurança dos instrumentos endodônticos, sua eficácia e durabilidade. Estes testes são projetados para avaliar as propriedades mecânicas dos instrumentos, permitindo a seleção de instrumento de qualidade e a identificação de possíveis falhas. Com base nos resultados destes testes é possível escolher instrumentos com as propriedades mecânicas mais adequadas para cada situação clínica (MARTINS *et al.*, 2022).

Há uma crescente preocupação em relação à proliferação de instrumentos endodônticos falsificados e similares. Nota-se que os instrumentos provenientes da Ásia, embora compartilhem características geométricas semelhantes aos produtos conceituados, segundo informam os fabricantes, pouco se sabe ao que diz respeito

ao tratamento térmico e comportamento mecânico dos mesmos. Estas discrepâncias podem comprometer a qualidade, durabilidade e o desempenho clínico dos instrumentos. É importante destacar que tais discrepâncias podem ter sérias implicações na eficácia dos procedimentos endodônticos, além de representar riscos potenciais para a segurança e saúde do paciente (MARTINS *et al.*, 2020; MARTINS *et al.*, 2021; MARTINS *et al.*, 2023; RODRIGUES *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020a; SILVA *et al.*, 2020b).

Diante do que foi visto na literatura, e baseado na inexistência até o momento de trabalhos avaliando instrumentos endodônticos mecanizados V File e V+ File, (TDK, Shenzhen, China) e Univy One (Universo Odonto, São Paulo, Brasil), este trabalho se propõe a avaliar as características geométricas e propriedades mecânicas destes instrumentos e compará-las com aquelas de instrumentos com geometrias similares submetidos a diferentes tratamentos térmicos, mas com seu uso e segurança já estabelecidos, tais como a Reciproc Blue (VDW GmbH, Munique, Alemanha) e Prodesign R (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, Brasil).

A hipótese nula da pesquisa afirma que os grupos estudados são idênticos, não possuindo diferenças nas características de diâmetros, nos valores das temperaturas de transformação de fase e no desempenho durante testes mecânicos de torção e dobramento a 45°.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Comparar características geométricas, metalúrgicas e propriedades mecânicas (resistência à torção e flexibilidade) de instrumentos Reciproc Blue (VDW, Munique, Alemanha), e quatro sistemas reciprocantes réplicas sendo estes os sistemas Prodesign R (Easy, Belo Horizonte, Brasil), V File (TDK, Shenzhen, China), V+ File (TDK, Shenzhen, China) e Univy One (Universo Odonto, São Paulo, Brasil).

3.2 Objetivos específicos

- Caracterizar a geometria, em termos de diâmetro a cada milímetro da parte ativa, conicidade, desenho e área da seção transversal dos instrumentos Reciproc Blue, Prodesign R, V File, V+ File e Univy One.

- Analisar através de imagens de MEV, a seção transversal, parte ativa, ponta e acabamento superficial dos instrumentos Reciproc Blue, Prodesign R, V File, V+ File e Univy One.

- Analisar a composição química, fases presentes e temperaturas de transformação de instrumentos endodônticos dos sistemas Reciproc Blue, Prodesign R, V File, V+ File e Univy One.

- Comparar a flexibilidade de instrumentos Reciproc Blue, Prodesign R, V File, V+ File e Univy One, através de ensaios de dobramento a 45°.

- Comparar a resistência torcional de instrumentos Reciproc Blue, Prodesign R, V File, V+ File e Univy One.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Toda a parte experimental do presente estudo foi realizado nos laboratórios do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais.

Para atingir os objetivos propostos, foram utilizados um total de 39 instrumentos de cada tipo, divididos entre os seguintes grupos (FIGURA 1);

Grupo RB: Instrumentos Reciproc Blue R25 (VDW, Munique, Alemanha).

Grupo PDR: Instrumentos Prodesign R 25/.06 (Easy, Belo Horizonte, Brasil)

Grupo VF: Instrumentos V File 25/.08 (TDK Files, Shenzhen, China)

Grupo V+: Instrumentos V+ File 25/.07 (TDK Files, Shenzhen, China)

Grupo UO: Instrumentos Univy One 25/.08 (Universo Odonto, São Paulo, Brasil)

Figura 1 - Identificação dos grupos de instrumentos utilizados na pesquisa



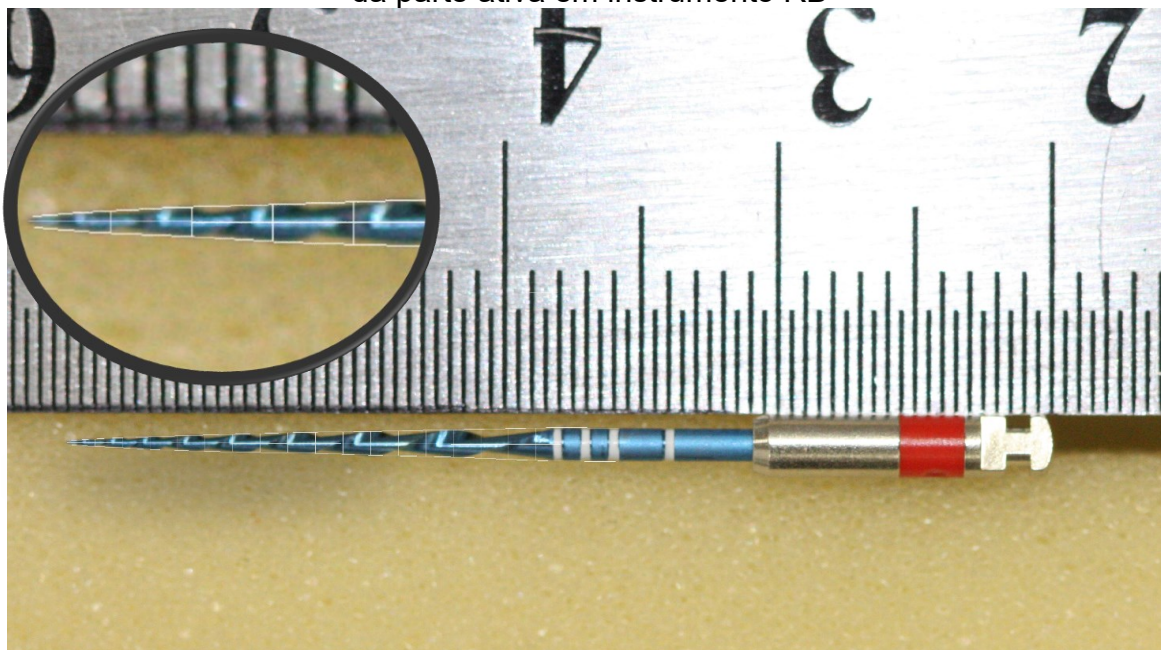
Fonte: Autoria própria, 2023.

4.1 Caracterização geométrica, medida dos diâmetros da parte ativa

Cinco instrumentos de cada grupo (n=5) foram fotografados com uma câmera de alta resolução Canon EOS 20D (Canon Inc. Tóquio, Japão) fixada em uma estativa, mantendo-se fixa a distância focal e evitando-se interferências de movimento entre os grupos. As suas características geométricas foram verificadas, baseando na American National Standards Institute/ American Dental Association Specification Nº 101. O software Image J 1.48V foi utilizado para fazer a mensuração dos instrumentos, utilizando-se como referência para calibragem uma régua metalúrgica com intervalos de 0,5mm, posicionada ao lado dos instrumentos fotografados (FIGURA 2). O comprimento total da parte ativa foi medido através de uma linha paralela traçada ao longo eixo do instrumento, desde a sua ponta até a borda da última lâmina de corte. Para análise do diâmetro a cada milímetro da parte ativa, a partir da ponta, os pontos mais extremos das bordas dos instrumentos foram delimitados por linhas tangentes e em seguida, linhas perpendiculares a estas foram traçadas em intervalos de 1 mm da ponta ao final da parte ativa, delimitando e registrando assim as medidas do diâmetro a cada milímetro (FIGURA 2). Os diâmetros D3, D9 e D16 foram comparados estatisticamente, correlacionando-os aos terços apical, médio e coronal. Além destas, foi realizada a medida da haste do instrumento, verificando o diâmetro do fio utilizado na sua fabricação.

O acabamento superficial de todos os instrumentos foi analisado de forma qualitativa através de imagens obtidas em MEV com ampliações da parte ativa de 50x, 70x e 1000x, e na ponta com ampliação de 400x (n=1).

Figura 2 - Delimitação das mensurações de parte ativa e diâmetro a cada milímetro da parte ativa em instrumento RB

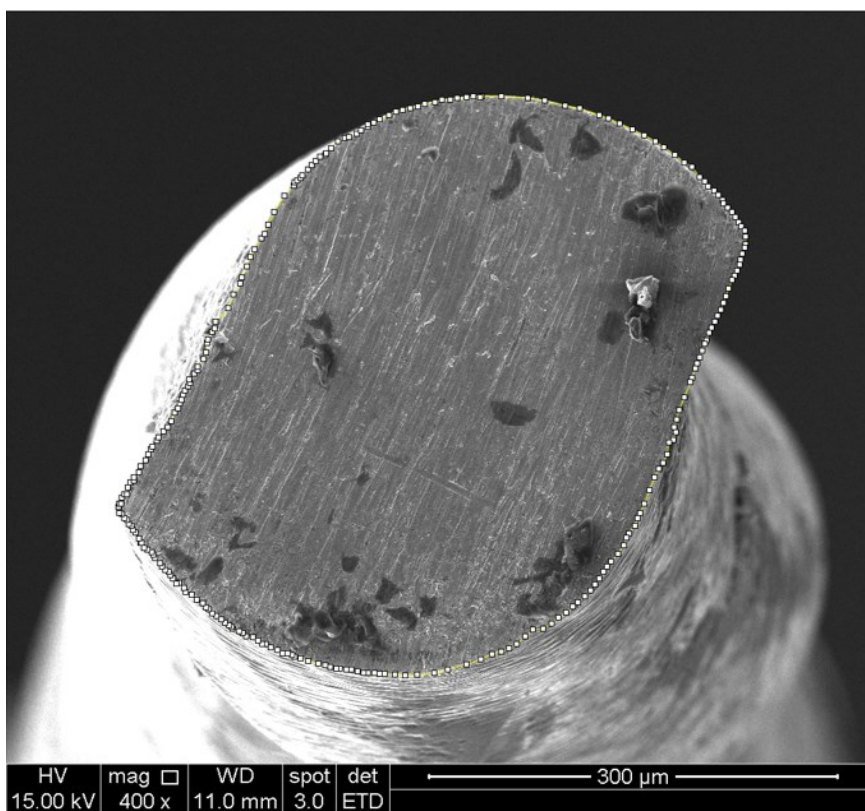


Fonte: Autoria própria, 2023.

4.2 Caracterização e mensuração da área da seção transversal

Cinco instrumentos de cada grupo ($n=5$) foram seccionados a 2,7 mm de sua ponta com uma máquina de corte (Low Speed Precise Saw modelo DTQ 5). Após o corte, foi realizado o acabamento em lixa grana 1000 para se obter a seção a exatos 3 mm da ponta. Estes instrumentos foram fotografados com microscópio eletrônico de varredura (MEV) (JSM 6360; JEOL, Tokyo, Japão) com aumento de 400x para avaliar a seção transversal. A área da seção em mm^2 foi mensurada analisando-se as imagens realizadas no MEV através do mesmo software Image J 1.48 (FIGURA 3).

Figura 3 - Delimitação da área da seção transversal do instrumento RB para mensuração no software Image J



Fonte: Autoria própria, 2023.

4.3 Caracterização da composição química

Espectroscopia de energia do raios-x (EDS) foi realizada em três amostras de cada sistema (n=3) com a finalidade de se determinar a composição química da liga dos instrumentos avaliados. Foram selecionadas aleatoriamente 10 áreas do longo eixo dos instrumentos para a avaliação e determinação porcentagem atômica e em peso dos componentes do material.

