

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO – DENTÍSTICA RESTAURADORA**

LUCAS VINÍCIUS TAQUES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E RESISTÊNCIA À FRATURA DE
DENTES COM CANAIS RADICULARES ALARGADOS APLICANDO
DIFERENTES TÉCNICAS RESTAURADORAS**

**PONTA GROSSA
2022**

LUCAS VINÍCIUS TAQUES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E RESISTÊNCIA À FRATURA DE
DENTES COM CANAIS RADICULARES ALARGADOS APLICANDO
DIFERENTES TÉCNICAS RESTAURADORAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto sensu* em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa em Propriedades Físico-Químicas e Biológicas de Materiais.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Giovana Mongruel
Gomes Schmidt

Coorientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes

**PONTA GROSSA
2022**

T175 Taques, Lucas Vinícius
Avaliação da resistência de união e resistência à fratura de dentes com canais radiculares alargados aplicando diferentes técnicas restauradoras / Lucas Vinícius Taques. Ponta Grossa, 2022.
86 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Concentração: Dentística Restauradora), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientadora: Profa. Dra. Giovana Mongruel Gomes Schmidt.

Coorientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes.

1. Cimentos de resina. 2. Cad-cam. 3. Retentor intrarradicular. I. Schmidt, Giovana Mongruel Gomes. II. Gomes, João Carlos. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Dentística Restauradora. IV.T.

CDD: 617.6

LUCAS VINÍCIUS TAQUES

Avaliação da resistência de união e resistência à fratura de dentes com canais radiculares alargados aplicando diferentes técnicas restauradoras

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa em Propriedades Físico-Químicas e Biológicas de Materiais.

Ponta Grossa, 17 de fevereiro de 2022.



Prof^a. Dr^a. Giovana Mongruel Gomes Schmidt – Orientadora

Universidade Estadual de Ponta Grossa

Documento assinado digitalmente
gov.br LUIS FERNANDO MORGAN DOS SANTOS ALVES
Data: 05/05/2023 09:53:58-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Luís Morgan dos Santos Alves

Universidade Federal de Minas Gerais



Prof^a. Dr^a. Nara Hellen Campanha Bombarda

Universidade Estadual de Ponta Grossa

"Se você quer ser bem
sucedido, precisa ter
dedicação total, buscar seu
último limite e dar o melhor
de si mesmo"

Ayrton Senna

Dedico esse trabalho aos meus pais, **Paulo e Rosi** e ao meu irmão, **Lauro** por sempre estarem ao meu lado me apoiando, me incentivando, meus grandes exemplos de vida, graças a vocês sou a pessoa que me tornei hoje, nunca mediram esforços para ensinar.
Amo muito vocês!
Minha família, meu porto seguro.

A minha namorada **Karoline**, que está sempre junto comigo, me apoiando, dando força, é essencial na minha vida.
Te amo muito!

Ao meu primo **Julio**, por sempre ter me ajudado durante a minha graduação, durante o mestrado, mas também durante a minha vida.
Muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

À **Deus** e a **Nossa Senhora Aparecida** por sempre me abençoarem e me derem forças para conquistar os meus objetivos. Obrigado por sempre me guiarem.

À **minha família**, pelo amor e confiança que sempre foi dado, por todo o esforço depositado em mim, e pela força que me dão todos os dias para conquistar os meus objetivos.

À minha orientadora **Prof^a. Dr^a. Giovana Mongruel Gomes**, pelo conhecimento e dedicação para realização deste projeto e por sempre me ajudar e ensinar. Só tenho a agradecer ao tempo dedicado para realização do trabalho, estou muito grato pela confiança. Um dos meus maiores exemplos para seguir a vida acadêmica, uma grande inspiração.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. João Carlos Gomes** por toda ajuda e transmissão de conhecimentos durante a elaboração desse trabalho, pela disposição em sempre que possível. Um grande exemplo de pessoa e profissional por sempre ambicionar coisas boas, está sempre em busca de realizar seus sonhos, alguém que sempre me inspirarei para ser uma pessoa e um profissional melhor.

Aos amigos que fazem parte da equipe do COD, **Jorge Domínguez Báez, Laís Giacomini Bernardi, Diego Hortkoff, Isabela Dzulinski e Gabriella Schmitz** por todo o companheirismo, dedicação e disposição no dia a dia, graças a vocês os meus dias são melhores. Só tenho a agradecer a cada um pela ajuda.

À minha amiga **Renata Jitumori**, obrigado por me ajudar no projeto e nos momentos de dúvida.

Ao **Programa de Pós Graduação Stricto Sensu em Odontologia e à Universidade Estadual de Ponta Grossa**, obrigado pela oportunidade de estudar em um curso e em uma universidade tão renomada.

Aos **meus colegas de pós-graduação**, obrigado por compartilharem conhecimentos que só agregam na vida profissional e por sempre me ajudarem quando precisei.

A **todos os professores do programa de pós-graduação**, por todos os ensinamentos e dedicação.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (**CAPES**) – Código de Financiamento 001.

DADOS CURRICULARES

Lucas Vinícius Taques

NASCIMENTO 03.10.1997	Ponta Grossa, PR – Brasil
FILIAÇÃO	Rosi Schermak Taques Paulo Roberto Taques
2015 – 2019	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG. Ponta Grossa, PR – Brasil
2019 – 2019	Curso de Aperfeiçoamento em Estética e Prótese metal-free – Associação Brasileira de Odontologia de Ponta Grossa – ABO. Ponta Grossa, PR - Brasil
2020 – 2022	Curso de Pós-Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG. Nível de Mestrado em Odontologia. Área de Concentração: Dentística Restauradora. Ponta Grossa, PR – Brasil

2020 – em andamento

Curso de Especialização em Gerontologia. Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG.

Ponta Grossa – PR, Brasil

2021 – em andamento

Curso de Especialização em Dentística e Prótese Dentária. Escola de Aperfeiçoamento Profissional. Instituto Odontológico das Américas Style Curitiba - IOA Style Curitiba.

Curitiba – PR, Brasil

RESUMO

TAQUES, L. V. **Avaliação da resistência de união e resistência à fratura de dentes com canais radiculares alargados aplicando diferentes técnicas restauradoras.** [Dissertação - Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2022.

