

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Gabriel Pinheiro Lacerda

Influência do Pré-aquecimento do Cimento Resinoso em Pinos de Fibra de Vidro Anatomizados e Fresados (CAD/CAM) em Canais Ovais: Análise por Micro-CT e Resistência à Compressão

Juiz de Fora

2026

Gabriel Pinheiro Lacerda

Influência do Pré-aquecimento do Cimento Resinoso em Pinos de Fibra de Vidro Anatomizados e Fresados (CAD/CAM) em Canais Ovais: Análise por Micro-CT e Resistência à Compressão

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica.

Orientadora: Profa. Dra. Laísa Araújo Cortines Laxe

Juiz de Fora

2026

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Pinheiro Lacerda, Gabriel.

Influência do Pré-aquecimento do Cimento Resinoso em Pinos de Fibra de Vidro Anatomizados e Fresados (CAD/CAM) em Canais Ovais: Análise por Micro-CT e Resistência à Compressão / Gabriel Pinheiro Lacerda. -- 2026.
60 f.

Orientadora: Laísa Araújo Cortines Laxe

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2026.

1. Fraturas dos Dentes. 2. Técnica para Retentor Intrarradicular.
3. Microtomografia por Raio-X. I. Araújo Cortines Laxe, Laísa , orient.
II. Título.

Gabriel Pinheiro Lacerda

Influência do Pré-aquecimento do Cimento Resinoso em Pinos de Fibra de Vidro Anatomizados e Fresados (CAD/CAM) em Canais Ovais: Análise por Micro-CT e Resistência à Compressão

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica.

Aprovada em 28 de setembro de 2026.

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Dr.^a Laísa Araujo Cortines Laxe - Orientadora e Presidente da Banca
Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF

Prof. Dr. Ronaldo Luís Almeida de Carvalho - Membro titular interno
Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF

Prof.^a Dr.^a Carolina Oliveira de Lima - Membro titular interno
Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF - *Campus* Governador Valadares

Prof. Dr. Felipe Eduardo de Oliveira - Membro titular externo
Universidade Braz Cubas

Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo - Membro titular externo
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Juiz de Fora, 21/09/2026.



Documento assinado eletronicamente por **Laisa Araujo Cortines Laxe, Professor(a)**, em 28/09/2026, às 16:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Carolina Oliveira de Lima, Professor(a)**, em 28/09/2026, às 17:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ronaldo Luis Almeida de Carvalho, Professor(a)**, em 28/09/2026, às 17:17, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Felipe Eduardo de Oliveira, Usuário Externo**, em 28/09/2026, às 17:49, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Hugo Lemes Carlo, Usuário Externo**, em 28/09/2026, às 20:55, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **3234533** e o código CRC **33671AF8**.

A você, Mari,

Que esteve ao meu lado durante cada etapa da realização deste Doutorado.

Obrigado por todo o apoio, pela parceria, pela paciência e, principalmente, por estar sempre ao meu lado, pronta para me ajudar e me incentivar em cada etapa desse trabalho.

Mas, acima de tudo, obrigado por ter me dado o maior título que eu poderia receber na vida:

Pai do Rafa e do Dudu

Este trabalho é dedicado a você.

AGRADECIMENTOS

A todos que, de alguma forma, fizeram parte desta caminhada, deixo aqui o meu muito obrigado.

Aos que me ensinaram, incentivaram, ajudaram e estiveram presentes nos momentos certos, fica também o meu agradecimento. Cada pessoa, do seu jeito, ajudou a tornar esse caminho mais tranquilo e importante para mim.

Algumas pessoas estiveram mais presentes, outras contribuíram de maneiras mais discretas, mas todas fizeram diferença.

A todos que compartilharam comigo um pouco do seu tempo e estiveram presentes em diferentes momentos dessa jornada, agradeço de coração. Afinal, o tempo passa, os momentos ficam, e algumas pessoas conseguem transformar pequenos instantes em lembranças verdadeiras.

Sou grato pela oportunidade de aprender, crescer e evoluir ao lado de pessoas que fizeram parte dessa etapa da minha vida e que, de alguma forma, deixaram sua marca nessa caminhada.

RESUMO

Canais radiculares ovais desafiam a adaptação convencional de pinos de fibra, comprometendo a homogeneidade da interface de cimentação. O reembasamento anatômico manual e a fresagem via CAD/CAM (projeto e fabricação assistidos por computador) foram propostos para melhorar o ajuste do pino ao canal, enquanto o pré-aquecimento do cimento resinoso pode modular o escoamento e a polimerização. Este estudo avaliou os efeitos da estratégia de personalização do pino de fibra (reembasamento anatômico manual versus fresagem CAD/CAM) e do pré-aquecimento do cimento resinoso autoadesivo (22°C versus 69°C) no volume de vazios na interface e na resistência à fratura em canais radiculares ovais. Trinta e seis pré-molares superiores humanos com canais ovais (razão vestíbulo-lingual/mesio-distal $\geq 2:1$) foram pareados por meio de microtomografia computadorizada (micro-CT) e distribuídos em quatro grupos ($n = 9$) em um delineamento fatorial 2×2 . Os espécimes foram cimentados, escaneados por micro-CT para quantificação de vazios, restaurados com coroas fresadas, submetidos a envelhecimento termomecânico e testados sob compressão oblíqua (135°; 0,5 mm/min) até a falha. Foram aplicadas a análise de variância de dois fatores ($\alpha = 0,05$) e a correlação de Pearson. Ambos os fatores afetaram significativamente o volume de vazios e a resistência à fratura, sem interação significativa. Pinos personalizados anatomicamente apresentaram menor porcentagem de vazios e maior resistência à fratura do que pinos fresados via CAD/CAM. O pré-aquecimento a 69°C aumentou os vazios na interface e reduziu a resistência à fratura, independentemente do tipo de pino. Observou-se uma correlação negativa significativa entre o volume de vazios e a carga de fratura. A personalização anatômica manual melhorou a integridade da interface de cimentação e a resistência à fratura em canais radiculares ovais. O pré-aquecimento a 69°C prejudicou ambos os parâmetros de forma independente.

Palavras-chave: Técnica para Retentor Intrarradicular; Fraturas dos Dentes; Microtomografia por Raio-X

ABSTRACT

Oval root canals challenge conventional fiber post adaptation, compromising cementation interface homogeneity. Manual anatomical relining and computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) milling have been proposed to improve post-to-canal fit, while resin cement preheating may modulate flow and polymerization. This study evaluated the effects of fiber post customization strategy (manual anatomical relining vs. CAD/CAM milling) and self-adhesive resin cement preheating (22°C vs. 69°C) on interfacial void volume and fracture resistance in oval root canals. Thirty-six human maxillary premolars with oval canals (bucco-lingual/mesio-distal ratio $\geq 2:1$) were matched by micro-computed tomography (micro-CT) and allocated to four groups ($n = 9$) in a 2×2 factorial design. Specimens were cemented, scanned by micro-CT for void quantification, restored with milled crowns, subjected to thermo-mechanical aging, and loaded under oblique compression (135°; 0.5 mm/min) until failure. Two-way analysis of variance ($\alpha = 0.05$) and Pearson correlation were applied. Both factors significantly affected void volume and fracture resistance, with no significant interaction. Anatomically customized posts yielded lower void percentage and higher fracture resistance than CAD/CAM-milled posts. Preheating to 69°C increased interfacial voids and reduced fracture resistance regardless of post type. A significant negative correlation was observed between void volume and fracture load. Manual anatomical customization improved cementation interface integrity and fracture resistance in oval root canals. Preheating to 69°C impaired both parameters independently.

Keywords: Post and Core Technique; Tooth Fractures; X-Ray Microtomography.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1- Imagem ilustrativa das obturações e pareamento das amostras após escaneamento por micro-CT, tomando como base a anatomia interna, volume (mm³) e área (mm²).25
- Figura 2 (A) Demarcação da altura da férula. (B) Secção da coroa 2mm acima da JCE. (C) Férula confeccionada em 2mm acima da JCE.....26
- Figura 3 (A) Formato anatômico do núcleo pré-fabricado. (B e C) Núcleo pré-fabricado escaneado e digitalizado.....28
- Figura 4 (A) Placa contendo em sua superfície a geometria dos núcleos pré-fabricados com formato anatômico de pré-molar. (B) Matriz de acetato com a cópia da geometria do núcleo de preenchimento.29
- Figura 5- Sequência de confecção de pino intrarradicular por fresagem CAD/CAM (PFVF). (A) Padrão pré-fabricado de policarbonato (Nucleo-Jet; Angelus) para padronização da porção coronal; (B) Padrão reembasado com resina acrílica (DuraLay; Reliance Dental); (C) Aspecto final após a modelagem da porção radicular; (D) Padrão digitalizado em scanner de bancada (S600 ARTI; Zirkonzahn); (E) Pino de fibra de vidro fresado (Fiber CAD Post & Core; Angelus).30
- Figura 6- Coroas com anatomia padronizada de pré-molar superior. (A) desenhada digitalmente (Exocad DentalCAD). (B) fresada a partir de blocos de resina nanocerâmica (Cerasmart 14L; GC Corporation).34
- Figura 7- Análise qualitativa representativa por micro-CT da interface de cimentação para cada grupo experimental, ilustrando o gradiente de adaptação interfacial observado entre as quatro condições. (A) G1 - PFVA / 22°C; (B) G2 - PFVA / 69°C; (C) G3 - PFVF / 22°C; (D) G4 - PFVF / 69°C. Para cada painel: fatias transversais reconstruídas nos terços cervical (superior) e apical (inferior) do espaço do pino, e reconstrução tridimensional (CTVol; Bruker, Kontich, Bélgica) dos volumes segmentados. Legenda de cores - bege: pino de fibra (anatomicamente personalizado em A e B; fresado por CAD/CAM em C e D); rosa: guta-percha; azul: vazios interfaciais. PFVA: pino de fibra anatomicamente personalizado; PFVF: pino de fibra fresado por CAD/CAM.....40
- Figura 8- Percentual volumétrico de espaços vazios (%) na interface de cimentação por grupo experimental. As barras representam média $\pm$ desvio-padrão (n = 9 por grupo). A ANOVA de dois fatores revelou efeitos principais significativos da estratégia de personalização ($F(1,32) = 51,73$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,618$) e da temperatura do cimento ($F(1,32) = 20,95$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,396$), sem interação significativa entre os fatores ($p = 0,676$).41
- Figura 9- Médias marginais estimadas e intervalos de confiança de 95% para o percentual de vazios (%) e a carga de fratura (N), em função do tipo de pino (PFVA e PFVF) e da condição de temperatura (temperatura ambiente e pré-aquecido). Os valores foram obtidos a partir do modelo de ANOVA de dois fatores. As médias

correspondem às médias marginais estimadas (EMMs) e as barras representam os intervalos de confiança de 95%.42

Figura 10- Gráfico de dispersão da associação entre o percentual de espaços vazios (%) e a carga máxima de fratura (N) para os 36 espécimes, com identificação dos grupos experimentais. A correlação global de Pearson ($r = -0,908$; $p < 0,001$) reflete predominantemente a separação entre os centroides dos quatro grupos. As correlações intragrupo variaram de $r = -0,28$ (G1; $p = 0,47$) a $r = -0,99$ (G4; $p < 0,001$), indicando que a magnitude da associação depende da condição experimental e da amplitude de variação dos vazios. A linha de regressão e o R^2 referem-se ao modelo global ($n = 36$).43

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Classificação dos modos de falha em dentes restaurados com pinos de fibra.	36
Quadro 2- Valores médios ($\pm$ desvio-padrão) de vazios (%) e resistência à fratura (N) dos grupos experimentais.	39
Quadro 3- Resultados da análise de variância de dois fatores (ANOVA de dois fatores) para as variáveis vazios (A) e resistência à fratura (B).	39
Quadro 4- Distribuição dos modos de falha e do prognóstico clínico por grupo experimental.	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de variância
ART-ANOVA	Análise de variância por transformação de postos alinhados (Aligned Rank Transform ANOVA)
CAD/CAM	Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing)
CNS	Conselho Nacional de Saúde
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
CT	Comprimento de trabalho
CTan	Computed Tomography Analyser
CTVol	Computed Tomography Volume
EDTA	Ácido etilenodiaminotetracético
EMMs	Médias marginais estimadas
Fator-C	Fator de configuração cavitária
JCE	Junção cimento-esmalte
Micro-CT	Microtomografia computadorizada
NaOCl	Odds ratio (razão de chances)
OR	Hipoclorito de sódio
PQM	Preparo químico-mecânico
PFVA	Pino de fibra de vidro pré-fabricado anatomizado
PFVF	Pino de fibra de vidro fresado por sistema CAD/CAM
ROI	Região de interesse (Region of Interest)
3D	Tridimensional
UFJF	Universidade Federal de Juiz de Fora

LISTA DE SÍMBOLOS

α	Nível de significância
β	Poder estatístico
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
$\pm$	Mais ou menos
$\geq$	Maior ou igual a
$\leq$	Menor ou igual a
$\times$	Multiplicação
%	Porcentagem
μA	Microampere
μm	Micrômetro
kV	Quilovolt
mL	Mililitro
mm	Milímetro
mm^2	Milímetro quadrado
mm^3	Milímetro cúbico
ms	Milissegundo
min	Minuto
s	Segundo
N	Newton
n	Número de espécimes por grupo
F	Estatística do teste F
p	Valor de probabilidade (<i>p-value</i>)
r	Coeficiente de correlação de Pearson
r_s	Coeficiente de correlação de Spearman
R^2	Coeficiente de determinação
W	Estatística do teste de Shapiro-Wilk
χ^2	Estatística do teste qui-quadrado
ηp^2	Eta-quadrado parcial
IC	Intervalo de confiança
Hz	Hertz

kgf	Quilograma-força
kN	Quilonewton
≈	Aproximadamente
Rp~máx~	Taxa máxima de polimerização
Df	Graus de liberdade

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	18
2 PROPOSIÇÃO.....	21
2.1 OBJETIVO GERAL	21
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
3.1 ASPECTOS ÉTICOS.....	22
3.2 DESENHO EXPERIMENTAL	22
3.3 CÁLCULO AMOSTRAL	22
3.4 SELEÇÃO E PREPARO DA AMOSTRA.....	23
3.5 TRATAMENTO ENDODÔNTICO.....	23
3.6 ESCANEAMENTO POR MICRO-CT E ANÁLISE DA ANATOMIA DOS CANAIS E PAREAMENTO DAS AMOSTRAS.....	24
3.7 PREPARO DA FÉRULA E DO ESPAÇO PARA O PINO INTRARRADICULAR	25
3.8 CONFEÇÃO E CIMENTAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO.....	26
3.8.1. PINO DE FIBRA DE VIDRO PRÉ-FABRICADO ANATOMIZADO (PFVA)....	26
3.8.1.1 PADRONIZAÇÃO DOS NÚCLEOS DE PREENCHIMENTO.....	27
3.8.2 PINO DE FIBRA DE VIDRO FRESADO POR SISTEMA CAD/CAM (PFVF).29	
3.9 CIMENTAÇÃO DO RETENTOR INTRARRADICULAR EM DIFERENTES TEMPERATURAS	31
3.10 SEGUNDO ESCANEAMENTO POR MICRO-CT E ANÁLISE DAS INTERFACES	32
3.11 PADRONIZAÇÃO E CONFEÇÃO DAS COROAS ANATÔMICAS	32

3.12 SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL E INCLUSÃO DOS DENTES	34
3.13 ENVELHECIMENTO TERMOMECÂNICO	35
3.14 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO OBLÍQUA.....	35
3.15 ANÁLISE QUALITATIVA DOS MODOS DE FALHA	36
3.16 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	36
4 RESULTADOS	38
4.1. DADOS DESCRITIVOS.....	38
4.2. ANÁLISE DE VARIÂNCIA DE DOIS FATORES	38
4.3. CORRELAÇÃO ENTRE VAZIOS E RESISTÊNCIA À FRATURA	42
4.4. MODOS DE FALHA	44
5 DISCUSSÃO.....	45
6 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
ANEXO	57
ANEXO A: APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA (UFJF).....	57

1 INTRODUÇÃO

A restauração de dentes tratados endodonticamente permanece um dos principais desafios da Odontologia Restauradora contemporânea. Mesmo com a evolução da Implantodontia, a conservação do dente natural apresenta-se como a alternativa terapêutica de escolha, o que demanda protocolos restauradores eficazes a fim de devolver a integridade biomecânica afetada pelo desgaste estrutural (Dietschi et al., 2007; Naumann; Schmitter; Krastl, 2018).