4.4 Determinação das fases presentes

Para verificação das fases da liga presentes nos instrumentos à temperatura ambiente, as amostras foram analisadas por difratometria de raios X- DRX (PW 1710, Philips Analytical, Almelo, Holanda). Como se trata de uma amostra com uma topografia heterogênea, espiralada, quatro instrumentos de cada um dos grupos foram

posicionados lado a lado, de forma alternada (um para cima e outro pra baixo), sobre uma fita adesiva, a fim de que ficassem o mais próximo possível, no intuito de se evitar interferências na análise. Este conjunto foi posicionado no porta-amostras e ensaiado, utilizando-se radiação $Cu K\alpha$ e um cristal monocromador de grafita. Os picos de difração obtidos foram indexados utilizando programa específico *ADP* (Philips-PANalytical, Almelo, Holanda), com base nas fichas eletrônicas do *ICDD- International Committee for Diffraction Data*.

4.5 Determinação das temperaturas de transformação

Para a comprovação dos resultados de DRX e caracterizar as temperaturas de transformação dos instrumentos, estes foram analisados por Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) (DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão).

Com o auxílio de um alicate de corte, amostras com 5 mm de comprimento foram seccionadas, cada fragmento foi pesado com uma balança de precisão, e em seguida submetido a dois ciclos de aquecimento/resfriamento com intervalos de temperaturas de -100°C a 100°C , com uma velocidade de $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$. As temperaturas de TM inicial e final (M_s e M_f) e as de TR inicial e final (A_s e A_f) assim como as temperaturas de pico da transformação reversa foram verificadas. Cada ensaio foi repetido duas vezes, com diferentes amostras de cada instrumento.

4.6 Ensaio de Dobramento a 45°

Para determinação de sua flexibilidade, 10 instrumentos de cada grupo ($n=10$) foram submetidos a ensaios dobramento a 45° , em uma máquina de testes (Analógica, Belo Horizonte, MG, Brasil) construída com base na especificação ISO 3630-1 (International Organization for Standardization, 1992). O dispositivo de ensaio possui um programa responsável pela aquisição e processamento dos dados, especialmente desenvolvido para a comunicação com os instrumentos de leitura. Os instrumentos foram fixos na garra de aprisionamento a 3 mm de sua ponta, de forma perpendicular ao pino de acionamento. O posicionamento adequado e padronizado dos instrumentos ocorre devido a um batente de 3 mm de profundidade usinado na parte inferior da garra de aprisionamento. Para que os instrumentos não desloquem no momento da execução do teste, duas chapas de cobre recozido de 0.3 mm de

espessura foram utilizadas como intermédio de fixação entre o instrumento e as garras superior e inferior. Esta garra se encontrava conectada a uma célula de carga. Os cabos dos instrumentos ficaram apoiados em um braço de alavanca conectado ao motor.

Iniciado o ensaio, os instrumentos eram movimentados perpendicularmente ao longo do seu eixo, a uma velocidade de rotação angular de 0,5 rpm no sentido horário, até ser dobrado em 45° em relação ao seu longo eixo, seguido de uma descarga da força, voltando a posição inicial. O momento de dobramento (MD) foi determinado diretamente pelo torque necessário para realizar este movimento de dobramento a 45° em relação ao seu longo eixo, captado pela célula de carga.

A fim de evidenciar a expressão das propriedades de SE e EMF à temperatura ambiente, um instrumento de cada tipo foi flexionado manualmente com um alicate curvador de limas (EndoPrime, Belo Horizonte, Brasil), com uma mesma pressão digital, e fotografados com câmera digital para comparação.

4.7 Ensaio de resistência torcional

Para os ensaios de torção, 10 instrumentos de cada grupo (n=10) foram submetidos a um teste de torção até a ruptura de acordo com a Especificação ISO 3630-1, utilizando uma bancada de torção AN 8050 (Analgica Instrumentação e Controle, Belo Horizonte, Brasil) (FIGURA 4). A medição de torque foi realizada utilizando-se uma célula de carga, que através de um braço de alavanca mediu o torque sobre o eixo que suporta a ponta fixa do instrumento. O dispositivo de ensaio possui também um programa para aquisição e processamento dos dados, especialmente desenvolvido para a comunicação com os instrumentos de leitura da carga e ângulo de rotação. Após o registro da velocidade de rotação angular no controlador de rotação (2 rpm no sentido horário, em todos os ensaios) e da carga máxima de segurança da célula de carga no indicador de carga (de acordo com o diâmetro do instrumento), a posição do motor é “zerada”, e a amostra posicionada. O instrumento então, é introduzido na garra de acionamento, e os 3 mm finais da ponta do instrumento são presos na outra garra conectada à célula de carga. O posicionamento adequado da ponta do instrumento é feito com o auxílio de um batente de 3 mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra. Para o aprisionamento seguro da ponta do instrumento, são utilizadas duas chapas de cobre recozido, de 0.3

mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras. O ensaio mediu o torque máximo requerido até a fratura do instrumento, assim como a deflexão angular máxima até a fratura.

Figura 4 - Máquina de ensaios de torção AN 8050



Fonte: Autoria própria, 2023.

4.8 Análise estatística

Com os resultados obtidos, inicialmente foi realizado um teste de normalidade nos grupos afim de verificar se algum grupo apresenta resultados não paramétricos, o teste aplicado foi o Shapiro Wilk, e valores abaixo de 0.05 foram considerados com diferença significativa. Para cada resultado de um teste, foi realizado este teste de normalidade previamente ao teste estatístico. Para os grupos que apresentaram uma distribuição anormal em seus resultados, o teste estatístico escolhido foi o Kruskal Wallis, em contrapartida, para os grupos com valores normais, o teste estatístico

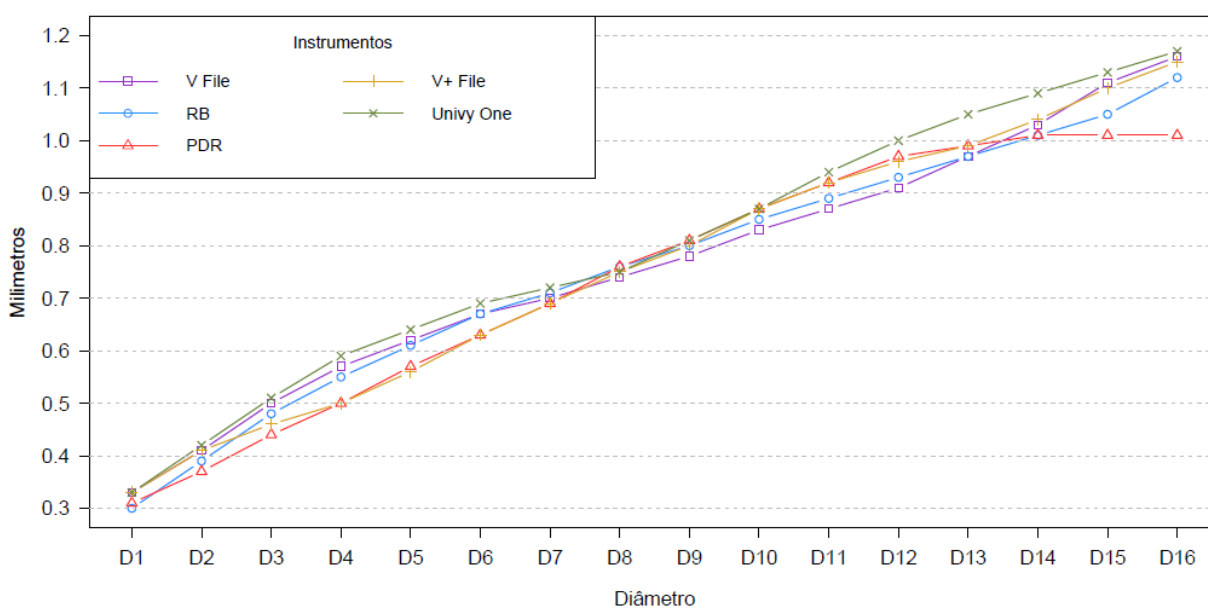
escolhido foi o Anova. Ambos os testes estatísticos tiveram um poder de confiança de 95%, sendo considerado como significativo um valor de $p < 0.05$.

Os testes estatísticos mostraram valores de p abaixo de 0.05, demonstrando que havia diferença estatística entre os grupos. Foi realizado um teste post-hoc de Student Newman-Keuls resultando em um valor de p de comparação de um grupo contra outro.

5 RESULTADOS

As medidas dos diâmetros dos instrumentos podem ser verificadas no gráfico 1, observando-se a média dos respectivos diâmetros ($n=5$) até o D16 dos instrumentos testados (PDR, RB, VF, V+ e UO). Os valores dos diâmetros D3, D9 e D16 foram analisados estatisticamente, com o intuito de comparar os instrumentos nos 3 terços da parte ativa das limas, respectivamente, terço apical, terço médio e terço coronal. O grupo PDR possui o menor diâmetro de fio ($1,01 \pm 0,00$ mm) e os demais grupos (RB, VF, V+ e UO) possuem o mesmo diâmetro de fio ($1,18 \pm 0,00$ mm).

Gráfico 1- Diâmetros dos instrumentos ao longo da parte ativa



Fonte: Autoria própria, 2023.

A comparação dos diâmetros D3, D9 e D16 podem ser verificados na tabela 1. Observa-se que no terço apical todos os instrumentos apresentaram valores menores que o diâmetro nominal relatado pelos fabricantes, sendo que o diâmetro de RB é semelhante a todos os demais grupos ($p>0.05$) com exceção do grupo PDR ($p<0.05$), que apresenta o menor diâmetro. Os grupos UO e VF apresentam os maiores valores de diâmetro sem diferença estatística entre si ($p>0.05$). Todos os instrumentos apresentaram taper variável ao longo de sua parte ativa, com exceção dos instrumentos PDR que apresentaram taper fixo de 6% até o diâmetro limite do fio.

Na avaliação do terço médio dos instrumentos, ou seja, em D9, todos os grupos apresentam diâmetros iguais ($p>0.05$).

Em D16, o grupo PDR apresentou menores valores de diâmetro que os demais grupos ($p<0.05$), o que se justifica pelo menor diâmetro do fio do qual estes instrumentos foram fabricados. Dentre os instrumentos fabricados com fio 1,18 mm, RB possui o menor diâmetro ($p<0.05$) em relação aos demais grupos VF e UO ($p>0.05$), com exceção de V+.