O objetivo deste estudo foi comparar o uso de pino de fibra de vidro anatômico utilizando resina composta tipo *bulk-fill* com o pino de fibra de vidro fresado em CAD-CAM em canais radiculares excessivamente alargados, por meio dos testes de resistência de união (RU) e resistência à fratura (RF). Foram selecionados 48 dentes permanentes unirradiculares, onde a metade teve suas coroas removidas imediatamente após a junção cimento-esmalte (JCE) e a outra metade teve suas coroas removidas 2 mm acima da JCE, tendo suas raízes tratadas endodonticamente. Após uma semana, foi realizado o preparo padronizado dos canais e as raízes foram divididas em 3 grupos (n=16), de acordo com a utilização de diferentes técnicas restauradoras: Controle - pino de fibra de vidro pré-fabricado (PFP), pino de fibra de vidro anatômico direto (PFA) e pino de fibra de vidro fresado (PFF). Após a cimentação dos pinos, para 8 raízes de cada grupo, foram obtidos seis corpos-de-prova (fatias), os quais foram distribuídos da seguinte maneira: terço cervical (duas fatias), terço médio (duas fatias) e terço apical (duas fatias). Para as 8 raízes restantes de cada grupo, foram realizados preparos padronizados para coroa metal-free, fresamento das coroas em zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 5 mol% de Ítria - 5Y-TZP e cimentação. Em seguida, para cada grupo, todas as fatias foram avaliadas em RU através do teste de *push-out* e as 8 raízes com coroas cimentadas foram avaliadas em RF sob compressão. Os dados obtidos de RU foram submetidos a ANOVA 2 fatores (grupo vs. região radicular) e *Tukey* ($\alpha=0,05$), e de RF a ANOVA 1 fator (grupo) e *Tukey* ($\alpha=0,05$). Para o teste de RU, grupo PFF foi estatisticamente superior ao grupo PFP em todas as regiões radiculares e foi estatisticamente superior ao grupo PFA apenas na região cervical, sendo estatisticamente semelhantes nas regiões radiculares média e apical. Para o teste de RF, o grupo PFF foi estatisticamente superior aos grupos PFP e PFA. Pode-se concluir que a técnica do pino de fibra de vidro fresado pode ser uma ótima alternativa na restauração de raízes enfraquecidas com canais radiculares alargados.

Palavras-chave: Cimentos de resina, CAD-CAM, Técnica de Retentor Intrarradicular.

ABSTRACT

TAQUES, L. V. **Evaluation of bond strength and fracture resistance in teeth with wide root canals applying different restoratives techniques.** [Dissertação - Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2022.

The objective of this study was to compare the using of anatomical glass fiber post using *bulk-fill* composite resin with CAD-CAM milled glass fiber post in oversized root canals, through of bond strength (BS) and fracture resistance (FR) tests. It was selected 48 single-rooted permanent teeth, where half had their crowns removed immediately after the cement-enamel junction (CEJ) and the other half had their crowns removed 2 mm above the CEJ, having their roots treated endodontically. After one week, the standard preparation of the canals was carried out and the roots were divided into 3 groups (n = 16), according to the use of different restorative techniques: Control - prefabricated glass fiber post (PFP), direct anatomical glass fiber post (AFP) and milled glass fiber post (MFP). After the cementation of the posts, for 8 teeth in each group, six specimens (slices) were obtained, which were distributed in the following way: coronary third (two slices), middle third (two slices) and apical third (two slices). For the remaining 8 roots of each group, standardized preparations for metal-free crowns, milling of 5 mol % yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline - 5Y-TZP and cementation the crowns were performed. Then, for each group, all slices were evaluated in BS through the *push-out* test and the 8 roots with cemented crowns were evaluated in compression FR. The data obtained from BS were submitted to two-way ANOVA (group vs. root region) and *Tukey* ($\alpha = 0.05$), and from FR to one-way ANOVA (group) and *Tukey* ($\alpha=0.05$). For the BS test, MFP group was statistically superior to the PFP group in all root regions and was statistically superior to the AFP group only in the cervical region, being statistically similar in the middle and apical root regions. For the FR test, the MFP group was statistically superior to the PFP and AFP groups. It can be concluded that the milled fiber post technique can be a great alternative in the restoration of weakened roots with flared root canals.

Keywords: Resin Cements, CAD-CAM, Post and Core Technique.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Dente unirradicular permanente humano extraído e hígido, com comprimento radicular de 14 mm medido da JCE até o ápice radicular..... 33
- Figura 2.** A - Dente seccionado perpendicularmente em relação ao seu longo eixo 2 mm acima da JCE; B - Dentes seccionado perpendicularmente em relação ao seu longo eixo, imediatamente abaixo da JCE..... 34
- Figura 3.** A – Irrigação com 1 mL de hipoclorito de sódio a 1%; B - A instrumentação do canal radicular foi realizada com Wave-One Gold primária; C - Irrigação dos canais com soro fisiológico, irrigação e aspiração final com solução de ácido etilenodiaminotetraacético (EDTA) 17%; D - Irrigação final com soro fisiológico; E - Os canais foram secos com pontas de papel absorvente; F e G - Obturação dos 4 mm apicais através do primeiro passo da técnica de condensação vertical de Schilder..... 35
- Figura 4.** A - Canal radicular foi preparado com uma ponta diamantada tronco-cônica nº 4137; B – As paredes foram re-preparadas com a broca correspondente ao pino nº 0.5 com a finalidade de padronizar a *smear layer* obtida..... 36
- Figura 5.** A - Pino de fibra de vidro; B - Controle negativo, simulando uma adaptação inadequada do pino de fibra de vidro.....37
- Figura 6.** A - Pino de fibra de vidro e resina composta bulk fill para confecção do pino anatômico direto; B - Pino de fibra de vidro anatômico direto; C - Pino de fibra de vidro anatômico direto, simulando a íntima adaptação no canal radicular do conjunto pino de fibra de vidro e resina composta.....39
- Figura 7.** A - Disco de fibra de vidro para fresagem do pino de fibra de vidro; B – Moldagem dos canais radiculares pela técnica direta com um pino e núcleo intrarradicular padrão de policarbonato em associação com resina acrílica autopolimerizável; C – Posicionamento dos pinos e núcleos em um suporte com cera utilidade e digitalização através de um scanner intraoral; D – Digitalização dos pinos e núcleos intrarradiculares; E – Exportação dos escaneamentos em arquivo STL. para o *software* de desenho; F - Vestibular do núcleo padronizado com 3 mm de altura; G – Disco de fibra de vidro posicionado após o fresamento; H – Disco de fibra de vidro com os pinos e