Entre os elementos mais críticos, destacam-se os pré-molares superiores, uma vez que seus canais radiculares frequentemente exibem morfologia oval, caracterizada por apresentar diâmetros vestibulo-lingual duas vezes maiores que o méso-distal (Wu et al., 2000; Versiani; Pécora; Sousa-Neto, 2011). Além dessa anatomia complexa dificultar a instrumentação e a adaptação adequada dos materiais restauradores, a fragilidade estrutural inerente a esses dentes os torna vulneráveis à concentração de tensões e a falhas catastróficas irreversíveis (Magne; Belser, 2002; Maccari et al., 2007).

Nesse contexto, a quantidade reduzida de estrutura dentária remanescente em dentes tratados endodonticamente pode comprometer a retenção e a estabilidade da restauração coronária. Por essa razão, retentores intrarradiculares são frequentemente empregados na reabilitação desses dentes para reter a restauração final (Mannocci; Cowie, 2014). Dentre os retentores, uma opção muito utilizada clinicamente é o pino pré-fabricado de fibra de vidro, pois além de apresentar módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, o que beneficia o comportamento biomecânico da restauração, possui a vantagem de ter baixo custo, boa estética, facilidade de técnica e curto tempo de realização clínica, visto que estão prontos para o uso (Guiotti et al., 2014). Outra vantagem dos materiais de fibra de vidro é a adesão ao cimento resinoso (Le Bell et al., 2004; Hatta et al., 2011).

No entanto, a morfologia anatômica oval do canal radicular apresenta importante discrepância em relação ao formato circular dos pinos de fibra pré-fabricados. Essa incompatibilidade geométrica pode resultar em uma camada de cimento resinoso mais espessa e irregular, favorecendo a ocorrência de espaços vazios e descontinuidades na interface de cimentação (Tsintsadze et al., 2017; Jafarian et al., 2020; Uzun et al., 2016). Essa condição é indesejável, uma vez que a presença de defeitos interfaciais pode comprometer a homogeneidade da camada de

cimento e a integridade da união entre dentina, cimento e pino. Além disso, o ambiente intrarradicular apresenta elevado fator de configuração cavitária (Fator-C), caracterizado pela predominância de superfícies aderidas em relação às superfícies livres, o que restringe a capacidade de relaxação das tensões geradas durante a polimerização e pode favorecer o desenvolvimento de tensões de contração na interface (Feilzer; De Gee; Davidson, 1987; Tay et al., 2005).

No ambiente intrarradicular, o alto Fator-C (Feilzer; De Gee; Davidson, 1987) amplifica as tensões de contração de polimerização, favorecendo a formação de defeitos na interface adesiva (Tay et al., 2005). Nesse contexto, a obtenção de um monobloco funcional, definido como uma unidade biomecânica contínua entre pino, cimento e dentina radicular, permanece um desafio clínico, uma vez que defeitos interfaciais podem persistir mesmo sob condições laboratoriais controladas. Análises por microtomografia computadorizada (micro-CT) demonstraram que os defeitos interfaciais são inerentes ao ambiente intrarradicular, mesmo sob condições laboratoriais controladas (Tay; Pashley, 2007; De-Deus et al., 2017).

Para minimizar a discrepância geométrica em canais ovais, estratégias de personalização de pinos de fibra são atualmente empregadas. Uma delas consiste no reembasamento anatômico manual direto, no qual um material com propriedades mecânicas similares à estrutura dentinária, como por exemplo, a resina composta é aplicada ao pino pré-fabricado para reproduzir a morfologia interna do canal. Essa personalização permite melhor adaptação no interior do conduto radicular (Barcellos et al., 2013) e uma linha de cimentação mínima, que favorece a adesão entre a dentina e o pino (Silva et al., 2021; Grandini; Sapio; Simonetti, 2003).

Com o avanço da tecnologia e o uso do sistema CAD/CAM (desenho assistido por computador / manufatura assistida por computador) surge a possibilidade de se utilizar pinos intracanaís com diâmetro e formato específicos para o conduto radicular a ser restaurado (Chen et al., 2014). O desenvolvimento de blocos de fibra de vidro para fresagem em CAD/CAM permite que esses tipos de pino possam ser uma boa alternativa para a restauração de dentes tratados endodonticamente, pois também possuem a vantagem de permitir a formação de uma fina linha de cimento (Tsintsadze et al., 2017). Embora a tecnologia CAD/CAM ofereça padronização dimensional e reprodutibilidade, limitações intrínsecas relacionadas ao diâmetro mínimo das brocas de fresagem restringem a fidelidade de reprodução em geometrias estreitas e complexas (Tsintsadze et al., 2017; Bellan et al., 2022).

Independentemente da estratégia utilizada para personalização do pino, a interface de cimentação permanece um componente crítico do sistema restaurador. Nesse contexto, os cimentos resinosos são amplamente empregados para a cimentação de retentores não metálicos. Apresentam baixa solubilidade quando expostos ao meio bucal, união micromecânica à dentina, excelente dureza, e apresentam formas de polimerização variada (química, física / luz) ou dupla (química + física) (Powers; Sakaguchi, 2006).

Paralelamente, o pré-aquecimento de cimentos resinosos tem sido proposto como estratégia complementar para reduzir a viscosidade, melhorar o escoamento e aumentar o grau de conversão, em razão da aceleração da cinética de polimerização (Daronch; Rueggeberg; De Goes, 2005; Daronch et al., 2006). Contudo, em ambientes com alto Fator-C, essa aceleração cinética pode reduzir o tempo disponível para a relaxação viscoelástica do material, favorecendo o acúmulo de tensões de contração e a formação de defeitos interfaciais (Price et al., 2011; Ferracane; Hilton, 2016).

Embora estudos anteriores tenham abordado separadamente o efeito do pré-aquecimento sobre as propriedades dos cimentos resinosos ou a adaptação de pinos personalizados em canais ovais, ainda são limitadas as evidências que avaliam conjuntamente a estratégia de personalização do pino e a modulação térmica do cimento, especialmente em canais radiculares ovais, utilizando micro-CT para a quantificação tridimensional dos espaços vazios e avaliando posteriormente o desempenho mecânico após envelhecimento termomecânico

Portanto, o objetivo do presente trabalho foi avaliar o efeito da estratégia de personalização do pino de fibra de vidro, reembasamento anatômico manual direto e fresagem por CAD/CAM, e da temperatura do cimento resinoso autoadesivo, 22°C e 69°C, sobre o percentual de espaços vazios na interface de cimentação e sobre a resistência à fratura sob compressão oblíqua de pré-molares superiores humanos com canais radiculares ovais. Duas hipóteses nulas foram testadas: H_{01} : não haveria efeito significativo da estratégia de personalização, da temperatura do cimento ou da interação entre esses fatores sobre o percentual de espaços vazios na interface de cimentação. H_{02} : não haveria efeito significativo da estratégia de personalização, da temperatura do cimento ou da interação entre esses fatores sobre a resistência à fratura sob compressão oblíqua.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o efeito da estratégia de personalização do pino de fibra de vidro, reembasamento anatômico manual direto e fresagem por CAD/CAM, e da temperatura do cimento resinoso autoadesivo, 22°C e 69°C, sobre o percentual de espaços vazios na interface de cimentação e sobre a resistência à fratura sob compressão oblíqua de pré-molares superiores humanos com canais radiculares ovais.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar, por meio de micro-CT, o percentual volumétrico de espaços vazios na interface de cimentação em função da estratégia de personalização do pino e da temperatura do cimento resinoso autoadesivo;
- Avaliar a resistência à fratura sob compressão oblíqua em função da estratégia de personalização do pino e da temperatura do cimento resinoso autoadesivo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ASPECTOS ÉTICOS

Em conformidade com a Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (CNS), o projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), por meio da Plataforma Brasil, sob o parecer 5.435.396 (Anexo A).

3.2 DESENHO EXPERIMENTAL

Trata-se de um estudo laboratorial *in vitro*, quantitativo e controlado, delineado segundo um esquema fatorial 2×2, permitindo a avaliação isolada e combinada de dois fatores experimentais independentes: a estratégia de personalização do retentor intrarradicular (reembasamento anatômico manual direto e fresagem por CAD/CAM) e a temperatura do cimento resinoso no momento da cimentação (temperatura ambiente a 22°C ou pré-aquecimento a 69°C). O delineamento fatorial permite avaliar não apenas os efeitos isolados de cada fator, mas também a interação entre eles, identificando se o pré-aquecimento do cimento resinoso produz efeitos distintos sobre o volume de espaços vazios na interface de cimentação e sobre a resistência à compressão oblíqua em função da técnica de personalização do retentor utilizada.

3.3 CÁLCULO AMOSTRAL

O cálculo amostral foi realizado com o software G*Power 3.1 (Universidade Heine Heinrich, Dusseldorf, Alemanha) com base em um estudo anterior (Gök et al., 2017). Um cálculo do poder da amostra de ($=1,76$) com um poder $\beta = 95\%$ e $\alpha = 5\%$, foi usado uma família de teste-F para análise unidirecional. Conforme indicado pelo cálculo, o tamanho amostral mínimo necessário para cada grupo foi de quatro dentes. Inicialmente, 40 dentes foram recrutados para compensar possíveis perdas durante o protocolo experimental. Após o pareamento, quatro espécimes foram excluídos ($n=1$ por grupo) em decorrência de fraturas radiculares, discrepância de volume de canal e ausência de patência durante a instrumentação, consolidando a amostra final em $n=9$ por grupo, totalizando 36 amostras.

3.4 SELEÇÃO E PREPARO DA AMOSTRA

Foram selecionados 40 pré-molares superiores humanos birradiculares, extraídos por motivos ortodônticos ou periodontais, na Clínica de Cirurgia da UFJF. Após a extração, os dentes foram armazenados em solução de timol a 0,1% a temperatura ambiente até o início do protocolo experimental, em prazo não superior a três meses.

Após exame radiográfico no sentido méso-distal e vestibulo-lingual, através de sensor do sistema de radiografia digital direta Visualix eHD (Gendex, Des Plaines, IL, EUA) as raízes palatinas dos pré-molares cujos canais apresentaram na radiografia a três milímetros do ápice uma distância vestibulo-lingual no mínimo duas vezes maior que a distância méso-distal, foram considerados ovais (Jou *et al.*, 2004) e, portanto, incluídos na pesquisa. Essas medidas foram conferidas posteriormente, por meio de escaneamento por micro-CT.

Como critérios de exclusão, também foram eliminados os dentes com intervenção endodôntica previamente realizada ou sinais de calcificação, atresia pulpar, reabsorção e rizogênese incompleta. Além disso, dentes com cáries extensas, fraturas longitudinais ou horizontais, comprimento radicular inferior a 17 mm, medido a partir da junção cimento-esmalte (JCE) tomando como referência, a face vestibular, também foram excluídos.

Após a seleção, os dentes foram submetidos à raspagem radicular e limpeza em cuba ultrassônica (Cristófoli, Londrina, PR, Brasil) por 30 minutos para remoção de detritos extrínsecos.

3.5 TRATAMENTO ENDODÔNTICO

Os dentes foram acessados com brocas diamantadas esféricas 1012 (FG KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) acionadas em alta rotação sob refrigeração. A patência foi determinada com uma lima manual tipo Kerr #10 inserida no canal até que a ponta do instrumento fosse vista no forame apical. O cursor foi, então, ajustado na cúspide palatina do dente. A distância da ponta do instrumento ao cursor foi medida com régua milimetrada (Odous De Deus, Belo Horizonte, MG) e essa medida foi registrada como patência do canal. Diminuída em 1 mm, estabeleceu-se o comprimento de trabalho (CT).

O PQM foi realizado com o sistema Reciproc R40 (40.06; VDW, Munique, Alemanha) sob irrigação constante com hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25%,

totalizando 10 mL por canal, sendo 1 mL inicial e 3 mL a cada uso da lima nos terços coronal, médio e apical. A irrigação foi realizada com seringa (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, EUA) acoplada à agulha NaviTip (Ultradent Products Inc, Indaiatuba, SP, Brasil) calibre 30 posicionada a 2 mm aquém do ápice radicular durante todo o preparo do canal radicular. Após o preparo, os canais receberam irrigação final com 3 mL de ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) a 17% (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil), durante 3 minutos, para remover a camada de smear layer, seguidos de 5 mL de NaOCl a 5,25% por 1 minuto, e foram secos com pontas de papel absorvente (40.06; VDW, Munique, Alemanha).

A obturação foi realizada com cones de guta-percha calibrados (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça) e cimento AH Plus (Dentsply Sirona, Konstanz, Alemanha) pela técnica híbrida de Tagger. Os espécimes foram selados com material temporário (Coltosol; Coltene, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e armazenados em água destilada a 37°C por 15 dias para a completa presa do cimento endodôntico.