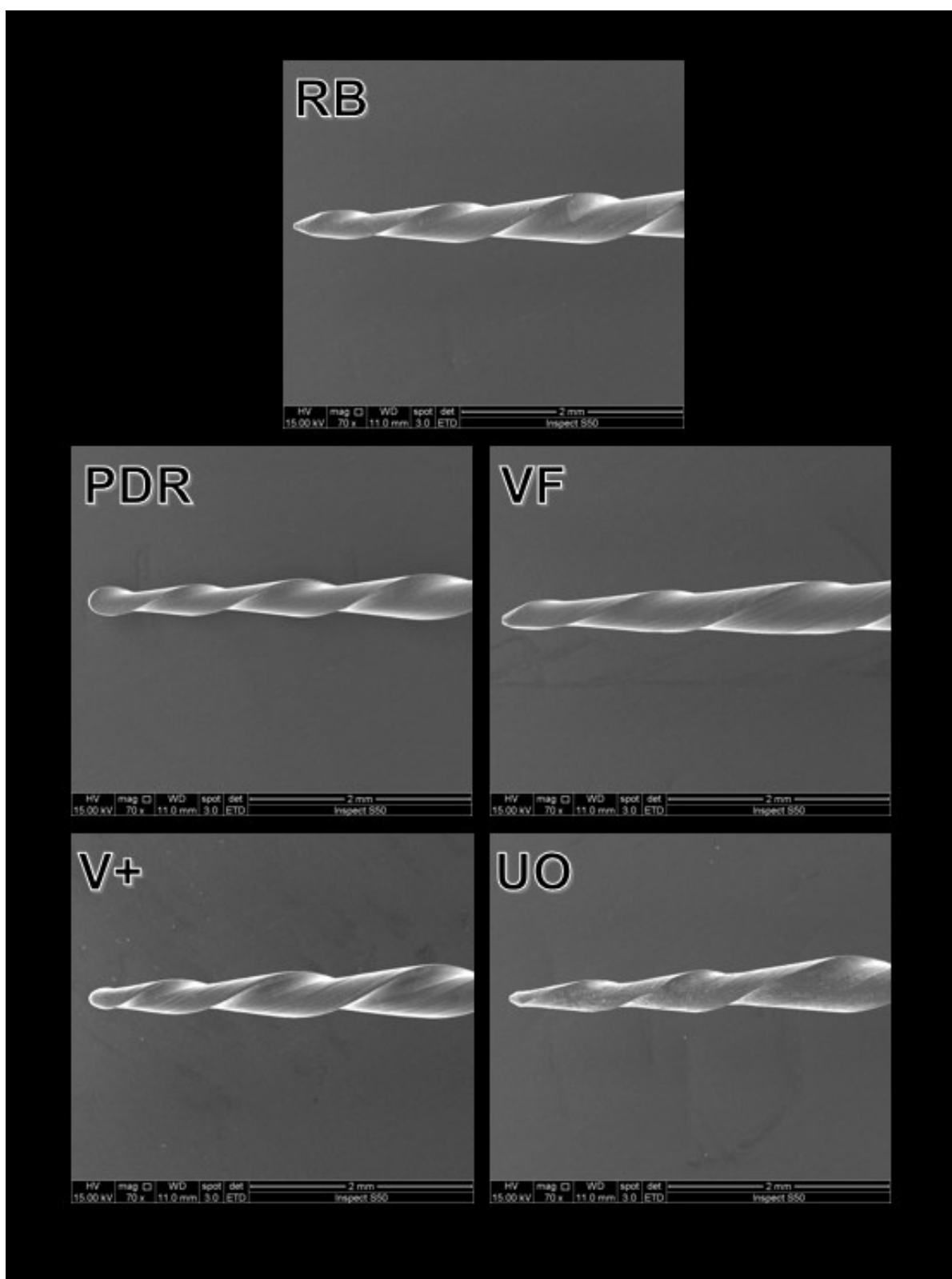
Tabela 1- Diâmetro e área dos instrumentos

Grupos	Diâmetro D3	Diâmetro D9	Diâmetro D16	Área D3
	(mm)	(mm)	(mm)	(mm ²)
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
RB	0,48 ± 0,03 ^{A,B}	0,80 ± 0,02 ^A	1,12 ± 0,04 ^A	0,13 ± 0,00 ^A
PDR	0,44 ± 0,01 ^C	0,81 ± 0,02 ^A	1,01 ± 0,01 ^B	0,08 ± 0,01 ^B
VF	0,50 ± 0,01 ^A	0,78 ± 0,01 ^A	1,16 ± 0,01 ^C	0,15 ± 0,02 ^C
V+	0,46 ± 0,01 ^{B,C}	0,80 ± 0,01 ^A	1,15 ± 0,02 ^{A,C}	0,10 ± 0,00 ^D
UO	0,51 ± 0,02 ^A	0,81 ± 0,03 ^A	1,17 ± 0,02 ^C	0,15 ± 0,00 ^C

Fonte: Autoria própria, 2023.

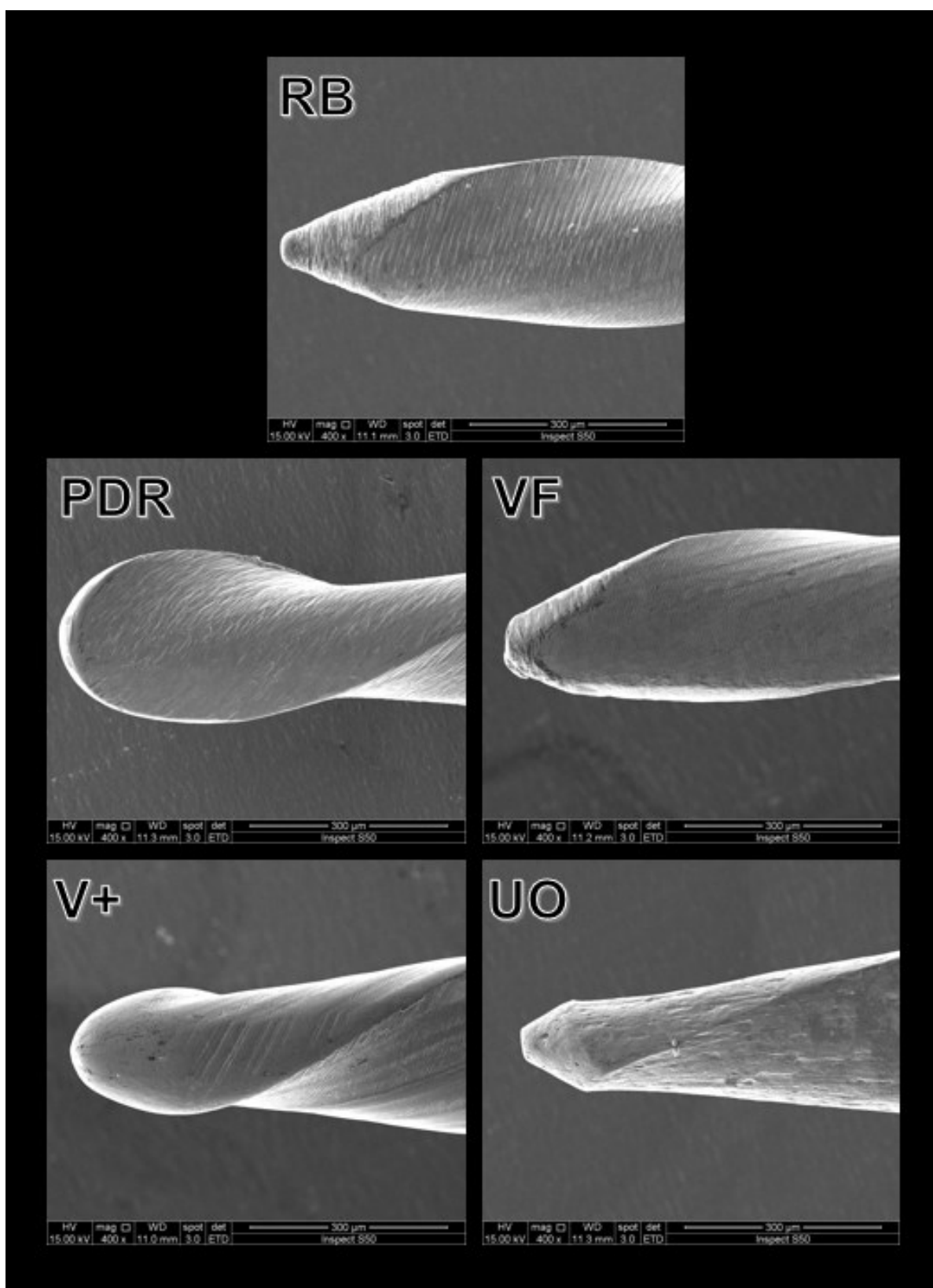
Numa análise qualitativa das imagens da parte ativa dos instrumentos obtidas em MEV, observa-se que, embora PDR, VF, V+ e UO sejam comercializados como réplicas dos instrumentos RB, são visíveis as diferenças entre eles, especialmente no que diz respeito a desenho das espirais cortantes (FIGURA 5), desenho da ponta (FIGURA 6), acabamento superficial (FIGURA 7) e no desenho da seção transversal (FIGURA 8). É possível visualizar marcas de usinagem em todos os grupos de instrumentos. De um modo geral, os instrumentos dos grupos UO e VF apresentaram piores características de acabamento superficial das bordas cortantes (FIGURA 5) e ponta (FIGURA 6), se comparados aos demais.

Figura 5- Imagens da parte ativa dos instrumentos - MEV (70x)



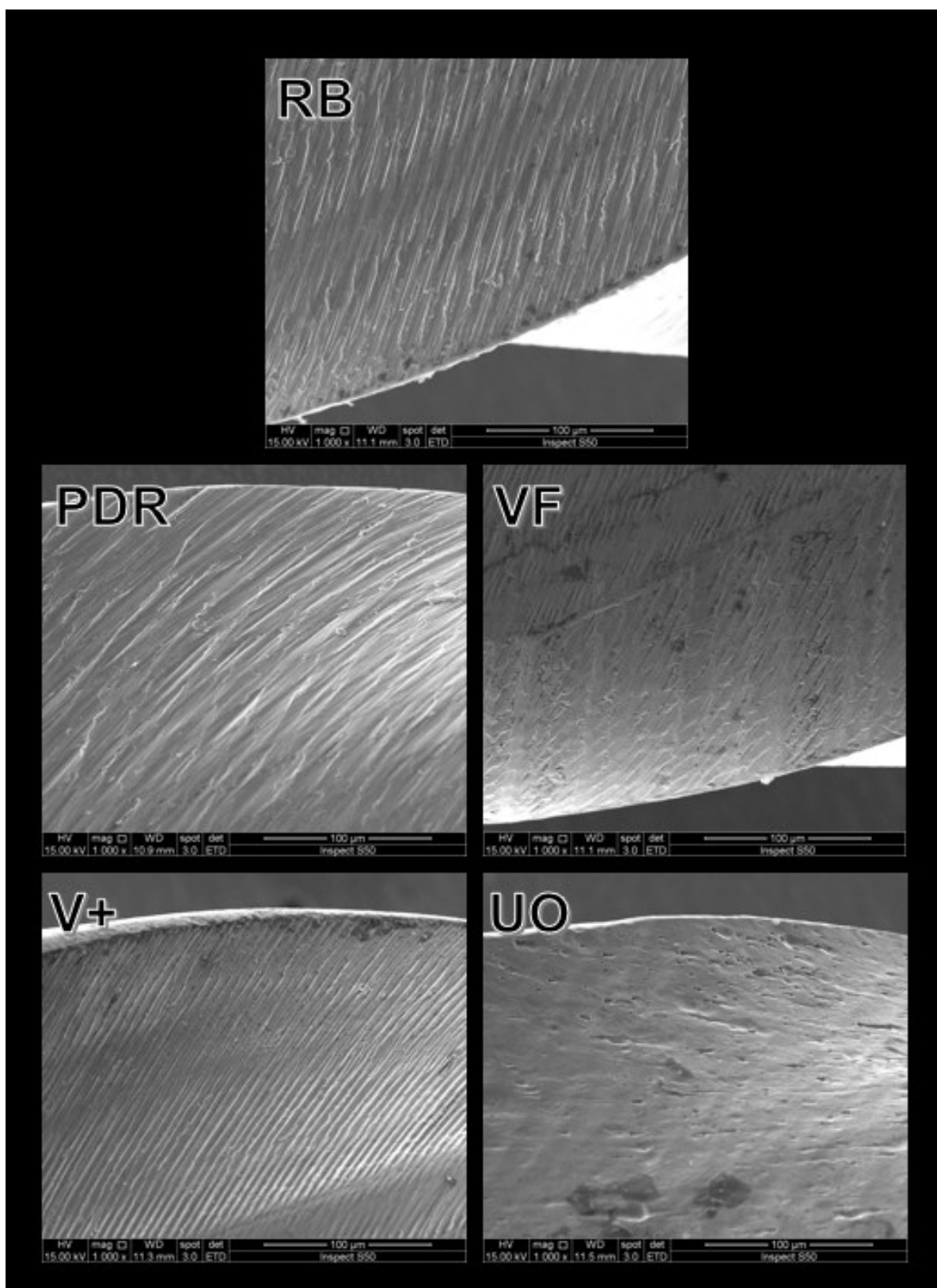
Fonte: Autoria própria, 2023.