- núcleos intrarradiculares fresados; I - Pino de fibra de vidro anatômico40
fresado e núcleo de fibra de vidro anatômico fresado.....
- Figura 8.** A - Foi aplicado no pino de fibra de vidro o adesivo universal durante 20 s, seguido de um leve jato de ar durante 5 s B - Foi aplicado no núcleo de fibra de vidro o adesivo universal durante 20 s, seguido de um leve jato de ar durante 5 s..... 44
- Figura 9.** A - Irrigação do conduto por 15 s com água destilada; B - Leve jato de ar por 5 s, e uso de duas pontas de papel absorvente para remoção do excesso de água destilada; C - Aplicação de uma camada de sistema adesivo universal; D - Jato de ar durante 5 s para evaporação do solvente e remoção do excesso de adesivo com uma ponta de papel absorvente; E - O cimento resinoso foi levado no interior do conduto com uma seringa Centrix Precision; F - Fotopolimerização durante 40 s.....45
- Figura 10.** Flow-chart do delineamento do estudo.....46
- Figura 11.** A - Raiz posicionada para receber cera pegajosa; B - Raiz adaptada com cera pegajosa; C - secção perpendicular em relação ao seu longo eixo com um disco de diamante montado em uma máquina de corte; D – Raiz seccionada; E - Obtenção da fatia com espessura de 1 mm..... 48
- Figura 12.** Obtenção de duas fatias do terço cervical, duas fatias do terço médio e duas fatias do terço apical..... 49
- Figura 13.** A - Atuadores com espessura de 1,2 mm, 0,9 mm e 0,6 mm, respectivamente; B - Fatia posicionada na máquina de ensaio universal, com sua parte cervical virada para baixo..... 50
- Figura 14.** A - Inserção de resina composta tipo *bulk* com viscosidade regular para formação do núcleo; B - Fotoativação por 20 s; C - Os preparos de todos os núcleos foram realizados com as pontas diamantadas nº 2135 e nº 3098MF.....52
- Figura 15.** A - Disco em zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 5 mol% de Ítria - 5Y-TZP; B - Posicionamento das raízes em um suporte com cera utilidade e escaneamento através de um scanner intraoral; C - Digitalização das raízes; D - Exportação dos escaneamentos em arquivo STL. para o *software* de desenho; E - Padronização da altura da cúspide vestibular das coroas com 1,5 mm de altura; F - Aspecto final da coroa após o desenho; G - Disco em zircônia após o fresamento das coroas; H - Coroa em zircônia

antes da sinterização; I - Aspecto final da coroa em zircônia após a sinterização.....

Figura 16. A - Asperização da superfície interna das coroas com partículas de óxido de alumínio de 50 µm a ≤ 2 bar de pressão; B - Aplicação de uma camada fina de silano; C - Aplicação de ácido fosfórico 37% em esmalte, durante 15 segundos; D - Aplicação de uma camada de sistema adesivo universal; E - Jato de ar por 5 s após a aplicação do sistema adesivo; F - O cimento resinoso foi levado no interior da coroa com a seringa Centrix Precision.....54

Figura 17. A - As superfícies radiculares foram cobertas com cera utilidade derretida até 3 mm abaixo da JCE; B - Após 24 h da polimerização da resina, os dentes foram removidos dos tubos de PVC; C - Preenchimento do espaço com material de moldagem à base de poliéter por meio de uma seringa de elastômero; D - As raízes foram novamente inseridas nos seus respectivos alvéolos artificiais; E - Amostra simulando o ligamento periodontal.....56

Figura 18. A - Teste de resistência à fratura; B - Plano inclinado de 30° em relação ao plano do solo, com uma cavidade cilíndrica na porção central para adaptação do tubo de PVC. O dispositivo metálico formou um ângulo de 150° entre o cone de aço do mordente superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes, simulando o componente de forças que atuam sobre os dentes posteriores.....57

Figura 19. A - Fratura da coroa; B - fratura radicular acima do nível cervical; C - Fratura radicular vertical ou oblíqua..... 59

Gráfico 1. Representação dos padrões de fratura observados após o teste de resistência de união para os diferentes grupos experimentais.....60

Gráfico 2. Representação dos padrões de fratura observados após o teste de resistência à fratura para os diferentes grupos experimentais.....61

Quadro 1. Descrição dos grupos experimentais.....37

Quadro 2. Material, nome comercial/fabricante, composição e lote do pino de fibra de vidro e disco de fibra de vidro utilizados no experimento.....41

Quadro 3. Material, nome comercial/fabricante, composição e lote do sistema adesivo, cimento resinoso e resina composta bulk-fill utilizados no experimento.....42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Valores médios e desvios-padrões de resistência de união (MPa) para os diferentes grupos experimentais.....	59
Tabela 2.	Valores médios e desvios-padrões de resistência à fratura para os diferentes grupos experimentais.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

10-MDP	10- metacriloxidecil dihidrogênio fosfato
4-META	4-metacriloxi-etil-trimelitato-anidrido
ANOVA	Análise de variância
BDH	Banco de dentes humanos
CAD	Computer-aided desing
CAM	Computer-aided manufacturing
COD	Centro em odontologia digital
COEP	Comissão de ética em pesquisa
CIV	Cimento de ionômero de vidro
D	Diagonal
DBH	Banco de dentes humanos
EDTA	Ácido etilenodiaminoteracético
Fenil-P	Éster fenil fosfato
F	Força
GPa	Giga Pascal (is)
HEMA	Hidroxietil Metacrilato
h	Hora (s)
H	Altura
JCE	Junção cimento-esmalte
K/min	Kelvin por minuto
KgF	Kilograma (s) força
kV	Quilovolt (s)
µm	Micrometro (s)
mm	Milímetro (mm)
mm ²	Milímetro (s) quadrado
min	Minuto (s)
MPa	Mega pascal (is)

mW/cm ²	Miliwatts por centímetro (s) quadrado
nm	Nanômetro (s)
n	Número amostral
AFM	Monômero de fragmentação adicional
N	Newton (s)
PFV	Pino de fibro de vidro
r	Raio apical
R	Raio cervical
rpm	Rotação (ões) por minuto
RU	Resistência de união
S	Segundo (s)
STL.	Standard Triangle Language
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
UDMA	Uretano de dimetacrilato
AUDMA	Uretano dimetacrilato aromático
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
vs	Versus
5Y-TPZ	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 5 mol% de Ítria