3.6 ESCANEAMENTO POR MICRO-CT E ANÁLISE DA ANATOMIA DOS CANAIS E PAREAMENTO DAS AMOSTRAS

As amostras foram escaneadas em duas etapas: após a obturação, para pareamento das amostras e confirmação da anatomia oval e após a cimentação dos retentores intrarradiculares, para a quantificação das falhas interfaciais.

Para tanto, os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas, secos e então escaneados no Laboratório de Microtomografia de instrumentação nuclear-COPPE da Universidade Federal do Rio de Janeiro, através do microtomógrafo (SkyScan 1173, Bruker, Kontich, Bélgica) operando com 114 μ A e 70 kV, com filtro de alumínio de 1 mm de espessura, tempo de exposição de 320 ms e passo de rotação de 0,8° em 360°. A resolução isotrópica adotada foi de 17 μ m.

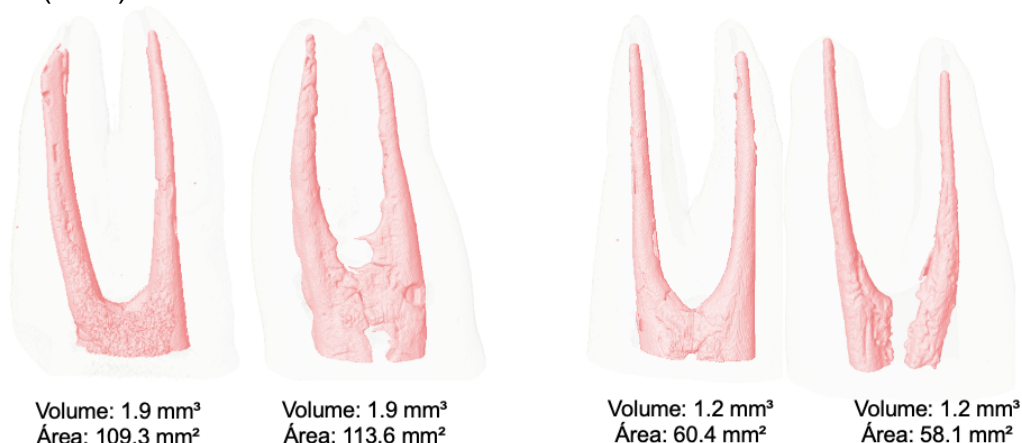
As imagens foram reconstruídas no software NRecon (v.1.6.1.0; Bruker Micro-CT, Kontich, Bélgica) com os seguintes parâmetros: correção de endurecimento de feixe (beam hardening correction) de 50%, suavização nível 5 e fator de redução de anel (ring artifact reduction) de 5.

Por meio do software CTan (v1.6.6.0, Bruker Micro-CT, Kontich, Bélgica), foi feita a confirmação do diâmetro dos canais palatinos. Nesse mesmo programa também e foi mensurada e testada a normalidade dos parâmetros tridimensionais da: área de superfície (mm²) e volume (mm³) inicial dos canais, de maneira a permitir o

pareamento das amostras e distribuição em quatro grupos experimentais homogêneos.

O programa CTvol (v1.6.6.0, Bruker Micro-CT, Kontich, Bélgica), permitiu a visualização dos modelos 3D dos canais após a obturação (FIGURA 1).

Figura 1- Imagem ilustrativa das obturações e pareamento das amostras após escaneamento por micro-CT, tomando como base a anatomia interna, volume (mm^3) e área (mm^2).



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Um espécime de cada quarteto pareado foi randomicamente designado para um dos quatro grupos experimentais ($n=9$), por meio de sorteio eletrônico (www.random.org), constituindo os seguintes tratamentos sob comparação:

- Pino de fibra de vidro pré-fabricado anatomizado (PFVA) cimentado com cimento resinoso à temperatura ambiente (22°C).
- Pino de fibra de vidro pré-fabricado anatomizado (PFVA) cimentado com cimento resinoso pré-aquecido a 69°C (dispositivo Hotset).
- Pino de fibra de vidro fresado por sistema CAD/CAM (PFVF) cimentado com cimento resinoso à temperatura ambiente (22°C).
- Pino de fibra de vidro fresado por sistema CAD/CAM (PFVF) cimentado com cimento resinoso pré-aquecido a 69°C (dispositivo Hotset).

3.7 PREPARO DA FÉRULA E DO ESPAÇO PARA O PINO INTRARRADICULAR

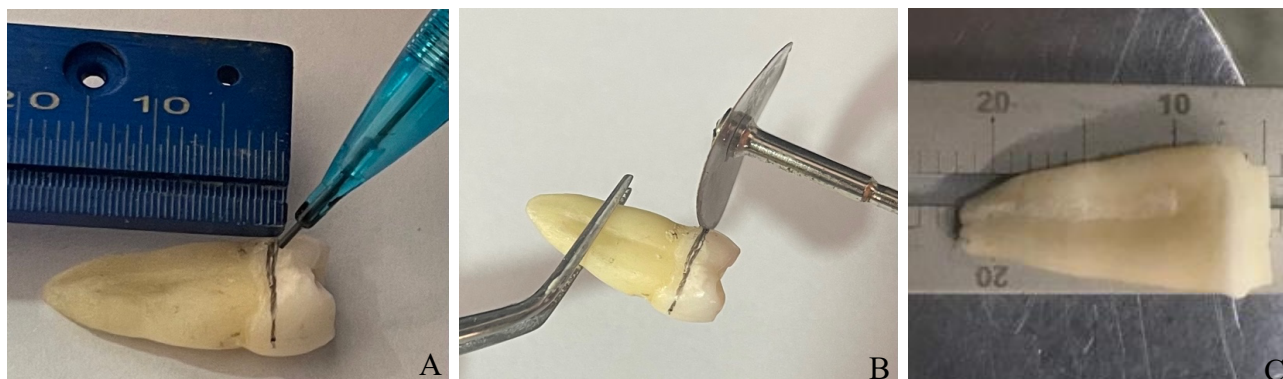
A porção coronária foi seccionada com um disco diamantado dupla-face (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) sob refrigeração, mantendo-se uma férula padronizada de 2,0 mm acima da JCE. A linha de término cervical, configurada como ombro

arredondado, foi preparada com uma ponta diamantada nº 4138 (KG Sorensen) e calibrada com paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão), com variação máxima permitida de $\pm 0,05$ mm entre os espécimes. Os canais foram parcialmente desobturados com brocas Gates-Glidden nº 1 e nº 2 (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça), preservando um tampão apical de guta-percha de pelo menos 3 mm para manter o selamento apical, confirmado radiograficamente com o sistema de radiografia digital direta Visualix eHD (Gendex, Des Plaines, IL, EUA).

O espaço para o pino foi preparado com a broca específica do fabricante do sistema Whitepost (DC 1; FGM, Joinville, SC, Brasil) até uma profundidade de 16 mm a partir da superfície oclusal da férula. As brocas foram substituídas a cada cinco preparos para padronização do corte e evitar desgaste excessivo (FIGURA 2).

Após o preparo, os canais foram irrigados com água destilada e secos com cones de papel absorvente estéreis (Tanariman, Amazonas, Brasil) em preparação para os procedimentos de personalização e cimentação dos retentores.

Figura 2 (A) Demarcação da altura da férula. (B) Secção da coroa 2mm acima da JCE. (C) Férula confeccionada em 2mm acima da JCE.



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

3.8 CONFECÇÃO E CIMENTAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO

3.8.1. Pino de fibra de vidro pré-fabricado anatomizado (PFVA)

Os pinos de fibra de vidro pré-fabricados (Whitepost System DC 0,5; FGM, Joinville, SC, Brasil) foram limpos com álcool isopropílico e submetidos à silanização (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) por 1 minuto, com leve jato de ar para evaporação

do solvente, preparando a superfície do pino para receber quimicamente a resina composta de anatomização (De Sousa Menezes et al., 2011).

Os espaços intrarradiculares foram lubrificados com gel aquoso (KY; Semina, São Paulo, SP, Brasil) para facilitar a remoção do conjunto pino-resina após a polimerização parcial intracanal. Na superfície do pino silanizado foi aplicada uma camada de adesivo fotopolimerizável (OptiBond Universal; Kerr Dental, Brea, CA, EUA), seguida de fotopolimerização (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 20 segundos. Uma porção de resina composta nanohíbrida de reembasamento (**Filtek Z350 XT**; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicada sobre a superfície do pino e, sem fotopolimerização prévia, o conjunto foi inserido no espaço intrarradicular e submetido à fotoativação inicial de 3 segundos para estabilização. O conjunto foi então removido do canal e fotoativado por 20 segundos em cada face, totalizando 40 segundos de fotoativação fora do canal radicular. Após a polimerização completa da resina, a adaptação ao canal radicular foi verificada e ajustada quando necessário.

Os pinos anatomizados foram limpos com álcool absoluto e secos com jato de ar. A superfície da resina composta de anatomização foi então submetida a novo ciclo de silanização (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) por 1 minuto, procedimento justificado pela necessidade de promover a molhabilidade das partículas de carga inorgânica expostas na superfície da resina polimerizada, potencializando a união com o cimento resinoso. Após a evaporação do solvente, foi aplicada uma camada de adesivo (OptiBond Universal; Kerr Dental, Brea, CA, EUA) e realizada fotopolimerização (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 15 segundos em cada face, totalizando 60 segundos de fotoativação no retentor.

A cimentação do retentor intrarradicular procedeu-se conforme protocolo de cimentação em função da temperatura de aplicação do cimento, descrito em seção futura. Após a cimentação, o retentor intrarradicular foi seccionado com broca diamantada em alta rotação sob refrigeração, com comprimento padronizado de 3 mm além do remanescente dentário.

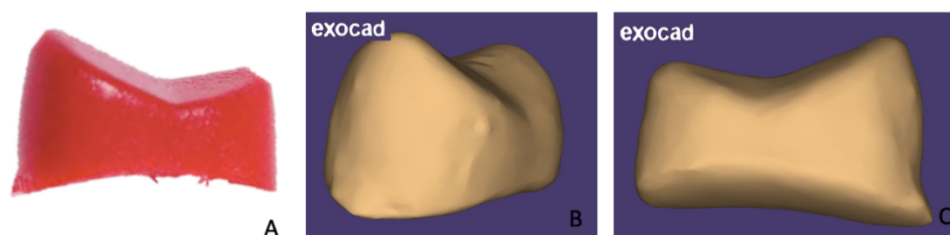
3.8.1.1 Padronização dos Núcleos de Preenchimento

Para garantir a homogeneidade geométrica dos núcleos de preenchimento entre todos os grupos experimentais, foi adotado um protocolo de padronização baseado em fluxo digital. Núcleos acrílicos pré-fabricados com anatomia de pré-molar (Nucleo-Jet; Angelus, Londrina, PR, Brasil) foram digitalizados por escaner de bancada tridimensional (Scanner S600 ARTI; Zirkonzahn, South Tyrol, Itália). A partir

das dimensões reais obtidas pelo escaneamento, modelos tridimensionais foram desenvolvidos no software Exocad Dental CAD (Align Technology, Scottsdale, AZ, EUA) e impressos em impressora de fotopolimerização (Anycubic Photon M3; Anycubic, Shenzhen, China), obtendo-se modelos sólidos de referência com geometria padronizada (FIGURA 3). Sobre esses modelos impressos, matrizes de acetato com 0,3 mm de espessura foram confeccionadas em plastificadora a vácuo, obtendo-se dispositivos de silhueta anatômica para a padronização dos núcleos de preenchimento em resina composta dos grupos PFVA. Essa estratégia garantiu que os núcleos de ambos os grupos experimentais, anatomizados e fresados, apresentassem o mesmo formato e dimensões, eliminando a variável geométrica do núcleo como fator de confusão nos ensaios mecânicos (FIGURA 4).

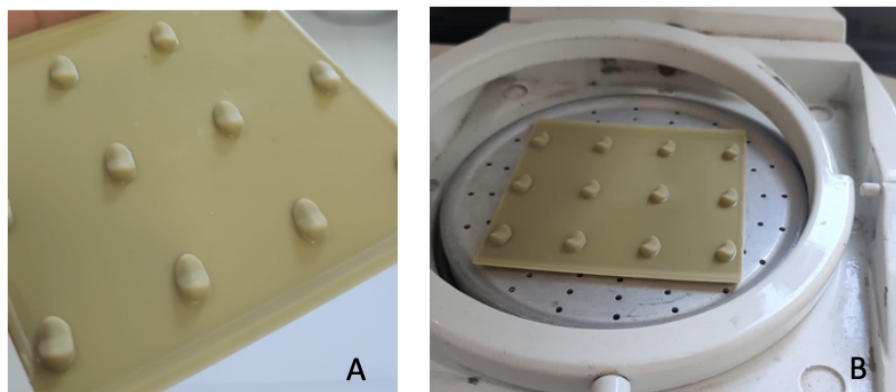
Antes da inserção do núcleo de preenchimento, a superfície do pino já cimentado foi limpa com álcool absoluto, submetida a nova aplicação de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) por 1 minuto e tratada com sistema adesivo (OptiBond Universal; Kerr Dental, Brea, CA, EUA), seguido de fotopolimerização por 20 segundos. A resina composta (Filtek One Bulk Fill; 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi então inserida na matriz de acetato posicionada sobre o remanescente dentário e fotopolimerizada por 40 segundos (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA).

Figura 3 (A) Formato anatômico do núcleo pré-fabricado. (B e C) Núcleo pré-fabricado escaneado e digitalizado.



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Figura 4 (A) Placa contendo em sua superfície a geometria dos núcleos pré-fabricados com formato anatômico de pré-molar. (B) Matriz de acetato com a cópia da geometria do núcleo de preenchimento.



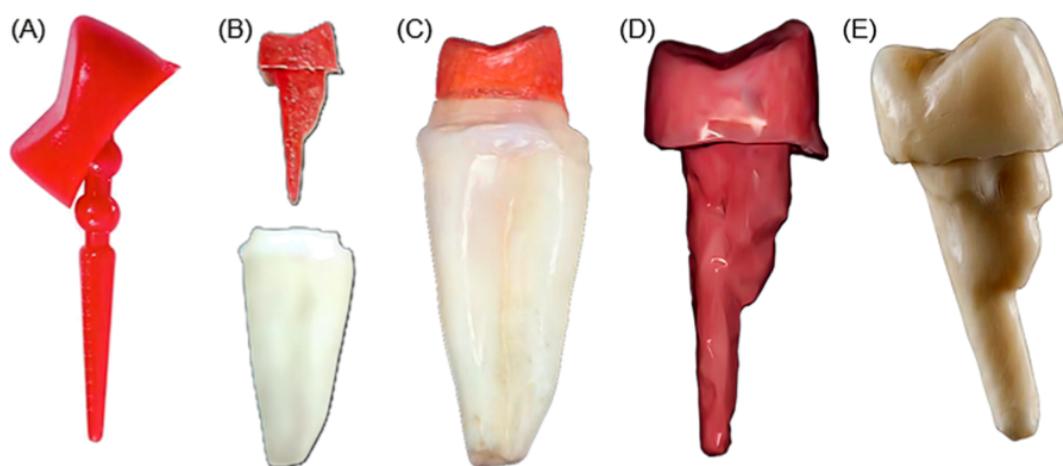
Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

3.8.2 Pino de fibra de vidro fresado por sistema CAD/CAM (PFVF)

O conduto preparado foi previamente isolado com gel lubrificante (KY; Semina, São Paulo, SP, Brasil). A moldagem do canal radicular foi realizada com resina acrílica de baixa contração (DuraLay; Reliance Dental Mfg. Co., Alsip, IL, EUA), a partir do reembasamento de padrões pré-fabricados de policarbonato com formato anatômico de pré-molar (Nucleo-Jet; Angelus, Londrina, PR, Brasil).