Figura 6- Imagens da ponta dos instrumentos - MEV (400x)



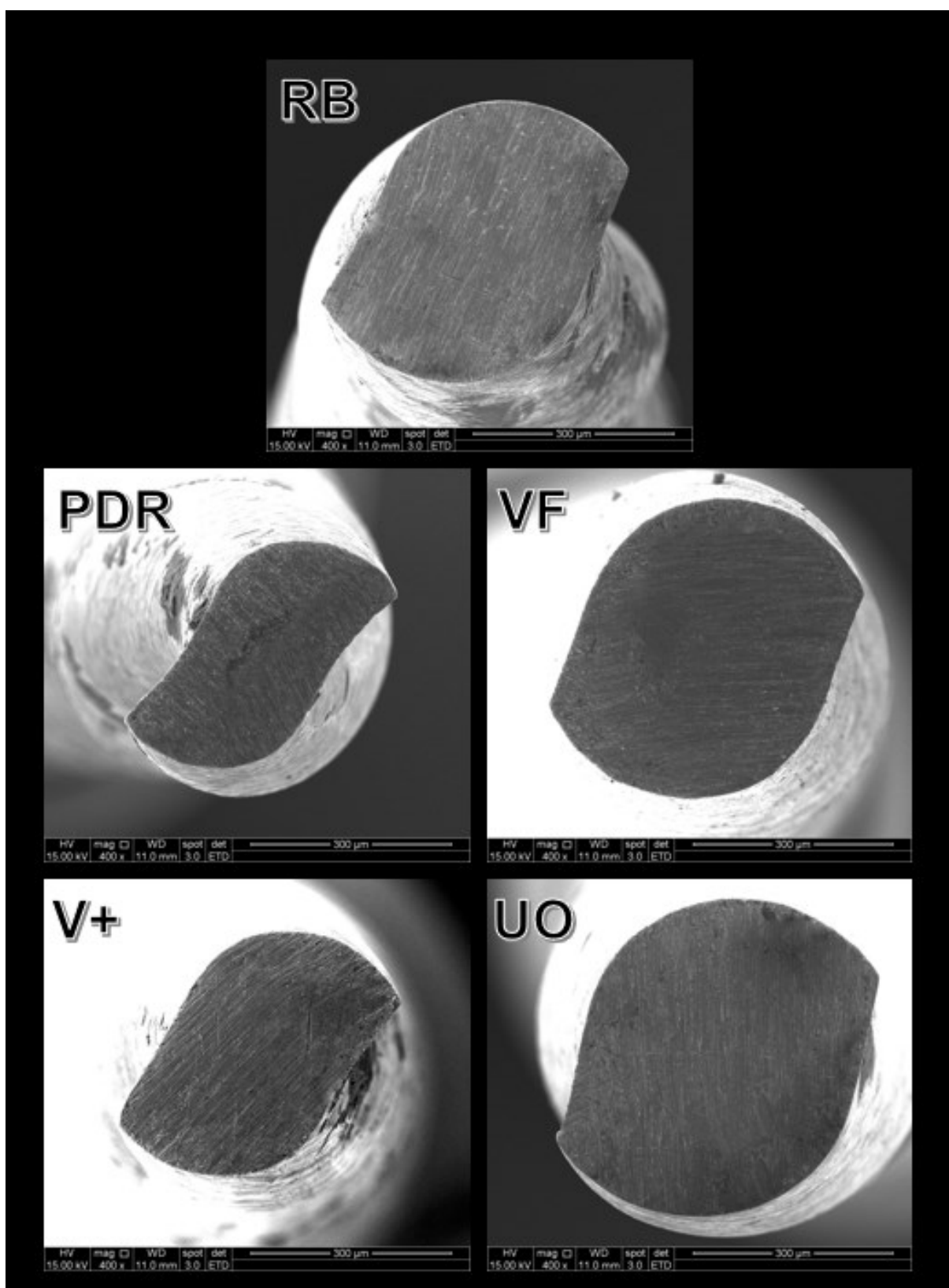
Fonte: Autoria própria, 2023.

Figura 7- Imagens das bordas cortantes dos instrumentos demonstrando características de acabamento superficial - MEV (1000x)



Fonte: Autoria própria, 2023.

Figura 8- Imagens da seção transversal dos instrumentos a 3 mm da ponta – MEV (1000x)



Fonte: Autoria própria, 2023.

As imagens da seção transversal dos instrumentos podem ser observadas na figura 8, e as respectivas medidas de área na Tabela 1. O grupo RB possui uma medida de área intermediária quando comparado com os demais instrumentos. O grupo PDR possui menor valor de área da seção ($p < 0.05$), seguido pelo grupo V+ ($p < 0.05$). Os grupos VF e UO possuem os maiores valores de área dentre os instrumentos observados ($p < 0.05$), sem diferença estatística entre si ($p > 0.05$).

Os resultados de EDS (TABELA 2) mostraram que todos os instrumentos possuem uma quantidade aproximadamente equiatômica de níquel e titânio, com um ligeiro predomínio de níquel.

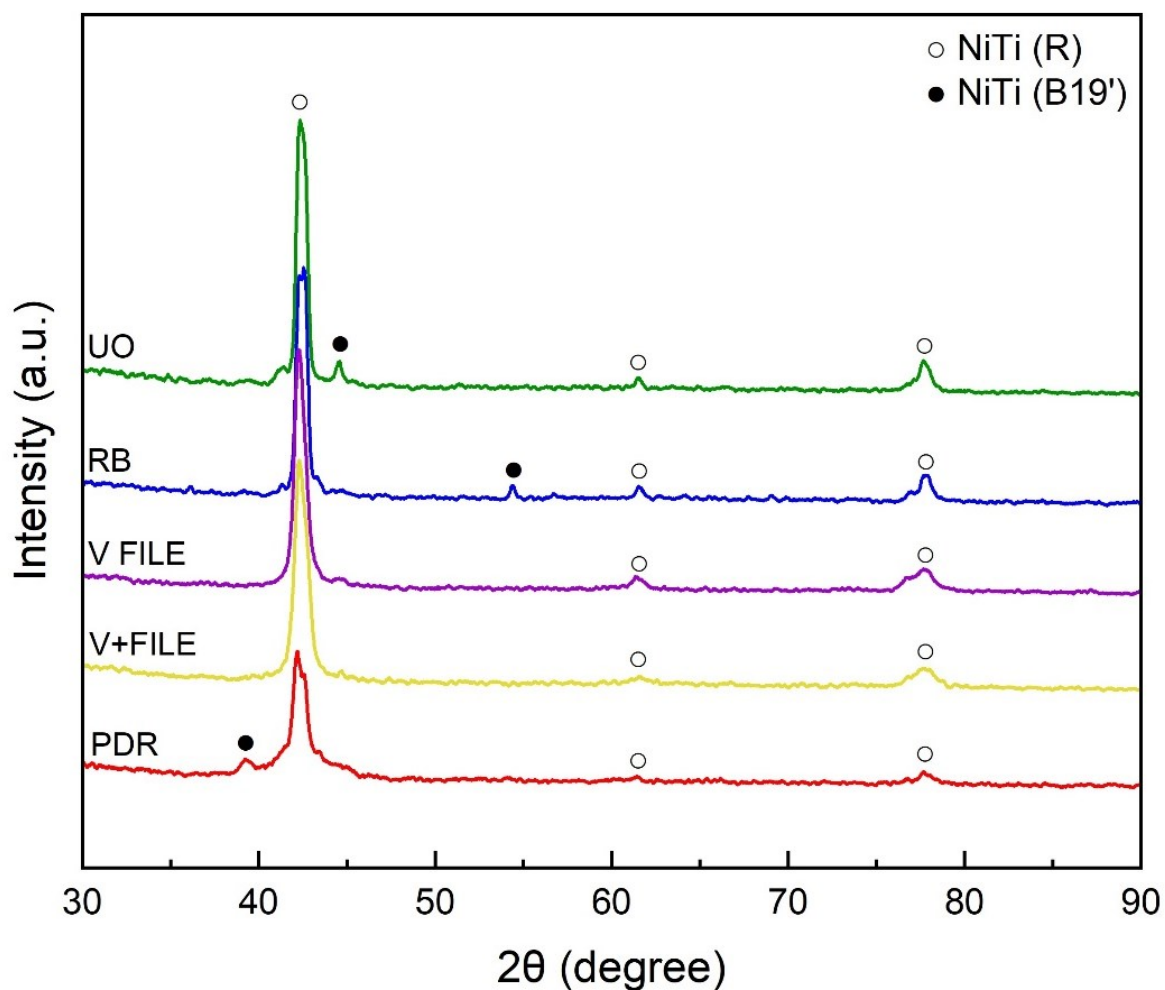
Tabela 2- Porcentagem em peso (Wt%) e atômica (At%) dos constituintes da liga nos instrumentos (EDS)

Grupos	Ni / Ti		Ni / Ti	
	(Wt%)		(At%)	
RB	55.82	44.18	50.76	49.24
PDR	56.04	43.96	50.98	49.02
VF	56.50	43.50	51.45	48.55
V+	56.05	43.95	50.99	49.01
UO	55.72	44.28	50.66	49.34

Fonte: Autor próprio

A análise qualitativa das fases cristalinas foi realizada através de ensaios de DRX, que demonstraram a predominância de Fase R em todos os grupos, juntamente com uma pequena quantidade de martensita B19', provavelmente induzida por tensão durante a manipulação dos instrumentos. Apenas no grupo UO é possível identificar picos compatíveis com a presença mais expressiva de B19' (GRÁFICO 2).

Gráfico 2- Curvas de DRX dos instrumentos avaliados



Fonte: Autoria própria, 2023.

A comprovação das fases presentes nos instrumentos à temperatura ambiente pode ser vista avaliando-se os valores das temperaturas de transformação martensítica e reversa dos instrumentos avaliados, obtidos em ensaios de DSC e detalhados na Tabela 3. Curvas médias obtidas nos ensaios de DSC encontram-se na Figura 9. Considerando uma temperatura ambiente de 24°C (climatização do local onde foram realizados os testes), estima-se que a maioria dos grupos (RB, PDR, VF e V+) apresentaram predominantemente fase R em sua estrutura cristalina. O grupo UO apresentou à temperatura ambiente, uma mistura de fase R e martensita B19'.