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
#	Sequência de número
±	Mais ou menos
°C	Grau (s) Celsius
n°	Número
X	Aumento de lente óptica
=	Igual
p	Significância estatística
A	Alfa (Nível de significância)
<	Menor
>	Maior
≤	Menor ou igual
≥	Maior ou igual
®	Registrado
™	Marca registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 RETENTORES INTRARRADICULARES.....	23
2.2 CIMENTAÇÃO ADESIVA.....	24
2.3 CANAIS EXCESSIVAMENTE ALARGADOS.....	27
2.4 ESPESSURA DE CIMENTO RESINOSO.....	27
2.5 DIFERENTES TÉCNICAS RESTAURADORAS.....	28
2.6 SISTEMA CAD-CAM.....	30
2.7 MATERIAIS CAD-CAM.....	30
3. PROPOSIÇÃO	32
3.1 PROPOSIÇÃO GERAL.....	32
3.2 PROPOSIÇÕES ESPECÍFICAS.....	32
4 MATERIAL E MÉTODOS	33
4.1 SELEÇÃO DOS DENTES.....	33
4.2 PREPARO DOS DENTES.....	33
4.3 GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	35
4.3.1 Grupo controle (n=16).....	37
4.3.2 Grupo pino anatômico direto (n=16).....	38
4.3.3 Grupo pino de fibra de vidro fresado (n=16).....	39
4.4 CIMENTAÇÃO DOS PINOS.....	42
4.5 DISTRIBUIÇÃO DOS ESPÉCIMES PARA OS DIFERENTES TESTES.....	45
4.6 PREPARO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE <i>PUSH OUT</i>	46
4.6.1 Análise da resistência de união (RU) por meio do teste <i>push-out</i>	49
4.6.2 Análise do padrão de fratura do teste <i>push-out</i>	51
4.7 PREPARO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA.....	51

4.7.1 Preparo e cimentação de coroas indiretas.....	51
4.7.2 Simulação do ligamento periodontal	55
4.7.3 Análise da resistência à fratura (RF) sob compressão	56
4.7.4 Análise do padrão de fratura do teste resistência à fratura	57
4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	58
5. RESULTADOS	59
5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO	59
5.1.1 Padrão de fratura do teste resistência de união	59
5.2 RESISTÊNCIA À FRATURA	60
5.2.1 Padrão de fratura do teste resistência à fratura.....	61
6. DISCUSSÃO	62
7. CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS.....	69
ANEXO A – APROVAÇÃO DO PROJETO PELA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA COEP UEPG.....	83

1 INTRODUÇÃO

Quando um dente necessita de tratamento endodôntico, geralmente há perda de estrutura coronária e radicular, necessitando com frequência de um retentor intrarradicular para gerar retenção ao tratamento restaurador (Zicari et al. ¹ 2008). Deve-se levar em consideração que a perda excessiva de estrutura radicular leva à redução de resistência e aumenta a incidência de fraturas (Morgano et al. ² 2004; Baba et al. ³ 2009; Gomes et al. ⁴ 2014; Pang et al. ⁵ 2019). Essa perda excessiva de estrutura pode ser causada por cárie, sobreinstrumentação endodôntica, reabsorção interna, formação radicular incompleta, anomalias de desenvolvimento e restaurações anteriores com núcleo de diâmetro excessivo (Morgano et al. ² 2004; Baba et al. ³ 2009; Gomes et al. ⁴ 2014; Pang et al. ⁵ 2019).

Existem diferentes tipos de retentores intrarradiculares, tais como: núcleos metálicos fundidos, pinos metálicos pré-fabricados, pinos de fibra de vidro, pinos de fibra de carbono e pinos em cerâmica, mas nem todos apresentam resultados satisfatórios (Mankar et al. ⁶ 2012; Garcia et al. ⁷ 2018). Sendo assim, a escolha do retentor é extremamente importante para o prognóstico e duração do tratamento, pois depende de fatores biológicos, mecânicos e estéticos, sendo necessário englobar e otimizar todos esses fatores (Soares et al. ⁸ 2012). Para o sucesso e longevidade do tratamento é essencial levar em consideração a quantidade e a qualidade do remanescente coronal, a oclusão do paciente, o tipo de restauração (Naumann et al. ⁹ 2005) e que o protocolo de tratamento seja rigorosamente seguido (Marques et al. ¹⁰ 2016).

Por muitos anos os pinos metálicos e os núcleos metálicos fundidos foram os retentores intrarradiculares mais utilizados e indicados para dentes tratados endodonticamente e com grande perda coronária (Fernandes et al. ¹¹ 2003; Sorrentino et al. ¹² 2016). São compostos por ligas metálicas, apresentando como vantagem: alta resistência e íntima adaptação à anatomia do canal radicular (Mankar et al. ⁶ 2012), e têm como desvantagens: sua adesão, por ser puramente friccional sobre a estrutura radicular (Bolhuis et al. ¹³ 2004; Pereira et al. ¹⁴ 2014), necessitam de preparo intrarradicular mais invasivo, diminuindo a resistência do remanescente dental (Minguini et al. ¹⁵ 2014), levam maior tempo para sua confecção (Mankar et al. ⁶ 2012), apresentam estética desfavorável (Walton ¹⁶ 2003) e apresentam módulo de

elasticidade maior que o dente, fazendo com que o dente atinja um alto estresse ao ser exercido uma carga excessiva, podendo resultar em fratura radicular, condenando-o à extração (Silva et al. ¹⁷ 2011).

Os núcleos metálicos vêm sendo substituídos em muitos casos pelos pinos de fibra de vidro, pois estes apresentam módulo de elasticidade semelhante ao dente (Naumann et al. ¹⁸ 2012), além de apresentarem coloração branca ou transparente, o que favorece a estética (Maroli et al. ¹⁹ 2017). O tratamento tornou-se mais prático e biocompatível com a utilização do pino de fibra de vidro em combinação com os sistemas adesivos e cimentos resinosos (Dietschi et al. ²⁰ 2008); porém, a qualidade desse material como retentor intrarradicular depende da efetividade de união entre o pino de fibra de vidro, cimento resinoso e dentina radicular; pois essa união, quando satisfatória, melhora a distribuição de forças mastigatórias ao longo do dente (Butz et al. ²¹ 2001; Bonfante et al. ²² 2008).

Todavia, uma limitação dos pinos de fibra de vidro, por serem pré-fabricados, é que os mesmos não possuem a forma semelhante ao do canal radicular, exigindo quantidades excessivas de cimento resinoso em canais radiculares alargados, podendo gerar fendas, bolhas e falhas entre a interface do pino com o cimento e a interface do cimento com a dentina radicular (Gomes et al. ⁴ 2014; Pang et al. ⁵ 2019; Grandini et al. ²³ 2005). Dessa maneira, o tratamento em dentes que apresentam raízes enfraquecidas continua sendo um desafio para a Odontologia restauradora (Sedgley, Messer ²⁴ 1992; Bitter et al. ²⁵ 2007).

Para evitar utilizar quantidade excessiva de cimento resinoso e melhorar as propriedades mecânicas da restauração em canais radiculares alargados, foram inseridas técnicas alternativas com o intuito de obter um pino que preencha anatomicamente o canal radicular, melhorando a longevidade. Dentre essas técnicas temos: pinos de fibras acessórios em conjunto com o pino principal, reforço radicular com resina composta, reembasamento direto ou indireto do pino com resina composta (pinos anatômicos) e a técnica de fresagem do pino pelo sistema CAD-CAM (Saupe et al. ²⁶ 1996; Zogheib et al. ²⁷ 2008; Miyazaki et al. ²⁸ 2009; Liu et al. ²⁹ 2010; Wandscher et al. ³⁰ 2014; Gomes et al. ³² 2017).