O padrão de resina assim obtido foi encaminhado a um centro de Odontologia digital externo, onde foi digitalizado por escaner de bancada tridimensional (Scanner S600 ARTI; Zirkonzahn, South Tyrol, Itália), gerando um modelo digital (CAD) processado no software inLab CAM (v. 22.2; Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha). O modelo digital foi então fresado em fresadora de 5 eixos (MC X5; Dentsply Sirona) a partir de bloco de fibra de vidro pré-fabricado (Fiber CAD Post & Core; Angelus, Londrina, PR, Brasil), obtendo-se uma peça única integrando pino e núcleo de preenchimento com anatomia individualizada ao conduto radicular (FIGURA 5).

Figura 5- Sequência de confecção de pino intrarradicular por fresagem CAD/CAM (PFVF). (A) Padrão pré-fabricado de policarbonato (Nucleo-Jet; Angelus) para padronização da porção coronal; (B) Padrão reembasado com resina acrílica (DuraLay; Reliance Dental); (C) Aspecto final após a modelagem da porção radicular; (D) Padrão digitalizado em scanner de bancada (S600 ARTI; Zirkonzahn); (E) Pino de fibra de vidro fresado (Fiber CAD Post & Core; Angelus).



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

Antes da cimentação, os canais radiculares foram limpos com água destilada e secos com cones de papel absorvente. Os pinos fresados foram limpos com álcool absoluto e secos com jato de ar. Em seguida, foi realizada silanização (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) por 1 minuto, com leve jato de ar para evaporação do solvente. O adesivo (OptiBond Universal; Kerr Dental, Brea, CA, EUA) foi aplicado sobre a porção radicular do pino e fotopolimerizado (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 15 segundos em cada face, totalizando 60 segundos de fotoativação no retentor intrarradicular.

A cimentação do retentor intrarradicular procedeu-se conforme protocolo de cimentação em função da temperatura de aplicação do cimento, descrito a seguir.

3.9 CIMENTAÇÃO DO RETENTOR INTRARRADICULAR EM DIFERENTES TEMPERATURAS

Para a cimentação de ambos os retentores, foi utilizado cimento resinoso autoadesivo comercialmente disponível em embalagem de automistura (Maxcem Elite; Kerr Dental, Brea, CA, EUA). O cimento foi utilizado à temperatura ambiente (22°C) nos grupos G1 e G3, e pré-aquecido a 69°C nos grupos G2 e G4, por meio de equipamento aquecedor específico (Hotset; Technolife, Joinville, SC, Brasil), no qual permaneceu por 25 minutos previamente ao uso, conforme orientação do fabricante.

O cimento resinoso autoadesivo (Maxcem Elite; Kerr Dental, Brea, CA, EUA) foi aplicado por técnica mista, de forma padronizada em todos os grupos: simultaneamente no interior do conduto radicular, por meio de ponta de automistura com inserção progressiva do terço apical em direção coronal, e sobre a superfície do retentor previamente tratado. Esta técnica foi adotada de forma uniforme para todos os grupos experimentais, independentemente da temperatura do cimento (Caceres et al., 2018; Soares et al., 2018).

Em todos os grupos experimentais, após a inserção do retentor no conduto radicular, aplicou-se carga estática vertical de 5 N sobre o topo do pino, por meio de dispositivo de padronização confeccionado especificamente para este estudo, visando a estabilização do conjunto e a obtenção de uma linha de cimentação delgada e homogênea. Nos grupos cimentados à temperatura ambiente, a carga foi mantida constante durante os cinco minutos iniciais de polimerização química visando a estabilização do conjunto e a obtenção de uma linha de cimentação delgada e homogênea. A carga foi removida imediatamente antes da fotoativação, que foi realizada com o fotopolimerizador (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 40 segundos nas faces vestibular, lingual, coronal, totalizando 120 segundos por dente (Pereira et al., 2015).

Nos grupos com cimento pré-aquecido, a carga foi aplicada e a fotoativação realizada imediatamente após a inserção do retentor e a remoção dos excessos, a fim de evitar a perda térmica antes da fotopolimerização. O processo de fotopolimerização seguiu o mesmo protocolo descrito para os grupos à temperatura ambiente, totalizando 120 segundos por dente (Pereira et al., 2015).

3.10 SEGUNDO ESCANEAMENTO POR MICRO-CT E ANÁLISE DAS INTERFACES

Procedeu-se ao segundo escaneamento por micro-CT, após a cimentação dos retentores intrarradiculares, utilizando os parâmetros de aquisição descritos previamente.

A análise volumétrica foi realizada no software CTan (v1.6.6.0, Bruker Micro-CT, Kontich, Bélgica), onde foi possível determinar a segmentação e a quantificação tridimensional do material obturador remanescente, da dentina, do pino de fibra de vidro, do cimento resinoso e dos espaços vazios na interface de cimentação. Para a diferenciação dos materiais, estabeleceu-se um intervalo de tons de cinza (*gray scale*) entre 55 e 255, definido via histograma de densidade por meio do método de limiarização fixa.

A Região de Interesse (*Region of Interest* - ROI) foi delimitada longitudinalmente a partir do corte correspondente a embocadura do canal até o corte mais apical onde o retentor estivesse presente. O percentual de espaços vazios foi calculado como a razão entre o volume de espaços vazios e o volume total da interface de cimentação.

Para a visualização qualitativa da distribuição espacial dessas falhas, modelos tridimensionais foram reconstruídos no software CTvol (Bruker, Kontich, Bélgica), permitindo a comparação visual entre os grupos experimentais. As medições foram realizadas por um único examinador experiente, cego quanto à alocação dos grupos.

3.11 PADRONIZAÇÃO E CONFECÇÃO DAS COROAS ANATÔMICAS

Cada um dos 36 corpos de prova foi individualmente escaneado em escaner de bancada tridimensional (S600 ARTI; Zirkonzahn, Gais, Itália), previamente descrito. Para a obtenção de coroas com geometrias padronizadas, uma coroa protética com anatomia de pré-molar superior foi projetada em ambiente virtual no software Exocad DentalCAD (v. 3.1 Rijeka; exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha). O planejamento digital das coroas foi realizado com espaço para cimento padronizado em 30 µm, iniciando-se a 1,0 mm acima da linha de término cervical. Para compensar o diâmetro das fresas da unidade MC X5, aplicou-se uma compensação de usinagem (*drill offset*) de 50 µm, garantindo o assentamento passivo das coroas sobre os núcleos de preenchimento. O modelo digital foi exportado para fresagem em fresadora de 5 eixos (MC X5; Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha), operada pelo software de interface inLab CAM (v. 22.2; Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha), onde as coroas foram

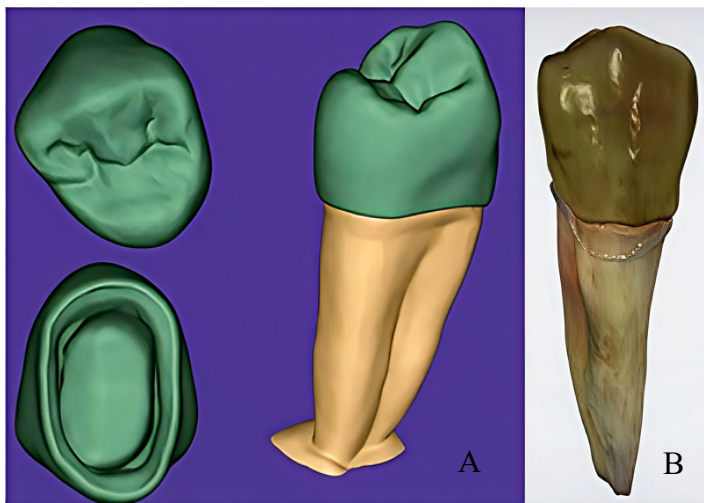
fresadas com geometria idêntica em termos de tamanho, volume e espessura, com adaptação cervical individualizada de acordo com o preparo e as características anatômicas de cada espécime, obtidas pelo escaneamento. Para a fresagem das coroas, foram utilizados blocos de cerâmica híbrida (Cerasmart, tamanho 14L; GC Corporation, Tokyo, Japão), material que combina matriz resinosa densamente carregada com partículas cerâmicas, conferindo estabilidade dimensional, resiliência e menor risco de fratura durante a usinagem (FIGURA 6).

Para a cimentação das coroas fresadas, o remanescente coronário e o núcleo de preenchimento foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Alpha Etch; Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) por 15 segundos, seguidos de lavagem abundante e secagem. Em seguida, foi aplicado silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) por um minuto sobre a superfície dos núcleos de resina composta (grupos PFVA) e dos núcleos de fibra de vidro fresados (grupos PFVF), com leve jato de ar para evaporação do solvente. Posteriormente, foi aplicado o sistema adesivo (OptiBond Universal; Kerr Dental, Brea, CA, EUA), fotopolimerizado por 15 segundos em cada uma das faces vestibular, oclusal e palatina (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA).

A cimentação foi realizada com cimento resinoso autoadesivo (Maxcem Elite; Kerr Dental, Brea, CA, EUA) à temperatura ambiente ($22^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$). Após o posicionamento das coroas, os excessos de cimento foram removidos por meio de pincel e foi realizada a fotopolimerização por 20 segundos em cada uma das faces vestibular, oclusal e palatina (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA).

O acabamento e a remoção de eventuais excessos residuais foram realizados com pontas diamantadas finas e discos abrasivos (Sof-Lex Pop-On; 3M Oral Care, St. Paul, MN, EUA), garantindo a fidelidade anatômica necessária para os ensaios mecânicos subsequentes.

Figura 6- Coroas com anatomia padronizada de pré-molar superior. (A) desenhada digitalmente (Exocad DentalCAD). (B) fresada a partir de blocos de resina nanocerâmica (Cerasmart 14L; GC Corporation).



Fonte: Elaborado pelo autor (2023).

3.12 SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL E INCLUSÃO DOS DENTES

As raízes foram demarcadas a 3 mm aquém da linha de término cervical, simulando a altura biológica da crista óssea alveolar (Soares et al., 2008;). Para garantir o paralelismo, os espécimes foram fixados ao eixo vertical de um delineador (B2; Bio-Art, São Carlos, SP, Brasil).

A simulação do espaço do ligamento periodontal foi realizada por meio da técnica de imersão rápida (3 segundos) em cera utilidade liquefeita até o limite da demarcação cervical. Em seguida, o conjunto foi incluído em resina acrílica autopolimerizável (Jet; Clássico, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) em cilindros de policloreto de vinil. Após a polimerização da resina, os dentes foram removidos e o remanescente de cera foi eliminado por meio de imersão em água a 75°C por um minuto.

O espaço perirradicular resultante foi preenchido com poliéter de média viscosidade (Impregum Soft; 3M Oral Care, Seefeld, Alemanha), seguido da reinserção imediata da raiz no interior do cilindro. Após a presa do elastômero, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 15, mantendo-se a resina 3 mm apical à JCE. Dessa forma, padronizou-se a altura radicular supraóssea e simulou-se

o nível ósseo alveolar fisiológico, reproduzindo a distância que, em vivo, é ocupada pelo sulco gengival e pelos tecidos de inserção supracristais.

3.13 ENVELHECIMENTO TERMOMECÂNICO

Para simulação do envelhecimento clínico, os espécimes foram submetidos a protocolo de envelhecimento termomecânico combinado, composto por duas etapas sequenciais: o envelhecimento térmico foi realizado em máquina de termociclagem (Modelo 400-3; Ethik Tecnologia, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil), submetendo os espécimes a 5.000 ciclos térmicos com temperaturas alternadas de 5°C e 55°C, com tempo de imersão de 30 segundos em cada banho, simulando as variações térmicas do ambiente oral. O envelhecimento mecânico foi realizado em cicladora mecânica (Modelo ER-11000; Erios Equipamentos Laboratoriais, São Paulo, SP, Brasil), com aplicação de 1.000.000 de ciclos a uma frequência de 1,5 Hz e carga intermitente de 50 N, simulando aproximadamente um ano de função mastigatória (Soares et al., 2020).

Os corpos de prova foram submetidos a rodízio periódico entre os dispositivos da cicladora para garantir a homogeneidade do carregamento entre os espécimes.

Após o envelhecimento termomecânico, os espécimes foram armazenados por 24 horas a 37°C em ambiente com umidade relativa próxima a 100%, em recipientes hermeticamente fechados contendo água destilada, mantidos em estufa bacteriológica (Modelo 410/5ND; Nova Ética, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil), simulando condições fisiológicas intraorais.

3.14 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO OBLÍQUA

O ensaio de resistência à fratura foi realizado em máquina de ensaio universal (DL2000; EMIC, Instron Brasil, São José dos Pinhais, PR, Brasil), equipada com célula de carga de 500 kgf (Z500 R7 703; ≈ 5 kN). O controle do equipamento e o registro automático dos dados foram realizados pelo software TESC (v. 3.04; EMIC/Instron Brasil, São José dos Pinhais, PR, Brasil), permitindo o registro em tempo real da curva carga-deslocamento e a identificação da carga máxima de fratura (N).

A carga de compressão foi aplicada em ângulo de 135° em relação ao longo eixo do espécime, equivalente a 45° em relação ao plano horizontal, por meio de ponta ativa esférica de aço inoxidável com 3,0 mm de diâmetro, posicionada de forma padronizada na vertente interna da cúspide palatina (cúspide de trabalho), simulando

o contato oclusal fisiológico com o dente antagonista. A velocidade de aplicação da carga foi de 0,5 mm/min em regime monotônico até a ocorrência de falha estrutural (Soares et al., 2020). A carga máxima de fratura foi registrada em Newtons (N) e considerada como desfecho mecânico primário do estudo.