Tabela 3- Temperaturas de transformação dos instrumentos (DSC)

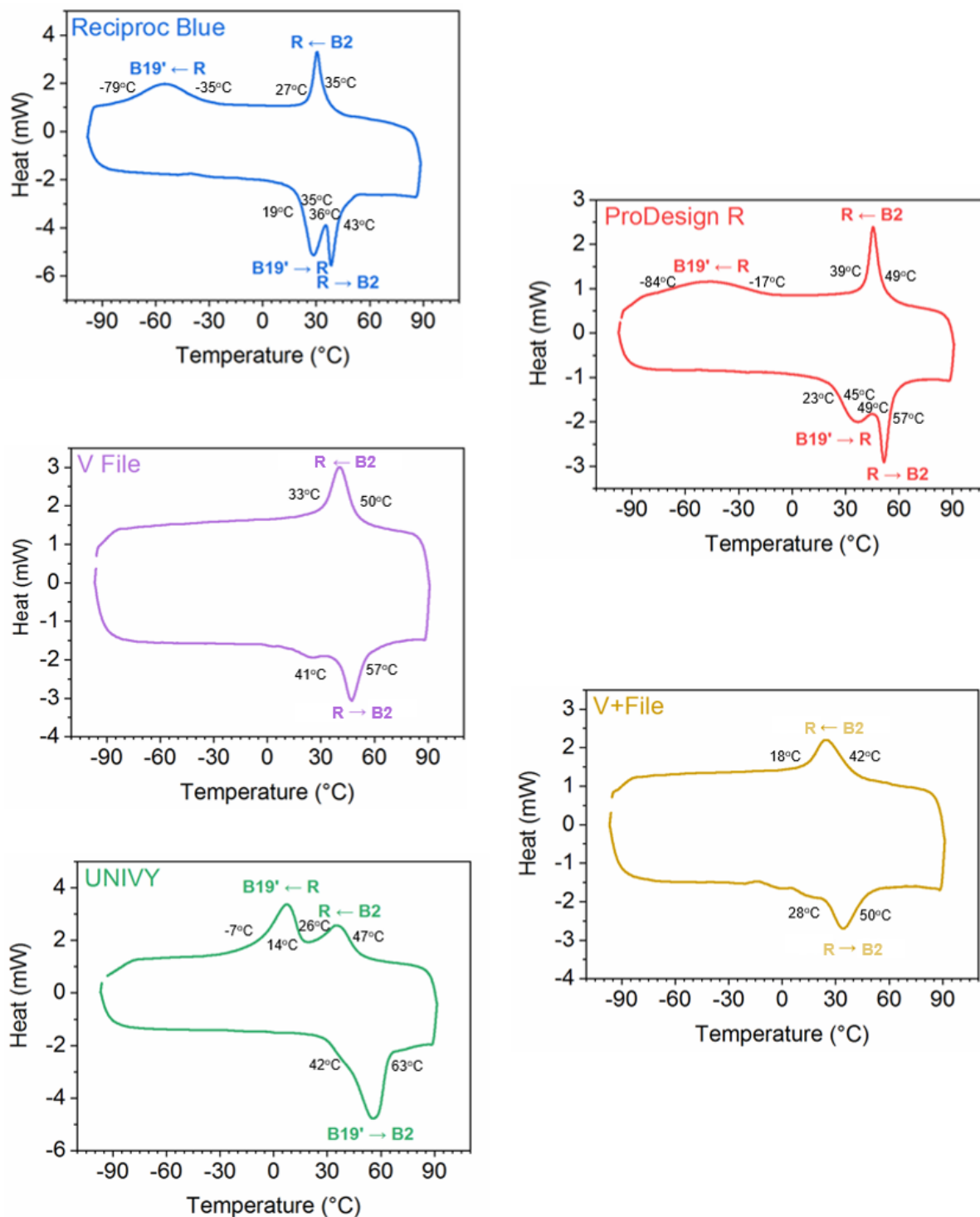
Grupos	Rs / Rf		As / Af		Rs / Rf		Ms / Mf	
	(°C)		(°C)		(°C)		(°C)	
RB	19	35	36	43	35	27	-35	-79
PDR	23	45	49	57	49	39	-17	-84
VF	-	-	41	57	50	33	-	-
V+	-	-	28	50	42	18	-	-
UO	-	-	42	63	47	26	14	-7

Fonte: Autoria própria, 2023.

Além das temperaturas A_s , A_f , M_s e M_f , mensurou-se também as temperaturas de pico das curvas de transformação reversa (TP_{TR}). Quanto maior essa temperatura de pico, maior a possibilidade de o instrumento apresentar martensita à temperatura ambiente e sofrer alteração de suas propriedades. Em ordem decrescente, as temperaturas TP_{TR} mensuradas foram 57°C para instrumentos UO, 52°C para instrumentos PDR, 47°C para VF, 38°C para instrumentos RB e 35°C para V+. Observou-se uma direta correspondência entre as temperaturas de pico e a expressão de EMF nos instrumentos avaliados, como mostrado a seguir.

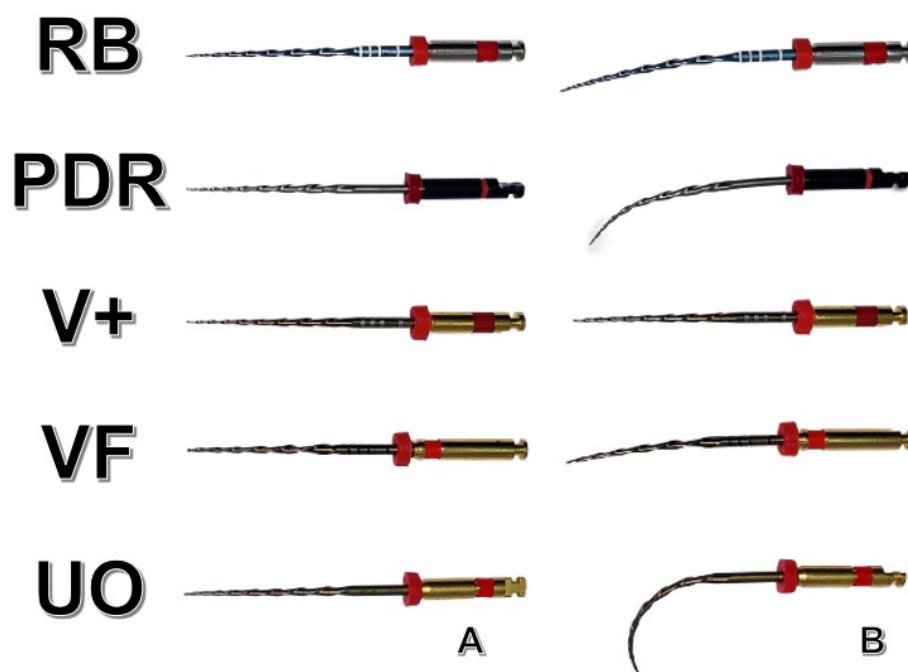
Na figura 10 é possível visualizar os instrumentos conforme recebidos e depois de serem flexionados manualmente com auxílio de um alicate curvador de limas. Qualitativamente, pode-se observar uma maior expressão do EMF nos sistemas UO, PDR, RB e VF, respectivamente. O instrumento V+ mostrou-se totalmente superelástico. Este comportamento é esperado, levando-se em consideração os resultados de DRX e DSC.

Figura 9- Curvas dos ensaios de DSC



Fonte: Autoria própria, 2023.

Figura 10- Imagem de instrumentos dos sistemas avaliados conforme recebidos (A) e após serem tensionados (B).



Fonte: Autoria própria, 2023.

Os resultados dos ensaios de dobramento a 45° (momento de dobramento) e torção (deflexão angular e torque máximo até a fratura) podem ser verificados na tabela 4.

Tabela 4- Momento de dobramento (MD), deflexão angular, torque máximo até a fratura

Grupos	Momento de dobramento (N.cm)	Deflexão angular (graus)	Torque máximo (N.cm)
	Média ± Desvio padrão	Média ± Desvio padrão	Média ± Desvio padrão
RB	0,55 ± 0,05 ^A	392 ± 19,08 ^A	1,57 ± 0,06 ^A
PDR	0,22 ± 0,02 ^B	282 ± 38,87 ^B	0,89 ± 0,14 ^B
VF	0,73 ± 0,12 ^C	262,6 ± 27,56 ^B	1,57 ± 0,17 ^A
V+	0,45 ± 0,04 ^D	204,4 ± 17,45 ^C	1,00 ± 0,11 ^B
UO	0,34 ± 0,09 ^E	495 ± 85,28 ^D	1,35 ± 0,23 ^C

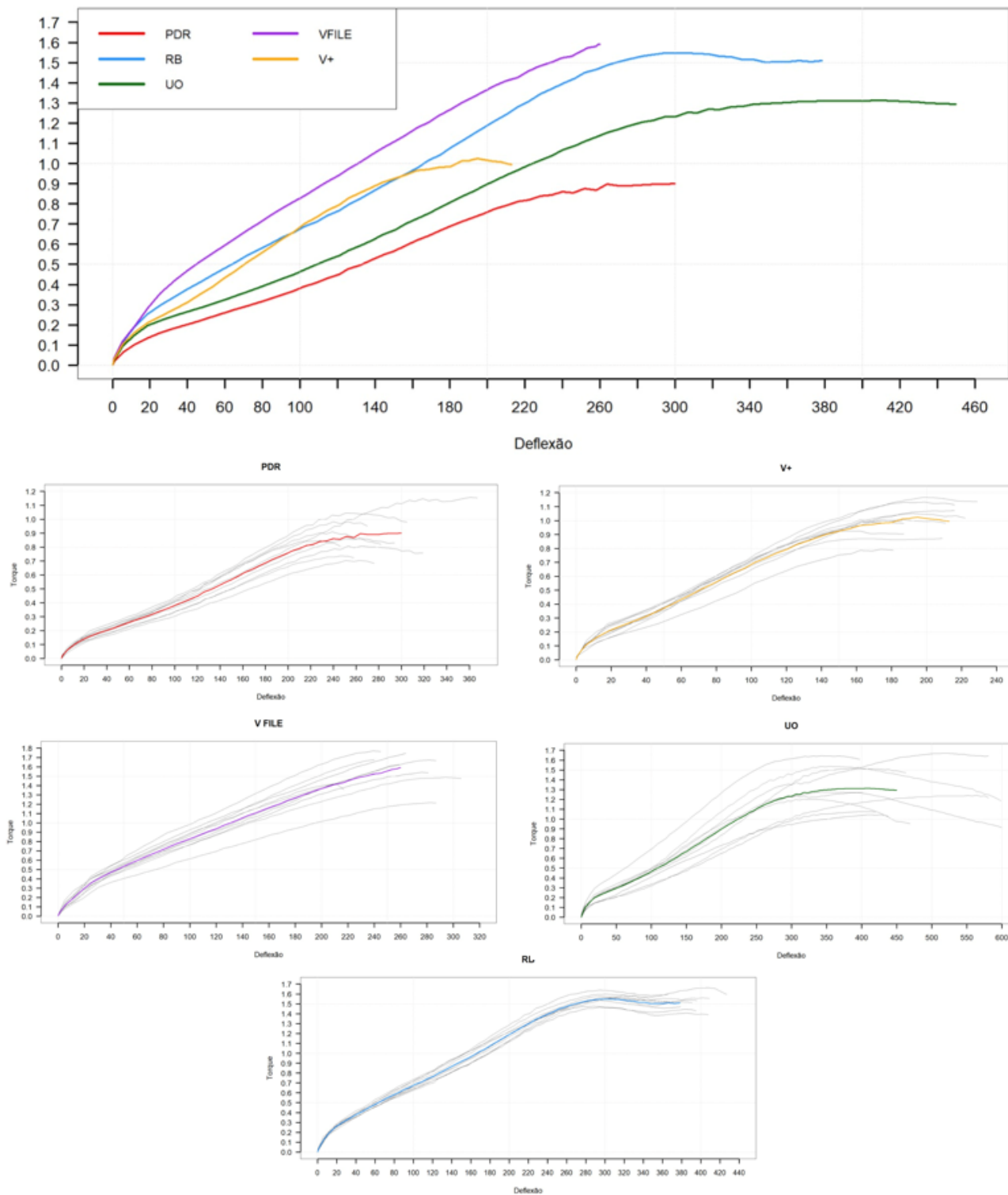
Fonte: Autoria própria, 2023.

Em relação à flexibilidade dos instrumentos, verificou-se que o grupo PDR apresentou o menor MD sendo considerado o mais flexível, seguido pelos sistemas UO, V+, RB e VF ($p < 0.05$). Na figura 11 observa-se as curvas obtidas nos testes de dobramento a 45° para todos os instrumentos avaliados.

Os resultados dos testes de torção, mostraram os grupos RB e VF ($p > 0.05$) apresentaram maiores valores de torque máximo até a fratura, sendo considerados os mais resistentes à torção, seguidos pelo grupo UO ($p < 0.05$), e os grupos PDR e V+, que não mostraram diferença estatística entre si ($p > 0.05$), mas apresentaram menores valores de torque máximo até a fratura que os demais ($p < 0.05$). A maior deflexão angular foi observada no grupo UO ($p < 0.05$), seguido pelo grupo RB ($p < 0.05$), pelos grupos PDR e VF, sem diferença estatística entre ambos ($p > 0.05$), e por fim, V+ ($p < 0.05$). Na figura 12 observa-se as curvas obtidas nos torção até a fratura para todos os instrumentos avaliados.