A técnica de reembasamento direto ou indireto promove excelente adaptação do pino ao canal radicular, pequena espessura de cimento resinoso, maior retenção

e melhores propriedades mecânicas quando comparada aos pinos acessórios e a técnica de reforço radicular (Gomes et al. ³¹ 2014), mas essa técnica ainda apresenta alguns desafios como a possível formação de bolhas, contração de polimerização da resina composta e alta sensibilidade da técnica (Faria-e-Silva et al. ³³ 2009).

Visando melhorar algumas dificuldades encontradas nas técnicas que visam diminuir a linha de espessura de cimento resinoso, surgem os núcleos de fibra de vidro fresados pelo sistema CAD-CAM (CAD: Computer-Aided Design, CAM: Computer-Aided Manufacturing). Esses pinos podem ser obtidos através do escaneamento do molde do conduto com resina acrílica autopolimerizável obtido de forma intraoral ou obtido por um modelo (Liu et al. ²⁹ 2010; da Costa et al. ³⁴ 2017; Bittner et al. ³⁵ 2010; Spina et al. ³⁶ 2017; Awad et al. ³⁷ 2019; Eid et al. ³⁸ 2021; Eid et al. ³⁹ 2019; Eid et al. ⁴⁰ 2019; Streacker e Geissberger ⁴¹ 2007), através do escaneamento do molde e do modelo obtido do conduto preparado com a utilização de *scanbody* para conduto (Passos et al. ³² 2017; Lee ⁴² 2018; Chen et al. ⁴³ 2014; Spina et al. ⁴⁴ 2018; Passos e Friburgo ⁴⁵ 2017), através do escaneamento intraoral do conduto com a utilização do *scanbody* de escaneamento intrarradicular (Moustapha et al. ⁴⁶ 2019; Hendi ⁴⁷ 2019; Jafarian et al. ⁴⁸ 2020) e através do escaneamento intraoral do conduto (Libonati et al. ⁴⁹ 2020). Após o escaneamento, um software projeta o núcleo anatômico, calcula a estratégia de fresagem e o respectivo bloco é fresado pela fresadora, obtendo-se o núcleo anatômico (Liu et al. ²⁹ 2010; Bittner et al. ³⁵ 2010; Spina et al. ⁴⁴ 2018; Moustapha et al. ⁴⁶ 2019; Hendi et al. ⁴⁷ 2019; Jafarian et al. ⁴⁸ 2020).

Esse sistema diminui problemas causados durante a fase laboratorial e reduz o tempo laboratorial e clínico (Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014; Tsintsadze et al. ⁵⁰ 2018; Ruschel et al. ⁵¹ 2018). Esse processo permite que a anatomia do pino seja semelhante ao do canal radicular, além de não gerar a formação de uma nova interface pino de fibra-resina composta, o que acontece nos casos dos pinos anatômicos diretos; gerando, assim, um sistema de retenção intrarradicular em monocamada (Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014), onde uma espessura mínima da linha de cimento resinoso é utilizada (Garcia et al. ⁷ 2018; Chen et al. ⁴³ 2014; Hendi et al. ⁴⁷ 2019).

Dessa maneira, o objetivo do presente estudo foi comparar o uso de pino de fibra de vidro anatômico utilizando resina composta tipo *bulk-fill* com o pino de fibra de

vidro fresado em CAD/CAM em canais radiculares excessivamente alargados, por meio dos testes de resistência de união e resistência à fratura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RETENTORES INTRARRADICULARES

Para restauração de dentes tratados endodonticamente existem vários tipos de materiais que podem atuar como retentores radiculares, sendo eles: núcleos metálicos fundidos, pinos metálicos pré-fabricados, pinos de fibra de vidro, pinos de fibra de carbono e pinos em cerâmica, mas nem todos apresentam resultados satisfatórios (Mankar et al. ⁶ 2012; Garcia et al. ⁷ 2018). Dentre eles, são mais comumente utilizados o pino e núcleo metálico fundido e o pino de fibra de vidro (Fernandes et al. ¹¹ 2003; Sorrentino et al. ¹² 2016).

Os pinos e os núcleos metálicos fundidos já foram os retentores intrarradulares mais utilizados e indicados para dentes tratados endodonticamente (Fernandes et al. ¹¹ 2003; Sorrentino et al. ¹² 2016). A composição é baseada em ligas metálicas, apresentando como vantagens: adaptação à anatomia do canal radicular e alta resistência (Mankar et al. ⁶ 2012), e apresentando como desvantagens: adesão puramente friccional sobre a estrutura radicular (Bolhuis et al. ¹³ 2004; Pereira et al. ¹⁴ 2014), preparo intrarradicular mais invasivo (diminui a resistência do remanescente dental) (Minguini et al. ¹⁵ 2014), maior tempo para confecção (Mankar et al. ⁶ 2012), estética desfavorável (Walton ¹⁶ 2003) e módulo de elasticidade maior que o dente (Silva et al. ¹⁷ 2011).

Devido ao alto módulo de elasticidade dos retentores metálicos, a raiz pode sofrer fratura irreversível, pela concentração de tensões em áreas internas da parede dentinária. Com isso os pinos de fibra de vidro acabam sendo mais indicados, pelo seu módulo de elasticidade ser semelhante ao da dentina, sendo de 18 GPa em dentina e de 16 a 40 GPa nos pinos de fibra de vidro (da Silva et al. ¹⁷ 2011; Dietschi et al. ²⁰ 2008; Bonfante et al. ²² 2008; Goracci e Ferrari ⁵² 2011). Os pinos de fibra de vidro apresentam em sua composição fibras inorgânicas de vidro embutidas em resina epóxi e silano para promover a adesão entre os compostos orgânicos e inorgânicos (Goracci e Ferrari ⁵²2011), apresentam coloração branca ou transparente, favorecendo a estética (Maroli et al. ¹⁹ 2017). A utilização do pino de fibra de vidro tornou a restauração mais prática e biocompatível com a combinação dos sistemas adesivos e cimentos resinosos e a qualidade da restauração depende da efetividade

de união entre o pino de fibra de vidro, cimento resinoso e dentina (Dietschi et al. ²⁰ 2008).

A limitação dos pinos de fibra de vidro pré-fabricados é que os mesmos não possuem a forma semelhante ao do canal radicular, exigindo quantidades excessivas de cimento resinoso para cimentação em casos de canais radiculares alargados, podendo gerar fendas, bolhas e falhas entre a interface do pino com o cimento e a interface do cimento com a dentina radicular (Gomes et al. ⁴ 2014; Pang et al. ⁵ 2019; Grandini et al. ²³ 2005).