3.15 ANÁLISE QUALITATIVA DOS MODOS DE FALHA

Os espécimes fraturados foram examinados sob estereomicroscópio (Stemi SV11; Carl Zeiss, Jena, Alemanha) com ampliação de 10-80×. As falhas foram classificadas em cinco tipos, conforme apresentado no Quadro 1, e categorizadas como restauráveis (Tipos I-III) e catastróficas (Tipos IV-V: associadas à perda do elemento dental).

Quadro 1- Classificação dos modos de falha em dentes restaurados com pinos de fibra.

Tipo	Classificação	Descrição	Prognóstico
I	Adesiva	Falha na interface pino/cimento/dentina	Restaurável
II	Coesiva	Falha interna no cimento ou no núcleo	Restaurável
III	Coronária	Fratura acima da JCE	Restaurável
IV	Radicular cervical	Fratura abaixo da JCE	Catastrófica
V	Radicular catastrófica	Fratura vertical ou oblíqua	Catastrófica

JCE: junção cimento-esmalte.

Fonte: Classificação adaptada de Maccari et al., 2007 e Soares et al., 2005.

3.16 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de resistência à fratura (N) e percentual de espaços vazios (%) foram analisados com o software IBM SPSS Statistics (v.28; IBM Corp., Armonk, NY, EUA), com nível de significância estabelecido em 5% ($\alpha = 0,05$).

A normalidade dos resíduos foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk, e a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. Para a variável percentual de espaços vazios, observou-se violação da normalidade no grupo PFVA/22°C ($W = 0,789$; $p = 0,015$), com resultado marginalmente não significativo no teste de Levene ($F(3,32) = 2,43$; $p = 0,083$). Para a variável resistência à fratura, ambos os pressupostos foram atendidos (Shapiro-Wilk: $p > 0,05$ em todos os grupos; Levene: $F(3,32) = 0,39$; $p = 0,764$).

Os efeitos dos fatores (i) estratégia de personalização do pino (PFVA e PFVF) e (ii) temperatura do cimento (22°C e 69°C), bem como sua interação, foram avaliados por análise de variância de dois fatores (ANOVA de dois fatores) em modelo fatorial completo. O tamanho de efeito foi estimado pelo eta-quadrado parcial (η^2) e classificado em: pequeno (0,01), médio (0,06) e grande ($\geq 0,14$) (Lakens, 2013). Intervalos de confiança de 95% para as diferenças entre as médias marginais foram calculados a partir do modelo fatorial. Como análise de sensibilidade para a variável com violação da normalidade, aplicou-se a análise de variância por transformação de postos alinhados (ART-ANOVA) (Mansouri; Chang, 1995; Wobbrock et al., 2011).

A associação entre o percentual de espaços vazios e a resistência à fratura foi avaliada pelo coeficiente de correlação de Pearson (r) aplicado a todo o conjunto de espécimes ($n = 36$), complementado pelo coeficiente de Spearman (r_s). Além disso, coeficientes de correlação intragrupo foram calculados para cada uma das quatro condições experimentais, a fim de distinguir a associação entre grupos (correlação ecológica) da associação dentro de cada condição. Os resultados da correlação global foram interpretados com cautela quanto à potencial influência de efeitos de agrupamento decorrentes do delineamento fatorial.

A distribuição dos modos de falha foi analisada pelo teste exato de Fisher, dada a presença de frequências esperadas inferiores a 5 em algumas células. As falhas foram dicotomizadas em restauráveis (Tipos I-III) e catastróficas (Tipos IV-V). A razão de chances (OR) foi calculada para estimar a magnitude das associações entre cada fator e o prognóstico clínico da falha.

4 RESULTADOS

Os pressupostos de normalidade e homogeneidade das variâncias foram atendidos para a variável resistência à fratura. Para o percentual de espaços vazios, observou-se violação da normalidade no grupo PFVA/22°C ($W = 0,789$; $p = 0,015$); a análise de sensibilidade por ART-ANOVA confirmou integralmente os resultados da ANOVA paramétrica, mantendo a significância dos efeitos principais e a não significância da interação, indicando que as conclusões não são sensíveis à violação observada.

4.1. DADOS DESCRITIVOS

Os valores médios e desvios-padrão são apresentados no Quadro 2. O grupo PFVA/22°C apresentou o menor percentual de espaços vazios ($5,78 \pm 1,89\%$) e a maior resistência à fratura ($813,1 \pm 110,6$ N), ao passo que o grupo PFVF/69°C apresentou o maior percentual de espaços vazios ($16,48 \pm 4,10\%$) e a menor resistência à fratura ($511,7 \pm 121,5$ N).

4.2. ANÁLISE DE VARIÂNCIA DE DOIS FATORES

A inspeção qualitativa das reconstruções por micro-CT pós-cimentação revelou um comprometimento progressivo da integridade interfacial entre os grupos experimentais, com formação mínima de espaços vazios no grupo PFVA/22°C e mais extensa no grupo PFVF/69°C (FIGURA 7). Os demais grupos exibiram um padrão aditivo consistente com a contribuição independente de cada fator experimental.

A ANOVA de dois fatores confirmou essas observações qualitativas, revelando efeitos principais significativos da estratégia de personalização e da temperatura do cimento sobre ambas as variáveis-resposta, sem interação significativa entre os fatores (Quadro 3).

Quadro 2- Valores médios ($\pm$ desvio-padrão) de vazios (%) e resistência à fratura (N) dos grupos experimentais.

Grupo	Vazios (%)	Resistência à fratura (N)
PFVA / 22°C	5,78 $\pm$ 1,89	813,1 $\pm$ 110,6
PFVA / °	9,56 $\pm$ 2,02	704,3 $\pm$ 101,2
PFVF / 22°C	11,93 $\pm$ 2,30	605,0 $\pm$ 89,7
PFVF / 69°C	16,48 $\pm$ 4,10	511,7 $\pm$ 121,5

PFVA: pino de fibra anatomicamente personalizado (reembasamento manual); PFVF: pino de fibra fresado por CAD/CAM. Os valores são apresentados como média $\pm$ desvio-padrão ($n = 9$ por grupo).

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

Quadro 3- Resultados da análise de variância de dois fatores (ANOVA de dois fatores) para as variáveis vazios (A) e resistência à fratura (B).

(A) Vazios (%)

Fonte de variação	df	F	<i>p</i>	η_p^2
Personalização (A)	1	51,73	< 0,001	0,618
Temperatura (B)	1	20,95	< 0,001	0,396
Interação (A $\times$ B)	1	0,18	0,676	0,006
Resíduo	32	—	—	—

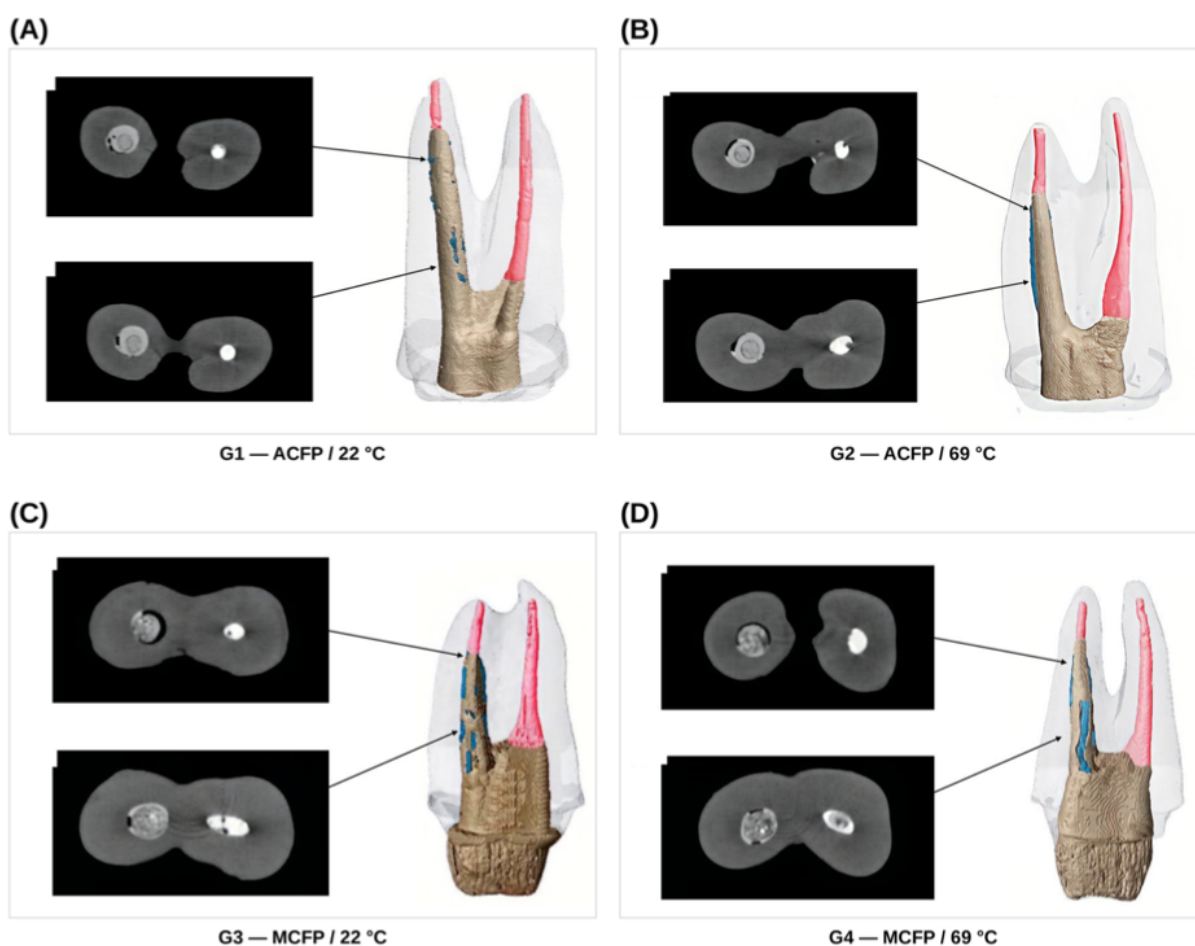
(B) Resistência à fratura (N)

Fonte de variação	df	F	<i>p</i>	η_p^2
Personalização (A)	1	31,93	< 0,001	0,499
Temperatura (B)	1	8,12	0,008	0,202
Interação (A $\times$ B)	1	0,05	0,829	0,001
Resíduo	32	—	—	—

η_p^2 : eta-quadrado parcial. Classificação do tamanho de efeito segundo Lakens: pequeno ($\eta_p^2 = 0,01$), médio ($\eta_p^2 = 0,06$), grande ($\eta_p^2 \geq 0,14$). A ausência de interação significativa indica que os efeitos da estratégia de personalização e da temperatura de cimentação atuaram de forma aditiva e independente.

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

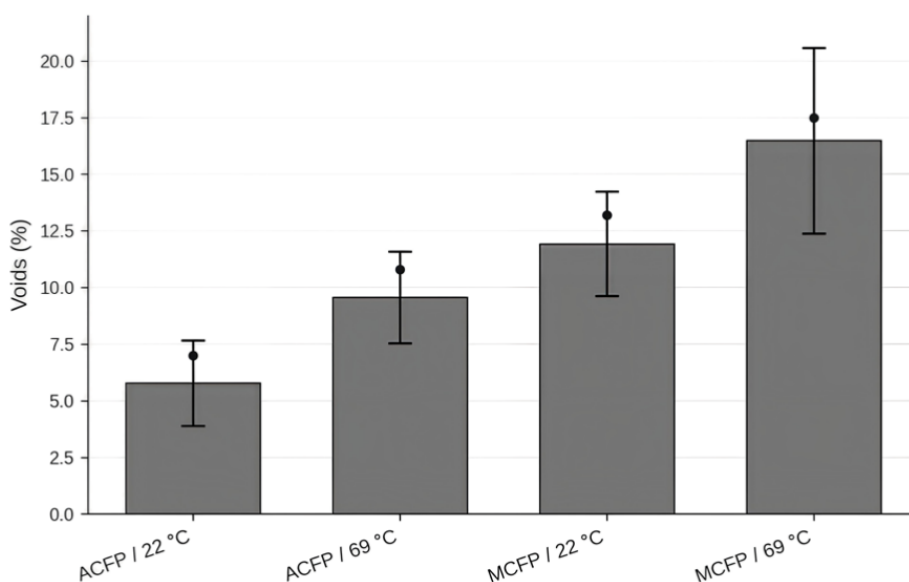
Figura 7- Análise qualitativa representativa por micro-CT da interface de cimentação para cada grupo experimental, ilustrando o gradiente de adaptação interfacial observado entre as quatro condições. (A) G1 - PFVA / 22°C; (B) G2 - PFVA / 69°C; (C) G3 - PFVF / 22°C; (D) G4 - PFVF / 69°C. Para cada painel: fatias transversais reconstruídas nos terços cervical (superior) e apical (inferior) do espaço do pino, e reconstrução tridimensional (CTVol; Bruker, Kontich, Bélgica) dos volumes segmentados. Legenda de cores - bege: pino de fibra (anatomicamente personalizado em A e B; fresado por CAD/CAM em C e D); rosa: guta-percha; azul: vazios interfaciais. PFVA: pino de fibra anatomicamente personalizado; PFVF: pino de fibra fresado por CAD/CAM.



Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

Para o percentual de espaços vazios (FIGURA 8), a estratégia de personalização foi o fator predominante ($F(1,32) = 51,73$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,618$), seguida pela temperatura do cimento ($F(1,32) = 20,95$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,396$). Não se observou interação entre os fatores ($F(1,32) = 0,18$; $p = 0,676$; $\eta^2 = 0,006$). Os pinos de fibra de vidro anatomizados (PFVA) apresentaram um percentual de espaços vazios significativamente menor do que os pinos fresados (média marginal: 7,67% e 14,21%, respectivamente), e a cimentação à temperatura ambiente resultou em menor percentual de espaços vazios do que a cimentação com o cimento pré-aquecido (média marginal: 8,86% e 13,02%, respectivamente).

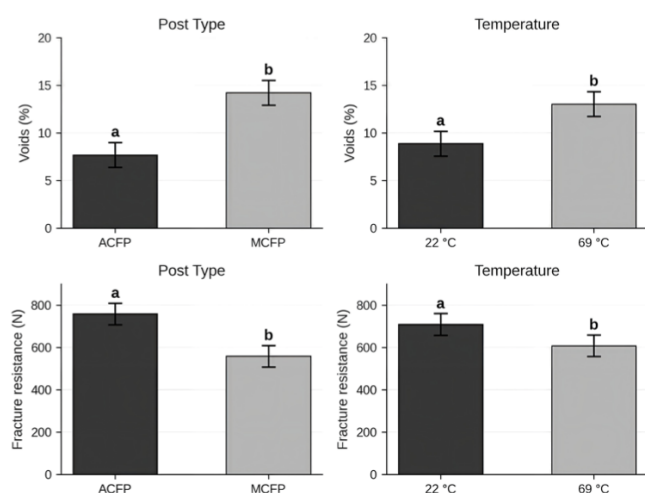
Figura 8- Percentual volumétrico de espaços vazios (%) na interface de cimentação por grupo experimental. As barras representam média $\pm$ desvio-padrão ($n = 9$ por grupo). A ANOVA de dois fatores revelou efeitos principais significativos da estratégia de personalização ($F(1,32) = 51,73$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,618$) e da temperatura do cimento ($F(1,32) = 20,95$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,396$), sem interação significativa entre os fatores ($p = 0,676$).



Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

Para a resistência à fratura (FIGURA 9), a estratégia de anatomização exerceu o maior efeito ($F(1,32) = 31,93$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,499$), com os pinos anatomicamente personalizados apresentando uma carga de fratura significativamente maior do que os pinos fresados (média marginal: 758,7 N e 558,4 N, respectivamente). A temperatura exerceu um efeito significativo de magnitude moderada ($F(1,32) = 8,12$; $p = 0,008$; $\eta^2 = 0,202$), com a cimentação à temperatura ambiente resultando em maior resistência (média marginal: 709,1 N e 608,0 N, respectivamente). A interação não foi significativa ($F(1,32) = 0,05$; $p = 0,829$; $\eta^2 = 0,001$), indicando que os efeitos dos dois fatores foram aditivos e independentes.

Figura 9- Médias marginais estimadas e intervalos de confiança de 95% para o percentual de vazios (%) e a carga de fratura (N), em função do tipo de pino (PFVA e PFVF) e da condição de temperatura (temperatura ambiente e pré-aquecido). Os valores foram obtidos a partir do modelo de ANOVA de dois fatores. As médias correspondem às médias marginais estimadas (EMMs) e as barras representam os intervalos de confiança de 95%.



Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

4.3. CORRELAÇÃO ENTRE VAZIOS E RESISTÊNCIA À FRATURA

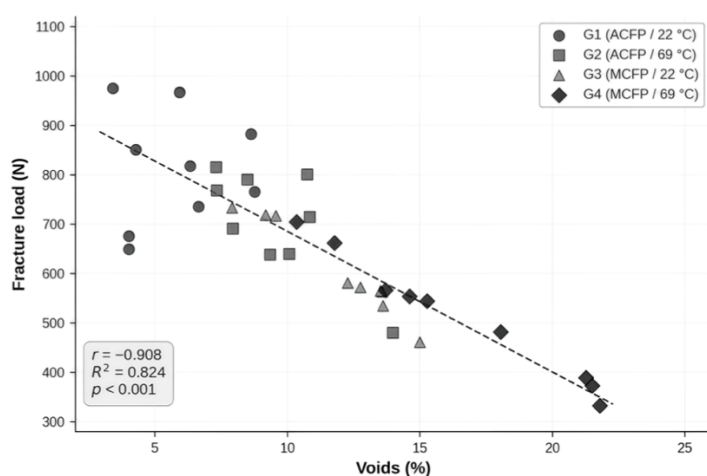
A correlação de Pearson para todo o conjunto de 36 espécimes revelou uma forte associação negativa entre o percentual de espaços vazios e a carga de fratura

($r = -0,908$; $R^2 = 0,824$; IC 95% $[-0,952; -0,826]$; $p < 0,001$), confirmada pelo coeficiente de Spearman ($r_s = -0,917$; $p < 0,001$) (FIGURA 10).

Entretanto, essa correlação global reflete predominantemente a separação entre os centróides dos quatro grupos experimentais. A análise intragrupo revelou um padrão heterogêneo: nos grupos com maior variabilidade no percentual de espaços vazios, a associação foi forte a muito forte (G2: $r = -0,81$; G3: $r = -0,96$; G4: $r = -0,99$; $p < 0,05$), ao passo que no grupo PFVA/22°C, cuja amplitude restrita de espaços vazios ($5,78 \pm 1,89\%$) limita a detecção de uma associação linear, o coeficiente não alcançou significância ($r = -0,28$; $p = 0,47$).

Os resultados indicam que a integridade da interface de cimentação está associada ao desempenho mecânico do complexo restaurador; contudo, a magnitude dessa associação varia conforme a condição experimental, sendo mais pronunciada em condições de maior volume de defeitos interfaciais.

Figura 10- Gráfico de dispersão da associação entre o percentual de espaços vazios (%) e a carga máxima de fratura (N) para os 36 espécimes, com identificação dos grupos experimentais. A correlação global de Pearson ($r = -0,908$; $p < 0,001$) reflete predominantemente a separação entre os centróides dos quatro grupos. As correlações intragrupo variaram de $r = -0,28$ (G1; $p = 0,47$) a $r = -0,99$ (G4; $p < 0,001$), indicando que a magnitude da associação depende da condição experimental e da amplitude de variação dos vazios. A linha de regressão e o R^2 referem-se ao modelo global ($n = 36$).



Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

4.4. MODOS DE FALHA

A distribuição dos modos de falha por grupo experimental é apresentada no Quadro 4. Os grupos PFVA apresentaram predomínio de falhas restauráveis (Tipos I, II e III), totalizando 13 de 18 espécimes (72%). Em contraste, os grupos PFVF apresentaram maior frequência de falhas catastróficas (Tipos IV e V), compreendendo 11 de 18 espécimes (61%).

O teste exato de Fisher não revelou associação estatisticamente significativa entre a estratégia de personalização e o prognóstico clínico da falha (OR = 4,09; IC 95% [0,97–17,2]; $p = 0,092$), embora a magnitude da razão de chances sugira potencial relevância clínica, possivelmente limitada pelo tamanho amostral. Para o fator temperatura, não se encontrou associação (OR = 1,00; $p = 1,000$), com distribuição idêntica de falhas restauráveis entre as condições térmicas (10/18 em cada). O teste qui-quadrado global não revelou diferença significativa na distribuição dos modos de falha entre os quatro grupos ($\chi^2(3) = 4,50$; $p = 0,212$).

O modo de falha Tipo V (fratura radicular catastrófica) apresentou a maior frequência no grupo PFVF/69°C (4 de 9 espécimes; 44,4%), seguido pelo grupo PFVF/22°C (2 de 9; 22,2%). Nos grupos PFVA, esse modo de falha foi observado em 2 de 9 espécimes (22,2%) à temperatura ambiente (22°C) e em 1 de 9 (11,1%) nos grupos cimentados com cimento resinoso pré-aquecido a 69°C.

Quadro 4- Distribuição dos modos de falha e do prognóstico clínico por grupo experimental.

Grupo	I	II	III	IV	V	Restaurável	Catastrófica
G1 (PFVA / 22°C)	3	1	2	1	2	6	3
G2 (PFVA / 69°C)	3	2	2	1	1	7	2
G3 (PFVF / 22°C)	4	0	0	3	2	4	5
G4 (PFVF/ 69°C)	3	0	0	2	4	3	6
Total	13	3	4	7	9	20	16

Falhas restauráveis (Tipos I, II e III) representam falhas reparáveis; falhas catastróficas (Tipos IV e V) representam fraturas radiculares.

Fonte: Elaborado pelo autor (2026).

5 DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a influência da estratégia de personalização do pino de fibra (reembasamento anatômico manual e fresagem CAD/CAM) e da temperatura do cimento resinoso autoadesivo (22°C e 69°C) sobre o volume de vazios na interface de cimentação e sobre a resistência à fratura sob compressão oblíqua em canais radiculares ovais. Os resultados demonstraram efeitos principais significativos de ambos os fatores sobre os dois desfechos analisados, sem evidência de interação entre eles, levando à rejeição de ambas as hipóteses nulas: tanto para o volume percentual de vazios (H01) quanto para a resistência à fratura (H02), a estratégia de personalização e a temperatura do cimento exerceram efeitos independentes e significativos.

O reembasamento anatômico manual resultou em camadas de cimento significativamente mais homogêneas em comparação com a fresagem CAD/CAM (média marginal: 7,67% e 14,21% de vazios). Esse achado está de acordo com a literatura (Caceres et al., 2018) que demonstra que o reembasamento direto de pinos de fibra reduz os defeitos na interface adesiva. De maneira complementar, uma meta-análise (Campos et al., 2025) incluindo 18 estudos, indicou que os pinos CAD/CAM e os anatomicamente personalizados apresentam desempenho mecânico e adesivo estatisticamente equivalente, ambos superiores aos pinos pré-fabricados convencionais. Não obstante, os resultados do presente estudo sugerem que, especificamente em canais ovais, o reembasamento anatômico manual está associado a uma melhor adaptação interna.

Essa diferença pode ser atribuída às limitações geométricas inerentes à manufatura subtrativa: brocas de fresagem com diâmetros mínimos entre 1,0 e 1,3 mm são incapazes de reproduzir concavidades estreitas e reentrâncias da anatomia oval, resultando em sobrefresagem e espessura irregular da camada de cimento. Nesse sentido, observa-se que os pinos CAD/CAM apresentam retenção comparável à dos núcleos metálicos fundidos em canais ovais (Tsintsadze et al., 2017), porém com maior espessura de cimento, enquanto outro estudo relatou maior ocorrência de fendas apicais em pinos fresados (Jafarian et al., 2020).

No que tange o pré-aquecimento a 69°C, foi associado um aumento significativo do percentual de *voids* em ambos os grupos (PFVA: 5,78% → 9,56%; PFVF: 11,93% → 16,48%). Esse achado pode ser explicado pela interação entre a

cinética de polimerização acelerada e o alto fator de configuração cavitária (Fator-C) característico do canal radicular. O Fator-C nesse ambiente pode alcançar valores extremamente altos, devido à predominância de superfícies aderidas em relação às superfícies livres, especialmente em condições de baixa espessura de cimento (TAY et al., 2005). Estudos prévios (Daronch; Rueggeberg; De Goes, 2005; Daronch et al., 2006) demonstraram que o pré-aquecimento aumenta a taxa máxima de polimerização ($R_p \sim \text{máx}$) e o grau de conversão, confirmaram a sensibilidade da cinética de polimerização a variações térmicas relativamente pequenas (PRICE et al., 2011). Mais recentemente (Dimitriadi et al., 2025) verificou-se que o pré-aquecimento reduz a espessura de película e modula favoravelmente o grau de conversão de resinas compostas empregadas como agentes de cimentação; contudo, esses achados, obtidos a 54-65°C com resinas fotoativáveis, não devem ser diretamente generalizados para cimentos autoadesivos pré-aquecidos a 69°C no ambiente intrarradicular de alto Fator-C.

Embora um maior grau de conversão seja desejável em condições convencionais, a tensão de contração depende de múltiplos fatores, incluindo a contração volumétrica, o comportamento viscoelástico e as restrições impostas pela geometria cavitária (Feilzer; De Gee; Davidson, 1987; Ferracane; Hilton, 2016). Assim, no ambiente altamente confinado do canal radicular, a polimerização acelerada reduz o tempo disponível para a relaxação viscoelástica (ponto de gel precoce), favorecendo o desenvolvimento de tensões internas que podem exceder a resistência adesiva da interface. A inserção do pino de fibra, ao aumentar o Fator-C, reduz significativamente a resistência de união à dentina radicular (Aksornmuang et al., 2011). Como consequência, ocorrem a formação de fendas e o aprisionamento de bolhas, refletidos no aumento dos vazios detectados por micro-CT. Embora questionem a relevância clínica direta da tensão de contração, deve-se reconhecer que evidências indiretas sustentam a necessidade de seu controle, especialmente em configurações cavitárias restritivas (Ferracane; Hilton, 2016). Assim, os achados do presente estudo sugerem que, no ambiente intrarradicular de alto Fator-C, a aceleração da cinética de polimerização promovida pelo pré-aquecimento pode superar o benefício reológico inicial da redução da viscosidade, resultando em um equilíbrio desfavorável entre o escoamento e o desenvolvimento de tensões interfaciais.

A natureza adesiva da interface entre o pino de fibra e o sistema de cimentação constitui uma variável determinante para o desempenho a longo prazo do complexo

restaurador. Ao ser comparado cinco protocolos adesivos distintos para a cimentação de pinos universais de fibra de vidro, demonstrou-se que a estratégia de tratamento de superfície modula significativamente a resistência de união, com diferenças substanciais entre os sistemas convencionais de três passos e os adesivos universais autocondicionantes (Gomes et al., 2025). No presente estudo, a manutenção de um único cimento resinoso autoadesivo (Maxcem Elite; Kerr Dental) nos quatro grupos experimentais foi uma escolha metodologicamente deliberada, visando isolar o efeito das duas variáveis de interesse (estratégia de personalização do pino e temperatura do cimento) e eliminar o fator de confusão inerente à combinação de múltiplos sistemas de cimentação. A homogeneidade do agente de cimentação reforça a robustez interna das comparações estabelecidas.

A ANOVA de dois fatores revelou a ausência de efeito de interação significativo ($p = 0,676$ para vazios; $p = 0,829$ para resistência à fratura), indicando que o efeito de cada fator foi independente do nível do outro. A magnitude dos efeitos observados (η^2 variando de 0,202 a 0,618) demonstra que a estratégia de personalização foi o principal determinante dos desfechos, explicando uma proporção substancial da variabilidade tanto no percentual de vazios ($\eta^2 = 0,618$) quanto na resistência à fratura ($\eta^2 = 0,499$). A temperatura do cimento apresentou um efeito de magnitude moderada a grande ($\eta^2 = 0,396$ para vazios; $\eta^2 = 0,202$ para fratura), contribuindo de forma aditiva e consistente para o comprometimento de ambos os parâmetros.

A forte associação negativa entre o percentual de vazios e a resistência à fratura ($r = -0,908$; $R^2 = 0,824$; $p < 0,001$) reforça que a integridade da camada de cimento está associada ao desempenho mecânico do complexo restaurador. Contudo, essa correlação global reflete predominantemente a separação entre os centroides dos quatro grupos experimentais e deve ser interpretada com cautela quanto à potencial influência de efeitos de agrupamento (correlação ecológica). A análise intragrupo revelou um padrão heterogêneo: nos grupos com maior variabilidade de vazios (G2, G3, G4), a associação foi forte a muito forte ($r = -0,81$ a $-0,99$; $p < 0,05$), ao passo que no grupo PFVA/22°C (G1), a amplitude restrita de vazios ($5,78 \pm 1,89\%$) limitou a detecção de uma associação linear ($r = -0,28$; $p = 0,47$). Essa discrepância é consistente com o fenômeno de restrição de amplitude, no qual a baixa variabilidade de uma das variáveis reduz a capacidade de detectar uma associação linear, sem invalidar a tendência observada nos demais subgrupos e no modelo global.