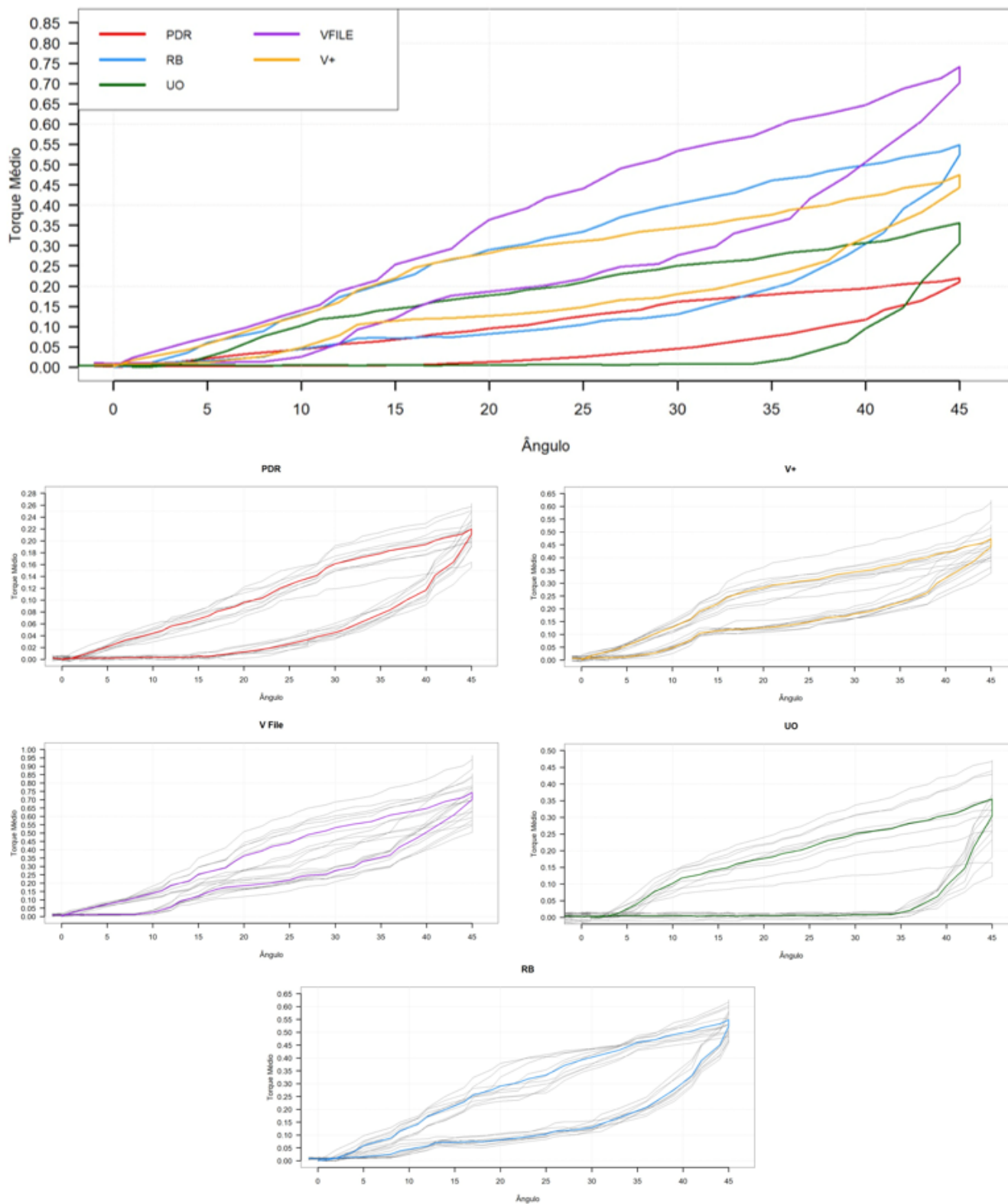
Finalmente, chama a atenção o fato de que, de um modo geral, os instrumentos RB apresentaram menores valores de desvios padrão em todos os testes avaliados. Isto demonstra padronização em suas propriedades, provavelmente oriunda de um melhor controle de qualidade nas etapas de fabricação dos instrumentos em relação aos sistemas réplicas.

Figura 11- Gráfico obtido nos ensaios de dobramento a 45°



Fonte: Autoria própria, 2023.

Figura 12- Gráfico obtido nos ensaios de torção até a ruptura



Fonte: Autoria própria, 2023.

6 DISCUSSÃO

A fabricação e comercialização dos instrumentos endodônticos cresceu consideravelmente nos últimos anos, principalmente com a importação de instrumentos provenientes da Ásia (LIANG & YUE, 2022). Estes instrumentos geralmente possuem características similares a instrumentos já conceituados no mercado mundial, denominados *replica-like instruments* e são comercializados apesar de pouca comprovação científica de suas propriedades físicas e mecânicas (MARTINS *et al.*, 2020; MARTINS *et al.*, 2021; MARTINS *et al.*, 2023; SERACCHIANI *et al.*, 2022; USLU, HAZNEDAROGLU & KESKIN, 2023). Os instrumentos Reciproc Blue têm obtido um notável êxito e uma ampla aceitação no mercado global devido às suas propriedades e inúmeras publicações científicas, sendo referência em qualidade de instrumento (DE-DEUS *et al.*, 2017; GENERALI *et al.*, 2020; MARTINS *et al.*, 2021). Algumas empresas têm desenvolvido instrumentos que replicam as características do Reciproc Blue, como os instrumentos Prodesign R (Easy Equipamentos Odontológicos, Minas Gerais, Brasil), Univy One (Universo Odonto, São Paulo, Brasil), V File e V+ File (TDK Files, Shenzhen, China) e até então pouco se sabe sobre suas características e propriedades.

Sabidamente, as características geométricas dos instrumentos interferem diretamente em suas propriedades mecânicas como, por exemplo, sua flexibilidade (PEREIRA *et al.*, 2015). O diâmetro observado nos instrumentos em D3 coincide com os valores nominais informados pelos fabricantes assim como as conicidades da porção apical dos instrumentos que também são conhecidas: 6% para o grupo PDR, 7% para o grupo V+, e 8% para os grupos RB, VF e UO. Para terço médio e coronário dos instrumentos, os valores nominais dos diâmetros são conhecidos apenas para os instrumentos PDR, que têm *taper* fixo conforme relatado pelo fabricante. Porém, para os demais (RB, VF, V+ e UO) sabe-se apenas que possuem *taper* regressivo, mas os valores nominais não são informados. O valor de diâmetros em D9 não variou entre os instrumentos, isto pode ser explicado pelo fato do grupo PDR possuir conicidade constante e os demais grupos, esta conicidade decrescente ao longo eixo. Já em D16, o grupo PDR mostra-se o mais fino, sendo seu diâmetro limitado pelo menor diâmetro do fio em relação aos demais grupos ($p < 0.05$). Analisando-se as características da seção transversal dos grupos através das imagens de MEV, observa-se que, embora todos eles apresentem um desenho em forma de “S” com duas bordas cortantes,

existe bastante variação entre eles, principalmente no que diz respeito ao volume de material constituinte, expresso pelos valores de área da seção transversal. Tanto o diâmetro como a área da seção dos instrumentos terão uma influência direta sobre o comportamento mecânico dos mesmos, como veremos mais adiante neste estudo.

Outra característica que desempenha influência nas propriedades mecânicas dos instrumentos são as características metalúrgicas da liga da qual os instrumentos são fabricados e também os tratamentos térmicos aplicados a eles. As temperaturas de transformação podem ser modificadas através de tratamentos termomecânicos ou modificação nos teores de níquel e titânio da liga. As transformações de fases associadas ao EMF podem ser em uma etapa, B19' (martensita) ↔ B2 (austenita), em duas ou em múltiplas etapas, incluindo a fase-R intermediária dependendo da história térmica e termomecânica da liga. As temperaturas de transformação são geralmente observadas acima da temperatura ambiente para as ligas ricas em Ti, enquanto nas ricas em Ni se situam abaixo da temperatura ambiente (SHEN *et al.*, 2013). No presente estudo, todos os grupos possuem quantidades semelhantes de níquel e titânio verificado através dos resultados de EDS, aproximadamente equiatômicos e com um pequeno aumento no teor de Ni (SERACCHIANI, *et al.*, 2022; TABASSAUM, ZAFAR & UMER, 2019).

Nos resultados dos testes de DRX (GRÁFICO 2) foi possível verificar que a maioria dos grupos (RB, PDR, VF e V+) possuem a fase R como estrutura cristalina predominante na liga à temperatura ambiente. A partir das temperaturas de transformação da liga observadas nos resultados de DSC (TABELA 3; FIGURA 9), confirma-se o predomínio da fase R nos sistemas avaliados. algumas particularidades chamam a atenção. O grupo V+ file possui uma transformação da fase B2 → fase R próxima da temperatura ambiente, ou seja, possui provavelmente uma microestrutura mista de fase R e austenita em sua composição com predominância de austenita. No grupo UO observa-se uma ligeira sobreposição das curvas da fase R e início da transformação martensítica, e os resultados de DRX mostram a presença de martensita B19' em sua composição. Nas curvas obtidas para os instrumentos VF e V+, observa-se apenas um pico no durante o resfriamento. Estima-se que as temperaturas de transformação de Fase R para B19' encontram-se abaixo de -100° e, portanto, não foram captadas pelo teste nas condições em que o ensaio foi realizado, informação confirmada pelos resultados de DRX. A análise das temperaturas de pico TP_{TR} mostrou temperaturas mais altas para os instrumentos UO,

PDR, VF, RB e V+, nessa ordem. Quanto maior a temperatura, maior a provável presença de martensita estável à temperatura ambiente. Estes resultados sugerem a expressão de EMF à temperatura ambiente, com alguma variação entre os grupos, como pode ser observado na figura 10. Além disso, a presença de fase R ou martensita à temperatura ambiente podem favorecer as propriedades mecânicas das limas, já que a martensita apresenta menor módulo de elasticidade do que a austenita, e, portanto, mais flexibilidade e resistência à fadiga flexural (GAVINI *et al.*, 2018; HAAPASALO & SHEN, 2013; TABASSAUM, ZAFAR & UMER, 2019).

É importante salientar que todos os testes foram realizados em laboratório climatizado, e durante tratamento endodôntico convencional, a temperatura corporal tem potencial de influenciar nas características mecânicas dos instrumentos (SAVITHA *et al.*, 2022; VASCONCELOS *et al.*, 2016). Embora atualmente seja comum a realização de ensaios mecânicos em temperaturas em torno de 36°C numa tentativa de se reproduzir as condições clínicas (ARIAS *et al.*, 2018; VASCONCELOS *et al.*, 2016) ainda não está bastante claro na literatura se o curto tempo de contato dos instrumentos com as soluções irrigadoras no interior dos canais de fato propiciariam esta mudança nas propriedades dos instrumentos.

A flexibilidade do instrumento é uma propriedade importante, principalmente para a modelagem de canais radiculares curvos (OZCAN *et al.*, 2016). Esta característica está relacionada com a capacidade do instrumento em manter o trajeto original do canal radicular, com menor força de restauração e conseqüentemente menos predisposição de causar iatrogenias e erros de preparo (KABIL *et al.*, 2021; RAZCHA *et al.*, 2020; VIANA *et al.*, 2010). Embora as características da liga tenham importante efeito sobre a flexibilidade dos instrumentos, neste estudo verificou-se uma forte relação direta entre flexibilidade e características geométricas dos mesmos. É possível verificar que a quantidade de metal presente no instrumento foi o fator preponderante a influenciar sua flexibilidade, visto que o melhor resultado foi do grupo PDR ($p < 0.05$), que apresentou menores valores de área e diâmetro. De um modo geral, o instrumento RB apresenta uma área da seção e diâmetro medianos em relação aos demais. Os sistemas que apresentaram menor área e diâmetro que este, se mostraram mais flexíveis (PDR e V+) e o que apresentou maiores área/diâmetro foi menos flexível (VF). A única exceção foi o instrumento UO que teve um comportamento diferente do esperado, possivelmente explicado pelas características metalúrgicas da liga, que se sobrepuseram ao efeito da geometria.