Com a desadaptação dos pinos de fibra de vidro em canais excessivamente alargados e alta sensibilidade da técnica para realização do pino anatômico, surgem os núcleos de fibra de vidro fresados. Esses núcleos de fibra de vidro são realizados pelo sistema CAD-CAM (CAD: Computer-Aided Design, CAM: Computer-Aided Manufacturing), através do fresamento do bloco de fibra de vidro no formato anatômico do canal radicular, que é obtido pelo escaneamento do conduto, possuindo assim, formato anatômico com o conduto, simplificando a técnica e gerando espessura mínima de cimento (Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014).

2.2 CIMENTAÇÃO ADESIVA

Para realizar a cimentação adesiva dos pinos de fibra de vidro é necessário a utilização dos cimentos resinosos e dos sistemas adesivos, mas os agentes cimentantes precisam ter boas propriedades mecânicas e alta capacidade de adesão à dentina radicular para a retenção dos pinos (Ubalini et al. ⁵³ 2018; Foxton et al. ⁵⁴ 2003).

Atualmente, a classificação dos sistemas adesivos é baseada nos diferentes tratamentos da estrutura dentária, sendo eles: os sistemas adesivos convencionais, também chamados de “*total-etch*” e “*etch-and-rinse*”, os quais preconizam a realização do condicionamento com ácido fosfórico 35-37%, desmineralizando a superfície dentária, removendo a *smear layer* e hidroxiapatita da superfície dentária para receber o sistema adesivo; a aplicação desses sistemas adesivos convencionais pode ser realizada através da técnica dos 3 passos (ácido fosfórico + primer + adesivo) e 2 passos (ácido fosfórico + primer/adesivo). Já os sistemas adesivos

autocondicionantes, também chamados de “*self-etch*”, não preconizam a realização do condicionamento ácido prévio, pois seus primers apresentam em suas composições os monômeros ácidos, que desmineralizam a superfície dentária, incorporam a *smear layer* e a hidroxiapatita na camada híbrida e infiltram nas estruturas dentárias, sua aplicação pode ser realizada através da técnica dos 2 passos (primer autocondicionante + adesivo) e 1 passo (adesivo autocondicionante) (Van Meerbeek et al. ⁵⁵ 2011; Pashley et al. ⁵⁶ 2011; Van Meerbeek et al. ⁵⁷ 2003; Pashley et al. ⁵⁸ 2001; De Munck et al. ⁵⁹ 2005; Van Landuyt et al. ⁶⁰ 2007; Van Meerbeek et al. ⁶¹ 2020).

Mais recentemente, visando ainda mais a simplificação, versatilidade e maior simplicidade da técnica, surgiram os sistemas adesivos universais, também chamados de “*multi-mode*”, os quais são semelhantes em sua composição aos sistemas adesivos autocondicionantes de frasco único, porém podem ser utilizados com as técnicas de condicionamento ácido prévio das estruturas dentárias, condicionamento ácido seletivo do esmalte e também pelo autocondicionamento, podendo serem utilizados pela técnica convencional de 2 passos (ácido fosfórico + adesivo universal), autocondicionante de 1 passo (adesivo universal) e combinada (ácido fosfórico somente em esmalte + adesivo universal) (Van Meerbeek et al. ⁶¹ 2020; Perdigão e Loguercio ⁶² 2014; Perdigão e Swift ⁶³ 2015; Giannini et al. ⁶⁴ 2015). Esse sistema pode gerar adesão química à estrutura dental, através dos seus monômeros funcionais (10-MDP, 4-META e Fenil-P), sendo que técnica autocondicionante tem adesividade inferior ao esmalte em comparação com a técnica convencional. Assim, utilizar o condicionamento seletivo em esmalte na técnica autocondicionante gera adesão superior em esmalte e para dentina a técnica autocondicionante resulta em adesão superior comparada com a técnica convencional (Van Meerbeek et al. ⁶¹ 2020; Perdigão et al. ⁶⁵ 2012; Muñoz et al. ⁶⁶ 2013).

Os cimentos resinosos podem ser classificados através do modo de tratamento de superfície e modo de polimerização (Gomes e Calixto ⁶⁷ 2004). Com relação ao tratamento de superfície, existem os convencionais (utilizam os sistemas adesivos na forma “*etch-and-rinse*” ou “*total-etch*”, autocondicionantes (não necessitam de tratamento de superfície com o ácido fosfórico) e os autoadesivos (não necessitam de aplicação do ácido fosfórico e do sistema adesivo) (Sunico-Segarra e Segarra ⁶⁸ 2015).

Com relação ao modo de polimerização, existem os cimentos quimicamente ativados (polimerizam por reação química e são mais indicados em regiões onde há dificuldade no alcance da luz), fotoativados (polimerizam por reação à luz e são indicados em regiões onde ocorra o alcance da luz) e duais (polimerizam por reação química e por reação à luz, podendo ser indicados para locais onde há alcance da luz e para onde não há o alcance da luz) (Gomes e Calixto ⁶⁷ 2004; Sunico-Segarra e Segarra ⁶⁸ 2015; Simon e Darnell ⁶⁹ 2012).

Alguns estudos mostram que a associação dos sistemas adesivos convencionais ou autocondicionantes com os cimentos resinosos convencionais e duais apresentam maior resistência de união comparado aos cimentos autoadesivos (Mazzoni et al. ⁷⁰ 2009; Calixto et al. ⁷¹ 2012; Marchesi et al. ⁷² 2013) e outros estudos mostram que os cimentos autoadesivos apresentam maior resistência de união comparado com a associação dos sistemas adesivos convencionais ou autocondicionantes com os cimentos resinosos convencionais e duais (Sarkis-Onofre et al. ⁷³ 2014; Leme et al. ⁷⁴ 2011; Bitter et al. ⁷⁵ 2012; Pereira et al. ⁷⁶ 2021). A longo prazo, há redução considerável da resistência de união dos cimentos autoadesivos (Mazzoni et al. ⁷⁰ 2009; Marchesi et al. ⁷² 2013).

Em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, as falhas que podem ocorrer são: tipo fratura radicular e tipo adesiva (deslocamento na interface pino e cimento resinoso e a mais frequente é a que ocorre entre a interface cimento resinoso e a dentina radicular) (Grandini et al. ²³ 2005; Santos-Filho et al. ⁷⁷ 2014; Rasimick et al. ⁷⁸ 2010; Malferrari et al. ⁷⁹ 2003; Hagge et al. ⁸⁰ 2002; Nagase et al. ⁸¹ 2005; Perez et al. ⁸² 2006). Essas falhas entre as interfaces podem ocorrer devido a presença de resíduos, cimento endodôntico, tratamento de superfície inadequado da dentina, umidade exagerada dentro do conduto radicular, evaporação inadequada de solventes dos sistemas adesivos, inserção do cimento resinoso no canal com incorporação de bolhas e polimerização inadequada do cimento (Ubal dini et al. ⁵³ 2018; Demiryürek et al. ⁸³ 2009; Suzuki et al. ⁸⁴ 2015).