Esses achados são corroborados pela literatura, que por meio de análise por elementos finitos associada à micro-CT (Chang; Lee; Lin, 2018) demonstraram que os defeitos na camada de cimento amplificam a concentração de tensões em até 4,5 vezes, atuando como sítios de iniciação de trincas sob carregamento cíclico. De forma consistente, outros estudos (Uzun et al., 2016; Soares et al., 2020) evidenciaram uma associação entre os defeitos interfaciais e a redução do desempenho mecânico de pinos cimentados.

O conceito de monobloco, definido como uma unidade biomecânica homogênea com gradiente contínuo de módulo de elasticidade entre pino e dentina radicular, permanece mais teórico do que clinicamente alcançável (Tay; Pashley, 2007). Nesse contexto, enfatiza-se que o prognóstico de dentes tratados endodonticamente depende principalmente da quantidade e da qualidade da estrutura dental remanescente e da presença de uma férula (Soares et al., 2018). Além disso, discrepâncias dimensionais entre canal e pino concentram tensões na superfície do pino, justificando a busca por uma melhor adaptação interna (Lazari et al., 2013).

Embora a distribuição dos modos de falha não tenha alcançado significância estatística (teste exato de Fisher: OR = 4,09; IC 95% [0,97-17,2]; $p = 0,092$), observou-se uma tendência clinicamente relevante, possivelmente limitada pelo tamanho amostral: os grupos com pinos anatomicamente personalizados (PFVA) apresentaram maior proporção de falhas restauráveis (72%), enquanto os grupos com pinos fresados (PFVF) concentraram falhas catastróficas (61%). Notavelmente, o grupo PFVF/69°C apresentou os menores valores de carga de fratura ($511,7 \pm 121,5$ N), com espécimes individuais atingindo valores inferiores a 400 N, uma faixa próxima às forças mastigatórias máximas relatadas para a região de pré-molares (Ahlberg et al., 2003). Esses achados estão de acordo com estudo prévio (Soares et al., 2008) que associou o modo de falha às propriedades dos materiais restauradores, e reforçam que a integridade interfacial pode estar associada ao prognóstico clínico, mesmo na presença de uma férula (Magne et al., 2017).

Em conjunto, esses achados sustentam o valor da análise tridimensional por micro-CT como ferramenta complementar para a avaliação da integridade da cimentação intrarradicular, contribuindo para uma compreensão mais abrangente do desempenho biomecânico dos sistemas de pino e núcleo em canais radiculares ovais. Entre as quatro condições experimentais avaliadas, os pinos de fibra anatomicamente personalizados cimentados à temperatura ambiente exibiram consistentemente o

menor volume de vazios e a maior resistência à fratura, enquanto os pinos fresados por CAD/CAM cimentados com cimento resinoso autoadesivo pré-aquecido apresentaram consistentemente o padrão oposto.

Um aspecto metodológico que merece consideração diz respeito ao condicionamento de superfície aplicado aos pinos de fibra antes da cimentação. Embora se tenha empregado um cimento resinoso autoadesivo (Maxcem Elite; Kerr Dental), tanto os pinos anatomicamente personalizados (PFVA) quanto os fresados por CAD/CAM (PFVF) foram silanizados e tratados com um adesivo universal (OptiBond Universal; Kerr Dental) antes da cimentação. Essa decisão baseou-se no mecanismo de união dependente do substrato dos cimentos autoadesivos, cujos monômeros funcionais ácidos são projetados para interagir preferencialmente com substratos ricos em hidroxiapatita, como a dentina radicular. No caso dos pinos de fibra, a superfície em contato com o cimento não é tecido mineralizado, mas uma matriz resinosa polimerizada reforçada com fibras de vidro ou de quartzo, na qual o cálcio está ausente e essa interação química não ocorre. No grupo PFVA, a superfície de cimentação corresponde à resina composta nanohíbrida de reembasamento (Filtek Z350 XT; 3M ESPE), enquanto no grupo PFVF corresponde à matriz polimerizada do bloco de fibra de vidro fresado (Fiber CAD Post & Core; Angelus); em ambos os casos, o substrato é essencialmente um compósito polimérico. Nesse contexto, a silanização promove o acoplamento mediado por silano às cargas de sílica e fibras de vidro expostas, enquanto o adesivo universal copolimeriza com a matriz metacrilato residual e fornece uma camada rica em metacrilato, que participa da polimerização do canal radicular do cimento resinoso, otimizando a continuidade química na interface. Essa justificativa é sustentada por Laxe et al. (2025) que demonstraram que o pré-tratamento de superfícies de compósito fresado por CAD/CAM com um adesivo universal aumentou significativamente a resistência de união ao cisalhamento de um cimento resinoso autoadesivo quando comparado à sua aplicação sem condicionamento de superfície. De maneira semelhante, foi relatado que a aplicação de um primer adesivo melhorou significativamente a resistência de união ao cisalhamento de um cimento resinoso autoadesivo tanto à estrutura dental quanto a substratos CAD/CAM, reforçando que pré-tratamentos químicos podem aprimorar a efetividade de união dos agentes de cimentação autoadesivos, particularmente quando aplicados a materiais restauradores não mineralizados ou indiretos (Issa; Abdulazeez; Fatalla, 2023). Deve-se enfatizar que o mesmo protocolo de tratamento

de superfície foi aplicado aos quatro grupos experimentais, assegurando que quaisquer diferenças observadas no volume de vazios ou na resistência à fratura sejam atribuíveis às variáveis independentes sob investigação (estratégia de personalização e temperatura do cimento), e não a diferenças no condicionamento da superfície do pino.

As limitações deste estudo incluem seu delineamento *in vitro*, que não reproduz integralmente as condições do ambiente bucal, tais como a presença de fluidos, a variabilidade microbiológica e a degradação hidrolítica a longo prazo. Além disso, o tamanho amostral ($n = 9$ por grupo) pode ter limitado o poder estatístico para detectar diferenças em desfechos categóricos, como evidenciado pela razão de chances clinicamente expressiva ($OR = 4,09$) sem significância ao nível de 5% para os modos de falha. Deve-se também notar que, em um estudo *in vitro* com seis cimentos resinosos, uma redução significativa na resistência de união de pinos de fibra cimentados após seis meses de armazenamento (Baena et al., 2025), o que reforça a relevância de incorporar protocolos de envelhecimento prolongado em estudos futuros nesta linha de investigação.

Evidência recente (Alshetiwi et al., 2024) sustenta os achados aqui apresentados, com maior resistência à fratura em pinos anatomicamente personalizados com compósito de fibra curta, enquanto em controvérsia, outro estudo (El-Shorbagy et al., 2026) identificou a impressão 3D como uma alternativa promissora à fresagem, com maior prevalência de falhas reparáveis. A validação clínica desses resultados requer estudos longitudinais com acompanhamento prolongado, como o ensaio clínico randomizado de 15 anos (Van Landuyt et al., 2025). Investigações futuras devem explorar técnicas de manufatura aditiva para a confecção de pinos personalizados em geometrias complexas, bem como estratégias de cimentação capazes de mitigar os efeitos deletérios do alto Fator-C em canais radiculares ovais.

6 CONCLUSÃO

Os pinos de fibra anatomicamente personalizados produziram camadas de cimento mais homogêneas e apresentaram maior resistência à fratura quando comparados aos pinos fresados por CAD/CAM, em canais radiculares ovais, independentemente da temperatura do cimento. No entanto, o pré-aquecimento do cimento resinoso autoadesivo a 69°C comprometeu tanto a integridade interfacial quanto a resistência à fratura, independentemente da estratégia de personalização. Observou-se correlação negativa significativa entre o percentual de espaços vazios e a carga de fratura.

REFERÊNCIAS

AHLBERG, J. P.; KOVERO, O. A.; HURMERINTA, K. A.; ZEPA, I.; NISSINEN, M. J.; KÖNÖNEN, M. H. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio*, v. 21, n. 4, p. 248-252, 2003. DOI: [10.1080/08869634.2003.11746258](https://doi.org/10.1080/08869634.2003.11746258).

AKSORNMUANG, J.; NAKAJIMA, M.; SENAWONGSE, P.; TAGAMI, J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *Journal of Dentistry*, v. 39, n. 6, p. 422-429, 2011. DOI: [10.1016/j.jdent.2011.03.007](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.03.007).

ALSHETIWI, D. S. D.; ABED, R. S.; AL-REEFI, R. M. et al. Evaluation of mechanical properties of anatomically customized fiber posts using E-glass short fiber-reinforced composite to restore weakened endodontically treated premolars. *BMC Oral Health*, v. 24, n. 1, p. 323, 2024. DOI: [10.1186/s12903-024-04102-2](https://doi.org/10.1186/s12903-024-04102-2).

BAENA, E.; ESCRIBANO, N.; FUENTES, V.; RECHE, I.; CEBALLOS, L. Effect of aging on the push-out bond strength of six resin cements: an in vitro study. *Materials*, v. 18, n. 6, p. 1371, 2025. DOI: [10.3390/ma18061371](https://doi.org/10.3390/ma18061371).

BARCELLOS, R. R.; CORREIA, D. P. D.; FARINA, A. P.; MESQUITA, M. F.; FERRAZ, C. C. R.; CECCHIN, D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n. 15, p. 2572-2577, 2013. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2013.08.016](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.08.016).

BELLAN, M. C.; LUNELLI, L. A.; MARCATO, R. D.; PEREIRA, G. K. R.; KAIZER, O. B.; ZUCUNI, C. P. Retention of manually or CAD/CAM-customized fiberglass posts luted to enlarged root canals with different resin cements. *Operative Dentistry*, v. 47, n. 5, p. 449-460, 2022. DOI: [10.2341/21-094-L](https://doi.org/10.2341/21-094-L).

CACERES, E. A.; SAMPAIO, C. S.; ATRIA, P. J. et al. Void and gap evaluation using micro-computed tomography of different fiber post cementation techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 119, n. 1, p. 103-107, 2018. DOI: [10.1016/j.prosdent.2017.01.015](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.015).

CAMPOS, G. B.; HOLANDA, L. C.; CAMPOS, E. J. S.; DE-DEUS, G.; SILVA, E. J. N. L. Are CAD-CAM milled glass fiber posts better than prefabricated or custom glass fiber posts for endodontically treated teeth? A systematic review with meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 134, n. 6, p. 1542-1554, 2025. DOI: [10.1016/j.prosdent.2024.03.041](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.03.041).

CHANG, Y. H.; LEE, H.; LIN, C. L. Evaluation of early resin luting cement damage induced by voids around a circular fiber post in a root canal treated premolar by integrating micro-CT, finite element analysis and fatigue testing. *Dental Materials*, v. 34, n. 7, p. 1082-1088, 2018. DOI: [10.1016/j.dental.2018.04.006](https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.04.006).

CHEN, Z.; LI, Y.; DENG, X.; WANG, X. A novel computer-aided method to fabricate a custom one-piece glass fiber dowel-and-core based on digitized impression and crown preparation data. *Journal of Prosthodontics*, v. 23, n. 4, p. 276-283, 2014. DOI: 10.1111/jopr.12102.

DARONCH, M.; RUEGGEBERG, F. A.; DE GOES, M. F. Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of Dental Research*, v. 84, n. 7, p. 663-667, 2005. DOI: 10.1177/154405910508400716.

DARONCH, M.; RUEGGEBERG, F. A.; DE GOES, M. F.; GIUDICI, R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *Journal of Dental Research*, v. 85, n. 1, p. 38-43, 2006. DOI: 10.1177/154405910608500106.

DE-DEUS, G.; BELLADONNA, F. G.; SILVA, E. J. N. L. et al. Micro-CT assessment of dentinal micro-cracks after root canal filling procedures. *International Endodontic Journal*, v. 50, n. 9, p. 895-901, 2017. DOI: 10.1111/iej.12706.

DE SOUSA MENEZES, M.; QUEIROZ, E. C.; SOARES, P. V.; FARIA-E-SILVA, A. L.; SOARES, C. J.; MARTINS, L. R. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. *Journal of Endodontics*, v. 37, n. 3, p. 398-402, 2011. DOI: 10.1016/j.joen.2010.11.037.

DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature - Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence International*, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.

DIMITRIADI, M.; PETROPOULOU, A.; PAPATHANASIOU, I.; ZINELIS, S.; ELIADES, G. Modern light-cured restorative composites as luting agents: the effect of preheating on conversion and film thickness. *Materials*, v. 18, n. 16, p. 3721, 2025. DOI: [10.3390/ma18163721](https://doi.org/10.3390/ma18163721).

EL-SHORBAGY, H. A. E. S.; HUSSIEN, G. A. E.; ABDEL SADEK, H. M.; HAMDY, A. M. Fracture resistance of CAD/CAM-milled, 3D-printed, and customized fiber post-and-core systems: an in vitro study. *BMC Oral Health*, v. 26, n. 1, p. 94, 2026. DOI: 10.1186/s12903-025-07418-9.

FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, 1987. DOI: 10.1177/00220345870660110601.

FERRACANE, J. L.; HILTON, T. J. Polymerization stress - is it clinically meaningful? *Dental Materials*, v. 32, n. 1, p. 1-10, 2016. DOI: [10.1016/j.dental.2015.06.020](https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.020).

GÖK, T.; ÇAPAR, I. D.; AKÇAY, I.; KELEŞ, A. Evaluation of different techniques for filling simulated C-shaped canals of 3-dimensional printed resin teeth. *Journal of Endodontics*, v. 43, n. 9, p. 1559-1564, 2017. DOI: 10.1016/j.joen.2017.04.029.

GOMES, A. P. A.; BARBOSA, C. G. C.; MORAIS, R. C. et al. Influence of different adhesive agents on the bond strength of universal fiberglass posts. *Brazilian Dental Science*, v. 28, n. 2, e4652, 2025. DOI: 10.4322/bds.2025.e4652.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *The Journal of Adhesive Dentistry*, v. 5, n. 3, p. 243-247, 2003. PMID: 14621246

GUIOTTI, F. A.; GUIOTTI, A. M.; ANDRADE, M. F.; KUGA, M. C. Visão contemporânea sobre pinos anatômicos. *Archives of Health Investigation*, v. 3, n. 2, p. 64-73, 2014.

HATTA, M.; SHINYA, A.; VALLITTU, P. K.; SHINYA, A.; LASSILA, L. V. High-volume individual fiber post versus low volume fiber post: the fracture load of the restored tooth. *Journal of Dentistry*, v. 39, n. 1, p. 65-71, 2011.

ISSA, M. I.; ABDULAZEEZ, M. I.; FATALLA, A. A. Effect of adhesive primer application on shear bond strength of self-adhesive cement to tooth structure and two different CAD/CAM milled blocks. *Brazilian Dental Science*, v. 26, n. 4, e3978, 2023. DOI: 10.4322/bds.2023.e3978.