Este trabalho corrobora com demais estudos que demonstraram uma maior flexibilidade nos instrumentos que apresentam com menor taper/massa metálica (HE & NI, 2010; KIM *et al.*, 2021; MARTINS *et al.*, 2023; PEREIRA *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2023b). Com os resultados obtidos, para casos com a presença de curvaturas acentuadas ou duplas curvaturas, as quais, o instrumento necessita de ter grande flexibilidade, o instrumento ProDesign R provavelmente apresentaria o melhor comportamento dentre os avaliados. Além disto, pode-se observar o efeito de diferentes fases cristalinas da liga presentes à temperatura de ensaio, sobre as propriedades dos instrumentos. Quando comparados os grupos VF e UO em relação ao seu *design*, ambos apresentam diâmetros similares nas porções avaliadas e também área de seção transversal sem diferença estatística. Porém, provavelmente por apresentar martensita estável à temperatura ambiente, o instrumento UO, requer um menor torque para atingir um dobramento a 45°, demonstrando maior flexibilidade, além de apresentar um menor torque máximo até a fratura e possuir uma maior deflexão angular verificados nos testes de torção.

Define-se torque como a força necessária para que o instrumento continue em rotação, mesmo sofrendo algum tipo de resistência durante o movimento (SILVA *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020b; YILMAZ *et al.*, 2021). Valores mais altos obtidos nos testes de torção significam que os instrumentos suportam maiores tensões previamente à fratura (KWAK *et al.*, 2021). Nos testes de torção, os grupos que atingiram maiores valores de torque foram o RB e VF ($p > 0.05$), seguido pelo grupo UO ($p < 0.05$). Assim, os grupos com maiores valores de área da seção transversal foram os grupos que suportaram maiores valores de torque, corroborando com pesquisas que demonstraram a correlação proporcional entre massa e torque máximo do instrumento (ALCALDE *et al.*, 2017; ALQEDAIRI *et al.*, 2019; GARCIA *et al.*, 2019; KESKIN *et al.*, 2021; SANTOS *et al.*, 2018).

Além do desenho do instrumento, a liga e os tratamentos térmicos aplicados têm influência na resistência torcional dos instrumentos endodônticos (MARTINS *et al.*, 2021; SILVA *et al.*, 2023b; YILMAZ *et al.*, 2021). No presente estudo, o grupo UO com valores de área e diâmetro semelhantes ao VF, suportou menores cargas de torção, devido a quantidade de estrutura martensita em sua fase cristalina.

Instrumentos com maior resistência torcional são indicados para serem utilizados em locais onde se verifica uma dificuldade maior de avanço do instrumento e risco de travamento do mesmo (SILVA *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020a; SILVA *et*

al., 2020b; YILMAZ *et al.*, 2021). Em canais atrésicos ou retratamentos, o avanço do instrumento requer uma maior ação de e/ou uma maior demanda de pressão apical exercida pelo profissional, com isto, dos instrumentos testados, os grupos RB e VF ($p>0.05$) poderiam trazer vantagens clínicas. Já os instrumentos PDR e V+, que são os grupos que apresentaram menores valores de torque máximo até a fratura, seriam os instrumentos menos adequados para canais que tem possibilidade de ocorrer travamento do instrumento. Nos casos em que se espera uma força maior de *screw-in*, ou seja, uma tendência a ocorrer o parafusamento do instrumento, é necessário que o profissional faça avanços menores a cada movimento axial durante a instrumentação (HA *et al.*, 2015).

A cinemática recíprocante possui como característica evitar o travamento do instrumento no interior do contudo radicular, aumentando assim, sua resistência torcional (YOU *et al.*, 2010). Com isto, entende-se que a própria cinemática de uso proporcionaria uma segurança maior de uso dos instrumentos testados em relação àqueles que trabalham com cinemática de rotação contínua. Apesar disto, os testes de torção possuem como característica a rotação contínua dos instrumentos testados (ALMEIDA *et al.*, 2019; ELSAKA, ELNAGHY & BADR, 2017; KWAK *et al.*, 2021). Com a padronização da cinemática no intuito de que seja observado apenas a diferença entre os grupos em suas características de *design* e tratamento termomecânico da liga.

Além do torque máximo suportado antes da fratura, outra magnitude é avaliada nos testes de torção: a deflexão angular (MARTINS *et al.*, 2022). A deflexão angular é a capacidade que o metal tem de rotacionar sobre seu longo eixo previamente à fratura, quando submetido a ciclos rotativos com uma extremidade fixa (SILVA *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2020b; YILMAZ *et al.*, 2021). Nos testes realizados, o grupo UO apresentou maiores valores de deflexão angular e isto provavelmente está relacionado à uma maior quantidade de martensita estável, o que promove uma maior ductibilidade ao instrumento (ALMEIDA *et al.*, 2019). Os menores valores de deflexão angular foram observados no grupo V+, sendo o único grupo com fase austenítica em sua composição em temperatura ambiente sendo esperada uma maior rigidez (GAVINI *et al.*, 2018; HIEAWY *et al.*, 2015; PETERS, BAHIA & PEREIRA, 2017).

Apenas os grupos UO e RB foram capazes de realizar 1 volta completa sobre seu longo eixo (FIGURA 12; TABELA 4) atingindo uma deflexão angular acima de 360°. Na prática clínica esta propriedade seria importante, por configurar um fator de

proteção uma vez que tornaria mais possível a remoção de um instrumento deformado plasticamente do interior de um conduto radicular, previamente à fratura por torção. Por outro lado, um fato importante e desfavorável, foram os valores bastante altos de desvio padrão do grupo UO, demonstrando a baixa padronização nas propriedades destes instrumentos. Em contrapartida, os menores valores de desvio padrão (abaixo de 10%) foram observados no grupo RB, o que demonstra um alto controle de qualidade de seus instrumentos e a possibilidade de reprodutividade dos resultados obtidos.

Através dos testes realizados, foi possível verificar que apesar dos instrumentos possuírem desenhos semelhantes de seções transversais, o diâmetro e a área da seção transversal foram fatores preponderantes a influenciar flexibilidade e resistência torcional dos instrumentos. De um modo geral, o grupo RB possui valores intermediários de área da seção transversal, e os grupos que possuem valores inferiores a ele, PDR e V+, se mostraram instrumentos mais flexíveis e com menor resistência torcional nos testes. O grupo VF possui valores de área maiores que RB, e conseqüentemente menor flexibilidade e resistência torcional semelhante. O grupo UO contradiz as afirmações relacionadas à correspondência entre área e propriedades mecânicas, pois, apesar de possuir uma maior área de seção transversal que o grupo RB, mostrou-se mais flexível e com menor resistência torcional. Este comportamento pode ser explicado pela presença martensita estável à temperatura ambiente, tornando-a mais flexível e com menor resistência torcional e refletindo em efeito memória mais evidente.

A fim de complementar as propriedades destes instrumentos, sugere-se para estudos futuros, testes relacionados a resistência a fadiga, avaliação da capacidade de corte e estudos de centralização de preparo, a fim de obter uma melhor compreensão a respeito das propriedades de Reciproc Blue e dos instrumentos réplicas avaliados neste estudo.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo refutou a hipótese nula, demonstrando que, embora os sistemas sejam comercializados como réplicas, nenhum deles possui completa semelhança com o padrão Reciproc Blue.

A questão geométrica foi o fator preponderante a interferir nas propriedades mecânicas dos instrumentos avaliados no presente estudo. Foi observada uma maior flexibilidade dos instrumentos com menor diâmetro e área de seção transversal (PDR e V+), apontando a relação indireta entre massa do instrumento e sua flexibilidade. Todos os instrumentos possuem seção transversal semelhante em forma de “S”, porém com diferentes massas metálicas, o que interfere nas suas propriedades.

Nos testes de torção, os grupos RB e VF alcançaram os maiores valores de torque máximo suportado antes da fratura, também influenciados pelo impacto do fator geométrico nas propriedades das limas. A variação se deu por conta do grupo UO, que por possuir mais martensita em sua composição, obteve melhor resultado de flexibilidade e pior resultados de resistência torcional em relação a RB.

Os resultados de deflexão angular dos instrumentos são diretamente influenciados pela fase cristalina da liga, com uma maior ductilidade presente nos instrumentos onde se espera um maior teor de martensita estável à temperatura ambiente.

De acordo com os resultados deste trabalho, conclui-se que instrumentos réplicas são semelhantes ao sistema padrão RB quanto ao número de hélices, formato da seção transversal, proporções atômicas, fase cristalina predominante à temperatura ambiente, embora nenhum deles consiga se equiparar em todas as propriedades mecânicas avaliadas. O grupo RB demonstrou a melhor reprodutibilidade de comportamento mecânico durante os testes realizados, refletindo um bom controle de qualidade nas etapas de fabricação.

Instrumentos com maior resistência torcional como RB e VF pelos resultados dos ensaios seriam mais indicados em canais atrésicos e com maior possibilidade de travamento. Já em canais com curvatura acentuada, PDR foi o mais flexível, e seria o mais indicado. Portanto, é preciso adquirir o conhecimento científico acerca dos instrumentos para uma prática clínica segura.

É fundamental exercer extrema cautela ao utilizar instrumentos réplica em procedimentos endodônticos uma vez que nenhum deles apresentou propriedades mecânicas e geometria iguais ao sistema de referência.

REFERÊNCIAS

- AHMED, H.M.A.; DUMMER, P.M.H. A new system for classifying tooth, root and canal anomalies. **Int Endod J**, v.51, n.4, p.389-404, 2018.
- ALCALDE, M.P. *et al.* Cyclic and torsional fatigue resistance of reciprocating single files manufactured by different nickel-titanium alloys. **J Endod**, v.43, n.7, p.1186-1191, 2017.
- ALMEIDA, G.C. *et al.* Torsional behavior of Reciproc and Reciproc Blue instruments associated with their martensitic transformation temperatures. **Int Endod J**, v.52, n.12, p.1768-1772, 2019.
- ALQEDAIRI, A. *et al.* Torsional resistance of three protaper rotary systems. **BMC Oral Health**, v.19, n.1, p.124, 2019.
- ARIAS, A. *et al.* Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. **J Endod**, v.44, n.4, p.630-634, 2018.
- BAEK, S. *et al.* Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. **J Endod**, v.37, n.9, p.1283-1286, 2011.
- BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.100, n.2, p.249-255, 2005.
- BAHIA, M.G.A. *et al.* Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. **Int Endod J**, v.38, n.11 p.795-801, 2005.
- BARBOSA, I.G. *et al.* Structural analysis of niti endodontic instruments: a systematic review. **Iran Endod J**, v.15, n.3, p.124-139, 2020.
- BERENDT, C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147, 2007.
- DE-DEUS, G. *et al.* Blue Thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. **J Endod**, v.43, n.3, p.462-466, 2017.
- DHULDHOYA, D.N. *et al.* Root canal anatomy of human permanent mandibular incisors and mandibular canines: a systematic review. **J Conserv Dent**, v.25, n.3, p.226-240, 2022.
- DUQUE, J.A. *et al.* Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium reciprocating instruments after simulated clinical use. **J Endod**, v.46, n.11, p.1771-1775, 2020.
- ELSAKA, S.E.; ELNAGHY, A.M.; BADR, A.E. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. **J Endod**, v.50, n.11, p.1077-1083, 2017.

GAMBARINI, G. *et al.* Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. **Aust Endod J**, v.45, n.2, p.154-162, 2018.