Além desses fatores, a fotoativação deve ser levada em consideração, devido à dificuldade da penetração da luz do fotopolimerizador nas regiões mais profundas do canal radicular durante a cimentação do pino de fibra de vidro, agindo de forma negativa na conversão de monômeros em polímeros nos sistemas adesivos e

cimentos resinosos (Foxton et al. ⁵⁴ 2003; Mjör et al. ⁸⁵ 2001; Roberts et al. ⁸⁶ 2004; Faria e Silva et al. ⁸⁷ 2007). O alto teor de água residual e solvente remanescente podem tornar a interface adesiva dos terços médio e apical do canal radicular mais propensa à degradação hidrolítica, gerando menor resistência de união a curto e longo prazo (Foxton et al. ⁵⁴ 2003; Monticelli et al. ⁸⁸ 2006).

2.3 CANAIS EXCESSIVAMENTE ALARGADOS

Dentes tratados endodonticamente podem apresentar extensa perda de estrutura dentária e necessitam da utilização de retentores intrarradiculares para estabilizar a restauração, na presença desta situação, esses dentes apresentam alta incidência de fratura, pois a baixa espessura da dentina radicular diminui a sua resistência (Gomes et al. ³¹ 2014; Trabert et al. ⁸⁹ 1978; Tjan e Whang ⁹⁰ 1985; Assif e Gorfil ⁹¹ 1994). A perda excessiva de estrutura pode ser causada por cárie, sobreinstrumentação endodôntica, reabsorção interna, formação radicular incompleta, anomalias de desenvolvimento, formato oval do canal radicular e restaurações anteriores com núcleo de diâmetro excessivo (Morgano et al. ² 2004; Baba et al. ³ 2009; Gomes et al. ⁴ 2014; Pang et al. ⁵ 2019).

No entanto, a não adaptação íntima entre o canal radicular e o pino pré-fabricado é clinicamente relevante, devido ao excesso de cimento resinoso que pode gerar concentração de tensões e falhas mecânicas (Morgano et al. ² 2004; Baba et al. ³ 2009; Gomes et al. ⁴ 2014; Wu et al. ⁹² 2007; Egilmez et al. ⁹³ 2013; Penelas et al. ⁹⁴ 2016; Fernandes et al. ⁹⁵ 2021).

2.4 ESPESSURA DE CIMENTO RESINOSO

A espessura do cimento resinoso influencia diretamente no desempenho clínico da restauração com pino de fibra de vidro, nos casos onde o pino não se adapta intimamente ao canal radicular, principalmente no terço cervical, por ser mais amplo que o terço médio e apical, a espessura de cimento resinoso será ainda mais ampla (Grandini et al. ²³ 2005; da Silva et al. ⁹⁶ 2015). Para essas situações são preferíveis retentores intrarradiculares anatomizados, por originarem camadas de cimento

resinoso mais finas e uniformes (Grandini et al. ²³ 2005; Liu et al. ²⁹ 2010; Costa et al. ⁹⁷ 2012; Savi et al. ⁹⁸ 2008).

Entretanto, a espessura ideal de cimento resinoso ainda é desconhecida, mas alguns estudos sugerem que a espessura ideal deve ser a menor possível (Grandini et al. ²³ 2005; Egilmez et al. ⁹³ 2013; D’Arcangelo et al. ⁹⁹ 2007). Não há consenso se a espessura do cimento resinoso influencia na resistência de união dos pinos de fibra de vidro, pois alguns estudos mostram que com a linha de espessura mais alta de cimento resinoso aumenta as chances de deslocamento do pino de fibra de vidro (Gomes et al. ⁴ 2014; Egilmez et al. ⁹³ 2013; D’Arcangelo et al. ⁹⁹ 2007; Marcos et al. ¹⁰⁰ 2016; Özcan et al. ¹⁰¹ 2013), e em outros estudos mostram que a resistência de união não é influenciada pela alta espessura de cimento resinoso (Nova et al. ¹⁰² 2013; Perdigão et al. ¹⁰³ 2007). Mas, a alta espessura de cimento resinoso gera bolhas e fendas, maior contração de polimerização e maior estresse nas interfaces cimento/pino e cimento/dentina (Gomes et al. ⁴ 2014; Grandini et al. ²³ 2005; da Silva et al. ⁹⁶ 2015).

2.5 DIFERENTES TÉCNICAS RESTAURADORAS

Para evitar utilizar quantidade excessiva de cimento resinoso em canais radiculares excessivamente alargados, foram desenvolvidas técnicas restauradoras com o intuito de melhorar a longevidade radicular e melhorar as propriedades mecânicas (Baba et al. ³ 2009; Gomes et al. ³¹ 2014; Faria e Silva et al. ³³ 2009). Dentre essas técnicas temos: pinos de fibras acessórios em conjunto com o pino principal, reforço radicular com resina composta, reembasamento direto ou indireto do pino com resina composta (pinos anatômicos) e a técnica de fresagem de núcleos pelos sistemas CAD-CAM (Saupe et al. ²⁶ 1996; Zogheib et al. ²⁷ 2008; Miyazaki et al. ²⁸ 2009; Liu et al. ²⁹ 2010; Wandscher et al. ³⁰ 2014; Gomes et al. ³¹ 2014; Passos et al. ³² 2017).

A técnica do pino anatômico promove uma excelente adaptação do pino ao canal radicular, pequena espessura de cimento resinoso, maior retenção e melhores propriedades mecânicas quando comparada aos pinos acessórios e a técnica de reforço radicular (Gomes et al. ³¹ 2014), mas essa técnica ainda apresenta alguns

desafios como a possível formação de bolhas, contração de polimerização da resina composta; pois gera uma nova interface adesiva e possui alta sensibilidade da técnica (Faria e Silva et al. ³³ 2009; Clavijo et al. ¹⁰⁴ 2009).

A inserção de pinos de fibras acessórios em conjunto com o pino principal ajuda a diminuir a quantidade de cimento resinoso, distribuindo melhor as forças ao longo da raiz, mas a espessura de cimento resinoso acaba sendo pouco reduzida através desta técnica, porque ainda existem espaços entre os pinos, que são preenchidos pelo cimento e podem apresentar bolhas ou lacunas na restauração (Grandini et al. ²³ 2005; Gomes et al. ³¹ 2014; Martelli et al. ¹⁰⁵ 2008).