JAFARIAN, Z.; KHAMVERDI, Z.; HEIDARI, F.; TALA, M. Adaptation and retention of conventional and digitally fabricated posts and cores in round and oval-shaped canals. *International Journal of Prosthodontics*, v. 33, n. 1, p. 91-98, 2020. DOI: 10.11607/ijp.6313.

JOU, Y.-T.; KARABUCAK, B.; LEVIN, J.; LIU, D. Endodontic working width: current concepts and techniques. *Dental Clinics of North America*, v. 48, p. 323-335, 2004. DOI: 10.1016/j.cden.2003.12.006.

LAKENS, D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, v. 4, p. 863, 2013. DOI: [10.3389/fpsyg.2013.00863](https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863).

LAXE, L. A. C.; MARTINS, J. D.; ANDRADE, M. C.; COSTA, H. R. M.; SABROSA, C. E. Shear bond strength of self-adhesive resin cement to 3D-milled resin treated with universal adhesive. *Brazilian Dental Science*, v. 28, n. 2, e4684, 2025. DOI: 10.4322/bds.2025.e4684.

LAZARI, P. C.; DE CARVALHO, M. A.; DEL BEL CURY, A. A.; MAGNE, P. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters: a three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. *Journal of Applied Oral Science*, v. 21, n. 6, p. 511-517, 2013. DOI: 10.1590/1678-775720130203.

LE BELL, A. M.; TANNER, J.; LASSILA, L. V.; KANGASNIEMI, I.; VALLITTU, P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 6, n. 4, p. 319-325, 2004. PMID: 15779318

MACCARI, P. C. A.; COSME, D. C.; QUADROS, O. F.; DELLA BONA, Á. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, v. 19, n. 1, p. 30-36, 2007. DOI: 10.1111/j.1708-8240.2006.00060.x.

MAGNE, P.; BELSER, U. C. *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Chicago: Quintessence Publishing, 2002.

MAGNE, P.; LAZARI, P. C.; CARVALHO, M. A.; JOHNSON, T.; DEL BEL CURY, A. A. Ferrule-effect dominates over use of a fiber post when restoring endodontically treated incisors: an in vitro study. *Operative Dentistry*, v. 42, n. 4, p. 396-406, 2017. DOI: 10.2341/16-243-L.

MANNOCCI, F.; COWIE, J. Restoration of endodontically treated teeth. *British Dental Journal*, v. 216, n. 6, p. 341-346, 2014.

MANSOURI, H.; CHANG, G. H. A comparative study of some rank tests for interaction. *Computational Statistics & Data Analysis*, v. 19, n. 1, p. 85-96, 1995. DOI: 10.1016/0167-9473(93)E0045-6.

NAUMANN, M.; SCHMITTER, M.; KRSTL, G. Postendodontic restoration: endodontic post-and-core or no post at all? *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 20, n. 1, p. 19-24, 2018. DOI: 10.3290/j.jad.a39961.

PEREIRA, R. D.; VALDÍVIA, A. D. C. M.; BICALHO, A. A.; FRANCO, S. D.; TANTBIROJN, D.; VERSLUIS, A.; SOARES, C. J. Effect of photoactivation timing on the mechanical properties of resin cements and bond strength of fiberglass post to root dentin. *Operative Dentistry*, v. 40, n. 5, p. E206-E221, 2015. DOI: 10.2341/14-115-L.

POWERS, J. M.; SAKAGUCHI, R. L. *Craig's restorative dental materials*. 12. ed. St. Louis: Mosby Elsevier, 2006. 632 p.

PRICE, R. B.; WHALEN, J. M.; PRICE, T. B.; FELIX, C. M.; FAHEY, J. The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dental Materials*, v. 27, n. 10, p. 983-989, 2011. DOI: 10.1016/j.dental.2011.06.004.

SILVA, C. F.; MARTINS, V. M.; MELO, A. P.; MARTINS, L. C.; SANTOS-FILHO, P. C. F. The use of Bulk-Fill Flow in the customization of glass fiber post. *European Journal of Dentistry*, v. 15, n. 1, p. 139-144, 2021. DOI: 10.1055/s-0040-1716599.

SOARES, A. P.; BITTER, K.; LAGRANGE, A.; RACK, A.; SHEMESH, H.; ZASLANSKY, P. Gaps at the interface between dentine and self-adhesive resin cement in post-endodontic restorations quantified in 3D by phase contrast-enhanced micro-CT. *International Endodontic Journal*, v. 53, n. 3, p. 392-402, 2020. DOI: 10.1111/iej.13232.

SOARES, C. J.; RODRIGUES, M. P.; FARIA-E-SILVA, A. L. et al. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? *Brazilian*

Oral Research, v. 32, supl. 1, e76, 2018. DOI: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0076.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C. F.; GOMIDE, H. A.; ARAÚJO, C. A.; MARTINS, L. R. M.; SOARES, C. J. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 99, n. 1, p. 30-37, 2008. DOI: 10.1016/S0022-3913(08)60006-2.

TAY, F. R.; LOUSHINE, R. J.; LAMBRECHTS, P.; WELLER, R. N.; PASHLEY, D. H. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *Journal of Endodontics*, v. 31, n. 8, p. 584-589, 2005. DOI: 10.1097/01.don.0000168891.23486.de.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 4, p. 391-398, 2007. DOI: 10.1016/j.joen.2006.10.009.

TSINTSADZE, N.; JULOSKI, J.; CARRABBA, M. et al. Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: an in vitro study. *American Journal of Dentistry*, v. 30, n. 5, p. 248-254, 2017.

UZUN, I. H.; TUNCDEMIR, A. R.; GÜÇLÜ, Z. A.; YILMAZ, A. 3D micro-CT analysis of void formations and push-out bonding strength of resin cements used for fiber post cementation. *Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 8, n. 2, p. 101-109, 2016. DOI: 10.4047/jap.2016.8.2.101.

VAN LANDUYT, K. L.; PEUMANS, M.; KELCHTERMANS, L. et al. Randomized controlled clinical trial comparing glass-fiber versus metal posts in single-crowned teeth: 15-year follow-up. *Journal of Dentistry*, v. 156, p. 105694, 2025. DOI: 10.1016/j.jdent.2025.105694.

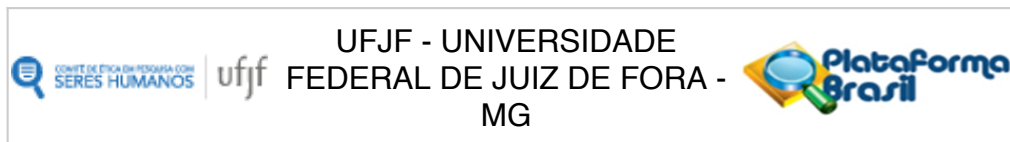
VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Flat-oval root canal preparation with self-adjusting file instrument: a micro-computed tomography study. *Journal of Endodontics*, v. 37, n. 7, p. 1002-1007, 2011. DOI: 10.1016/j.joen.2011.03.017.

WOBBROCK, J. O.; FINDLATER, L.; GERGLE, D.; HIGGINS, J. J. The aligned rank transform for nonparametric factorial analyses using only ANOVA procedures. In: *PROCEEDINGS OF THE SIGCHI CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS (CHI '11)*, 2011, Vancouver. *Proceedings [...]*. New York: ACM, 2011. p. 143-146. DOI: 10.1145/1978942.1978963.

WU, M. K.; R'ORIS, A.; BARKIS, D.; WESSELINK, P. R. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, v. 89, n. 6, p. 739-743, 2000. DOI: 10.1067/moe.2000.106344.

ANEXO

Anexo A: Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF).



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Presença de espaços vazios e resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente após a adaptação de diferentes retentores intracanais

Pesquisador: Carolina Oliveira de Lima

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 57695622.5.0000.5147

Instituição Proponente: Campus Avançado Governador Valadares -UFJF

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.435.396

Apresentação do Projeto:

"O presente estudo possui modelo de caráter experimental, in vitro, e será desenvolvido a partir de uma amostra de 18 dentes unirradiculares como objetivo de avaliar a presença de espaços vazios entre o pino anatômico e o pino feito por CAD-CAM com a dentina através da microtomografia computadorizada (micro-CT) e avaliar a resistência dos dentes à fratura a fim de verificar qual o melhor tipo de pino para ser utilizado na reabilitação de um dente tratado endodonticamente."

As informações elencadas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram retiradas do arquivo Informações Básicas da Pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

"Avaliar e comparar a presença de espaços vazios entre o pino anatômico e o pino feito por CAD-CAM com a dentina; Avaliar e comparar a resistência à fratura dos dentes com os diferentes pinos intrarradiculares."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

"Riscos:

Existe risco mínimo previsível. Os voluntários doadores de dentes não serão afetados por nenhum procedimento da metodologia desta pesquisa. A única situação que pode vir a afetar o doador do elemento dentário é o procedimento de exodontia que pode resultar em sangramento excessivo,

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N

Bairro: SÃO PEDRO

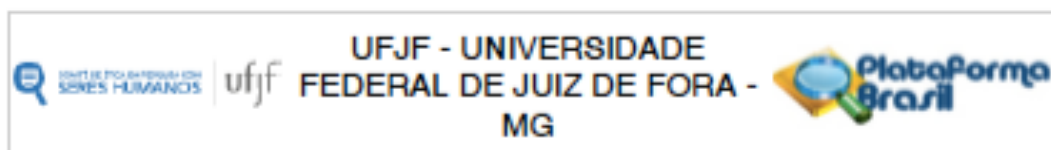
CEP: 36.036-900

UF: MG

Município: JUIZ DE FORA

Telefone: (32)2102-3788

E-mail: cep.propp@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 5.405.399

dor e/ou desconforto. Porém, acredita-se que o cirurgião-dentista tomará os cuidados necessários para minimizar os riscos inerentes ao procedimento cirúrgico. Esses riscos são independentes dessa pesquisa e não podem ser controlados pelos pesquisadores, sendo de responsabilidade do profissional que executará a cirurgia.

Benefícios:

O trabalho beneficiará tanto os cirurgiões-dentistas como os pacientes. Os profissionais terão o conhecimento técnico sobre qual tipo de pino intrarradicular protege melhor a estrutura dentinária evitando fraturas dos dentes tratados endodonticamente. Os pacientes terão o benefício da utilização de uma técnica que permita uma maior longevidade dos dentes tratados endodonticamente."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem estruturado, delineado e fundamentado, sustenta os objetivos do estudo em sua metodologia de forma clara e objetiva, e se apresenta em consonância com os princípios éticos norteadores da ética na pesquisa científica envolvendo seres humanos elencados na resolução 466/12 do CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS.

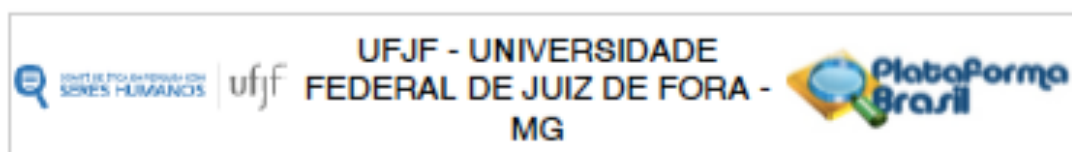
Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O protocolo de pesquisa está em configuração adequada, apresenta FOLHA DE ROSTO devidamente preenchida, com o título em português, identifica o patrocinador pela pesquisa, estando de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra a; e 3.4.1 item 16. Apresenta o TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO em linguagem clara para compreensão dos participantes, apresenta justificativa e objetivo, campo para identificação do participante, descreve de forma suficiente os procedimentos, informa que uma das vias do TCLE será entregue aos participantes, assegura a liberdade do participante recusar ou retirar o consentimento sem penalidades, garante sigilo e anonimato, explicita riscos e desconfortos esperados, indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, contato do pesquisador e do CEP e informa que os dados da pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador pelo período de cinco anos, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466 de 2012, itens: IV letra b; IV.3 letras a, b, d, e, f, g e h; IV. 5 letra d e XI.2 letra f. O Pesquisador apresenta titulação e experiência compatível com o projeto de pesquisa, estando de acordo com as atribuições definidas no Manual Operacional para CPEs. Apresenta DECLARAÇÃO de infraestrutura e de concordância com a realização da pesquisa de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra h.

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
 Bairro: SAO PEDRO
 UF: MG Município: JUIZ DE FORA
 Telefone: (32)2102-3788

CEP: 36.036-900

E-mail: cep.propp@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 5.435.399

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto, o projeto está aprovado, pois está de acordo com os princípios éticos norteadores da ética em pesquisa estabelecido na Res. 466/12 CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS. Data prevista para o término da pesquisa: abril/2024.

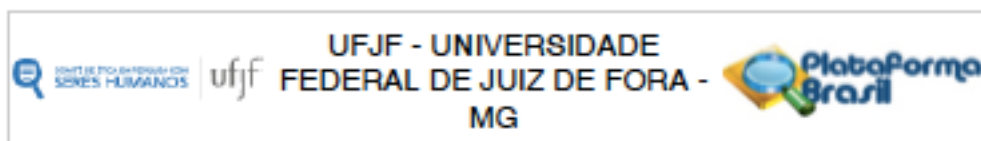
Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 466/12 e com a Norma Operacional Nº001/2013 CNS, manifesta-se pela APROVAÇÃO do protocolo de pesquisa proposto. Vale lembrar ao pesquisador responsável pelo projeto, o compromisso de envio ao CEP de relatórios parciais e/ou total de sua pesquisa informando o andamento da mesma, comunicando também eventos adversos e eventuais modificações no protocolo.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1922765.pdf	11/05/2022 08:35:24		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.docx	10/05/2022 10:29:19	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.doc	10/05/2022 10:28:55	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRostoassinada.pdf	08/04/2022 12:51:25	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
Outros	Lattes_Gabriel.pdf	30/03/2022 15:58:25	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
Outros	Lattes_Mariane.pdf	30/03/2022 15:49:15	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
Outros	Lattes_Hugo.pdf	30/03/2022 15:49:04	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
Outros	Lattes_Carolina.pdf	30/03/2022 15:48:38	Carolina Oliveira de Lima	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracao_infraestrutura.pdf	30/03/2022 15:10:17	Carolina Oliveira de Lima	Aceito

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
 Bairro: SAO PEDRO CEP: 36.036-900
 UF: MG Município: JUIZ DE FORA
 Telefone: (32)2102-3758 E-mail: cep.prop@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 5.435.396

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JUIZ DE FORA, 27 de Maio de 2022

Assinado por:
Jubel Barreto
(Coordenador(a))

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO CEP: 36.038-900
UF: MG Município: JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 E-mail: csp.propp@ufjf.edu.br