GARCIA, P.R. *et al.* Structural characteristics and torsional resistance evaluation of waveone, waveone gold instruments after simulated clinical use. **J Endod**, v.45, n.8, p.1041-1046, 2019.

GAVINI, G. *et al.* Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of art. **Bras Oral Res**, v.32, suppl 1, p.44-65, 2018.

GENERALI, L. *et al.* Mechanical properties and metallurgical features of new and ex vivo used Reciproc Blue and Reciproc. **Int Endod J**, v.53, n.2, p.250-264, 2020.

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

HA, J.H. *et al.* "Screw-in" tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry. **Int Endod J**, v.48, n.7, p.666-672, 2015.

HAAPASALO, M.; SHEN, Y. Evolution of nickel-titanium instruments: From past to future. **Endodontic Topics**, v.29, n.1, p.3-17 2013.

HANSEN, A.W. *et al.* Oxide formation on niti surface: influence of the heat treatment time to achieve the shape memory. **Mater Res**, v.18, n.5, p.1053-1061, 2015.

HE, R.; NI, J. Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: application to v-taper file design. **J Endod**, v.36, n.9, p.1552-1557, 2010.

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

IACONO, F. *et al.* Structural analysis of hyflex edm instruments. **Int Endod J**, v.50, n.3, p.303-313, 2017.

JOSHI, P.S. *et al.* Root anatomy and canal configuration of human permanent mandibular second molar: a systematic review. **J Conserv Dent**, v.24, n.4, p.298-306, 2021.

KABIL, E. *et al.* Micro-computed evaluation of canal transportation and centering ability of 5 rotary and reciprocating systems with different metallurgical properties and surface treatments in curved root canals. **J Endod**, v.47, n.3, p.477-484, 2021.

KAROBARI, M.I. *et al.* Roots and root canals characterization of permanent mandibular premolars analyzed using the cone beam and micro computed tomography- a systematic review and metanalysis. **J Clin Med**, v.12, n.6, p.2183, 2023.

KESKIN, C. *et al.* Static cyclic fatigue resistance in abrupt curvature, surface topography, and torsional strength of r-pilot and proglider glide path instruments. **J Endod**, v.47, n.12, p.1924-1932, 2021.

KHALIL-ALLAFI, J.; DLOUHY, A.; EGGELER, G. Ni₄Ti₃-Precipitation during Aging of NiTi Shape Memory Alloys and Its Influence on Martensite Phase Transformation. **Acta Materialia**, v.50, n.17, p.4255-4274, 2002.

KIM, N.Y. *et al.* Numeric evaluation of innovate spring machined nickel-titanium rotary instruments: a 3-dimensional finite element study. **J Endod**, v.47. n.2, p.303-308, 2021.

KWAK, S.W. *et al.* Effects of root canal curvature and mechanical properties of nickel-titanium files on torque generation. **J Endod**, v.47, n.9, p.1501-1506, 2021.

LIANG, Y.; YUE, L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. **Int J Oral Sci**, v.14, n.1, p.12, 2022.

LOPES, H.P. *et al.* Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. **J Endod**, v.42, n.6, p.965-968, 2016.

MARTINS, J.N.R. *et al.* Worldwide analyses of maxillary first molar second mesiobuccal prevalence: a multicenter cone-beam computed tomography study. **J Endod**, v.44, n.11, p.1641-1649, 2018.

MARTINS, J.N.R. *et al.* Mechanical performance and metallurgical features of protaper universal and 6 replicalike systems. **J Endod**, v.46, n.12, p.1884-1893, 2020.

MARTINS, J.N.R. *et al.* Design, metallurgical features, mechanical performance and canal preparation of six reciprocating instruments. **Int Endod J**, v. 54, n.9, p.1623-1637, 2021.

MARTINS, J.N.R. *et al.* What meaningful information are the instruments mechanical tests giving us? A comprehensive review. **J Endod**, v.48, n.8, p.985-1004, 2022.

MARTINS, J.N.R. *et al.* Comparative analysis of reciprocating and flat-side heat-treated rotary single-file system: design, metallurgical characteristics and mechanical performance. **Int Endod J**, v.56, n.7, p.896-908, 2023.

MENEZES, S.E.A.C. *et al.* Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Prodesign R and Prodesign Logic files in curved canals in vitro. **Iran Endod J**, v.12, n.4, p.468-473, 2017.

MUÑOZ, E.; FORNER, L.; LLENA, C. Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titanium single-file reciprocating motion system. **J Endod**, v.40, n.4, p.547-550, 2014.

- OZCAN, G. *et al.* Evaluation of root canal morphology of human primary molars by using CBCT and comprehensive review of the literature. **Acta Odontol Scand**, v.74, n.4, p.250-258, 2015.
- PEDULLÀ, E. *et al.* Cutting efficiency of heat-treated nickel-titanium single-file systems at different incidence angles. **Aust Endod J**, v.47, n.1, p.20-26, 2021.
- PEIXOTO, I.F.C. Eficiência de Corte de Diferentes Sistemas Endodônticos de NiTi. Belo Horizonte: UFMG, 2013. 121 p. Tese (Doutorado) – Programa de Pós Graduação em Endodontia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.
- PEREIRA, E.S.J. *et al.* Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. **J Endod**, v.41, n.1, p.67-71, 2015.
- PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. **J Endod**, v.30, n.8, p.559-567, 2004.
- PETERS, O.A.; BAHIA, M.G.A.; PEREIRA, E.S.J. Contemporary root canal preparation: innovations in biomechanics. **Dent Clin North Am**, v.61, n.1, p.37-58, 2017.
- PLOTINO, G. *et al.* A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. **J Endod**, v.35, n.11, p.1469-1476, 2009.
- PLOTINO, G. *et al.* Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. **J Endod**, v.40, n.9, p.1451-1453, 2014.
- PRUETT, J.P.; CLEMENT, D.J.; CARNES, D.L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. **J Endod**, v.23, n. 2, p.77-85, 1997.
- RAZCHA, C. *et al.* Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation and centering ability of 4 heat-treated nickel-titanium systems. **J Endod**, v.46, n.5, p.675-681, 2020.
- RODA-CASANOVA, V. *et al.* Influence of cross-sectional and pitch on mechanical response of niti endodontic files under bending and torsional conditions- a finite element analysis. **J Clin Med**, v.11, n.9, p.2642, 2022.
- RODRIGUES, C.S. *et al.* Mechanical characteristics of counterfeit Reciproc instruments: a call for attention. **Int Endod J**, v.51, n.5, p.556-563, 2018.
- SANTOS, C.B. *et al.* Torsional fatigue resistance of r-pilot and waveone gold glider niti glide path reciprocating systems. **Int Endod J**, v.52, n.6, p.874-879, 2018.
- SATTAPAN, B. *et al.* Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. **J Endod**, v.26, n.3, p.161-165, 2000.

- SAVITHA, S. *et al.* Effect of body temperature on the cyclic fatigue resistance of the nickel-titanium endodontic instruments: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **J Conserv Dent**, v.25, n.4, p.338-346, 2022.
- SCHÄFER, E.; BÜRKLEIN, S.; DONNERMEYER, D. A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of niti instruments and their fracture characteristics. **Int Endod J**, v.55, suppl. 1, p.72-94, 2022.
- SCHILD H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent Clin North Am**, v.18, n.2, p.269-296, 1974.
- SERACCHIANI, M. *et al.* Mechanical performance and metallurgical characteristics of 5 different single-file reciprocating instruments: a comparative in vitro and laboratory study. **J Endod**, v.48, n.8, p.1073-1080, 2022.
- SIQUEIRA Jr, J.F.; RÔÇAS, I.N. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. **J Endod**, v.34, n.11, p.1291-1301, 2008.
- SILVA, E.J.N.L. *et al.* Cyclic fatigue using severely curved canals and torsional resistance of thermally treated reciprocating instruments. **Clin Oral Investig**, v.22, n.7, p.2633-2638, 2018.
- SILVA, E.J.N.L. *et al.* Cyclic fatigue and torsional resistance of four martensite-based nickel titanium reciprocating instruments. **Eur Endod J**, v.5, n.3, p.231-235, 2020a.
- SILVA, E.J.N.L. *et al.* Mechanical tests, metallurgical characterization, and shaping ability of nickel-titanium rotary instruments: a multimethod research. **J Endod**, v.49, n.10, p.1485-1494, 2020b.
- SILVA, E.J.N.L. *et al.* Design, metallurgy, mechanical properties, and shaping ability of 3 heat-treated reciprocating systems: a multimethod investigation. **Clin Oral Investig**, v.27, n.5, p.2427-2436, 2023a.
- SILVA, E.J.N.L. *et al.* Multimethod analysis of three rotary instruments produced by electric discharge machining technology. **Int Endod J**, v.56, n.6, p.775-785, 2023b.
- SHEN, Y. *et al.* Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. **J Endod**, v.39, n.2, p.163-172, 2013.
- TABASSUM, S.; ZAFAR, K.; UMER, F. Nickel-Titanium Rotary File Systems: What's New? **Eur Endod J**, 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. **J Endod**, v.37, n.9, p. 1293-1295, 2011.
- THOMPSON, S. A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **Int Endod J**, v.33, n.4, p.297-310, 2000.
- TIAN, H. *et al.* Stability of Ni in nitinol oxide surfaces. **Acta Biomater**, v. 7, n.2, p.892-899, 2011.

UNIVERSO ODONTO. Sistema Univy One. Disponível em: https://www.universoodonto.com/index.php?route=product/product&path=137_137_137_138&product_id=380. Acesso em: 6 jul. 2023.

UNNO, H. *et al.* Mechanical properties and root canal shaping ability of a nickel-titanium rotary system for minimally invasive endodontic treatment: a comparative in vitro study. **Materials (Basel)**, v.15, n.22, p.7929, 2022.

USLU, O.; HAZNEDAROGLU, F.; KESKIN, C. Comparison of mechanical resistance and standardisation between original brand and replica-like endodontic system. **Aust Endod J**, v.49, n.1, p.149-158, 2023.

VASCONCELOS, R.A. *et al.* Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. **J Endod**, v.42, n.5, p.782-787, 2016.

VIANA, A.C.D. *et al.* Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.110, n.4, p.527-533, 2010.

VON ZUBEN, M. *et al.* Worldwide prevalence of mandibular second molar c-shaped morphologies evaluated by cone-beam computed tomography. **J Endod**, v.43, n.9, p.1442-1447, 2017.

WALIA, H.M.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of bending and torsional properties of nitinol root canal files. **J Endod**, v.14, n.7, p.346-351, 1988.

WANG, G. *et al.* Influence of milling-electrochemical polishing on corrosion resistance of NiTi shape memory alloy. **Micromachines (Basel)**, v.13, n.12, p.2204, 2022.

YARED, G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. **Int Endod J**, v.41, n.4, p.339-344, 2008.

YILDIZ, E.D.; ARSLAN, H. The effect of blue thermal treatment on endodontic instruments and apical debris extrusion during retreatment procedures. **Int Endod J**, v.52, n.11, p.1629-1634, 2019.

YILMAZ, O.S. *et al.* Comparison of the torcional resistance of 4 different glide path instruments. **J Endod**, v.47, n.6, p.970-975, 2021.

YOU, S. *et al.* Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. **J Endod**, v.36, n.12, p.1991-1994, 2010.

ZANZA, A. *et al.* An update on nickel-titanium rotary instruments in endodontics: mechanical characteristics, testing and future perspective- an overview. **Bioengineering (Basel)**, v.8, n.12, p.218, 2021.

ZANZA, A. *et al.* Metallurgical tests in Endodontics: A narrative review. **Bioengineering (Basel)**, v.9, n.1, p.30, 2022.

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**, v.43, n.2, p.125-134, 2010.

ZUPANC, J.; VAHDAT-PAJOUH, N.; SCHAFER, E. New thermomechanically treated NiTi alloys- a review. **Int Endod J**, v.51, n.10, p.1088-1103, 2018.