O reforço radicular visa a diminuição da luz do canal radicular através da inserção de resina composta ou de cimento de ionômero de vidro, fazendo com que as paredes do canal radicular fiquem mais espessas e a espessura de cimento seja diminuída, melhorando as propriedades mecânicas radiculares (Zogheib et al. ²⁷ 2008; Lui ¹⁰⁶ 1994). Segundo Gomes et al. ³¹ (2014), as técnicas alternativas para canais excessivamente alargados, a técnica de reforço radicular possuiu menores valores de resistência de união e resistência à fratura utilizando a resina composta do tipo convencional, podendo ser atribuído à polimerização inadequada do cimento resinoso nas regiões mais profundas do canal radicular (Roberts et al. ¹⁰⁷ 2004). No entanto, o reforço radicular com resina composta bulk-fill, independente da sua viscosidade (regular ou fluida) foi eficaz na diminuição de cimento resinoso para restaurar canais radiculares alargados (Bakaus et al. ¹⁰⁸ 2018; Chidoski-Filho et al. ¹⁰⁹ 2020).

Visando superar as desvantagens encontradas nas outras técnicas restauradoras, surgiram os núcleos fresados pelo sistema CAD-CAM (CAD: Computer-Aided Design, CAM: Computer-Aided Manufacturing), onde é possível realizar o fresamento de um bloco de fibra de vidro no formato anatômico do canal radicular (Liu et al. ²⁹ 2010; Streacker et al. ⁴¹ 2007; Chen et al. ⁴³ 2014; Awad e Marghalani ¹¹⁰ 2007). Esse processo permite que a anatomia do núcleo seja semelhante ao do canal radicular simplificando a técnica, pois elimina a necessidade de anatomizar o pino com resina composta (formação de uma nova interface pino de fibra-resina composta); gerando, assim, um retentor intrarradicular em monocamada, onde uma espessura mínima de cimento resinoso é utilizada (Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014).

2.6 SISTEMA CAD-CAM

A odontologia digital está entrando cada vez mais nas diferentes áreas odontológicas, devido a sua precisão e velocidade, podendo ser utilizada para realização de restaurações diretas e indiretas, próteses parciais fixas, próteses sobre implante e reabilitações orais, sendo obtidos através da tecnologia de *design* auxiliada por computador/manufatura auxiliada por computador (CAD-CAM) (Moustapha et al.⁴⁶ 2019). O fluxo digital oferece conforto ao paciente, menor tempo de trabalho, informações diagnósticas e a técnica de escaneamento intraoral elimina etapas como a seleção de moldeira, preparo dos materiais de moldagem, desinfecção do molde e entrega da moldagem para o laboratório de prótese (Ting-Shu e Jian¹¹¹ 2015; Lee e Gallucci¹¹² 2013; Yuzbasioglu et al.¹¹³ 2014).

Existem algumas formas de se obter uma cópia fiel do conduto pelo sistema CAD-CAM, através do escaneamento do molde do conduto com resina autopolimerizável obtido de forma intraoral ou obtido por um modelo (Liu et al.²⁹ 2010; da Costa et al.³⁴ 2017; Bittner et al.³⁵ 2010; Spina et al.³⁶ 2017; Streacker e Geissberger⁴¹ 2007; Awad e Marghalani¹¹⁰ 2007), escaneamento do molde e do modelo obtido do conduto preparado com a utilização de *scanbody* para conduto (Passos et al.⁴² 2018; Chen et al.⁴³ 2014; Spina et al.⁴⁴ 2018; Passos e Friburgo⁴⁵ 2017), escaneamento intraoral do conduto com a utilização do *scanbody* de escaneamento intrarradicular (Moustapha et al.⁴⁶ 2019; Hendi et al.⁴⁷ 2019; Jafarian et al.⁴⁸ 2020) e escaneamento intraoral do conduto (Libonati et al.⁴⁹ 2020). Após o escaneamento, um software calcula a estratégia de fresagem, o respectivo bloco é fresado, projetando o núcleo que foi obtido através do escaneamento (Liu et al.²⁹ 2010; Bittner et al.³⁵ 2010; Spina et al.⁴⁴ 2018; Moustapha et al.⁴⁶ 2019; Hendi et al.⁴⁷ 2019; Jafarian et al.⁴⁸ 2020).

2.7 MATERIAIS CAD-CAM

Levando em consideração que a perda excessiva de estrutura dentária durante o tratamento endodôntico leva à redução de resistência e aumento da possibilidade de fraturas radiculares (Morgano et al.² 2004; Baba et al.³ 2009; Gomes et al.⁴ 2014; Pang et al.⁵ 2019) e que o pino de fibra de vidro pré-fabricado não apresenta forma

semelhante ao do canal radicular (Gomes et al. ⁴ 2014; Pang et al. ⁵ 2019; Grandini et al. ²³ 2005), podem ser obtidos núcleos anatômicos estéticos através do sistema CAD-CAM (Liu et al. ²⁹ 2010; da Costa et al. ³⁴ 2017; Chen et al. ⁴³ 2014; Tsintsadze et al. ¹¹⁴ 2017), apresentando maior resistência à fratura (Passos et al. ³² 2017; da Costa et al. ³⁴ 2017; Bittner et al. ³⁵ 2010; Spina et al. ³⁶ 2017), maior retenção (Tsintsadze et al. ¹¹⁴ 2017), menor espessura de cimento (da Costa et al. ³⁴ 2017; Tsintsadze et al. ¹¹⁴ 2017). Esse processo permite que a anatomia do pino seja semelhante ao do canal radicular, eliminando a necessidade de anatomizar o pino com resina composta, gerando um sistema de retenção intrarradicular em monocamada (Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014; Moustapha et al. ⁴⁶ 2019).

O Fiber Cad – Post & Core (Angelus, Londrina, PR, Brasil) é um compósito de resina epóxi e fibras de vidro unidirecionais, sendo de 75-80% em fibras de vidro e 20-25% em resina epóxi, indicado para confecção de núcleos anatômicos e estéticos em fibras de vidro pelo sistema CAD-CAM, é apresentado comercialmente através de discos e blocos, possui resistência à flexão de 1100 Mpa e módulo de elasticidade de 25 GPa (Alcantara ¹¹⁵ 2017). Outros materiais também podem ser utilizados como retentores intrarradiculares através do sistema CAD-CAM, como a cerâmica híbrida (Passos et al. ³² 2017), bloco de resina preenchido com nanocluster (Spina et al. ³⁶ 2017) e zircônia (Bittner et al. ³⁵ 2010; Streacker e Geissberger ⁴¹ 2007; Lee ⁴² 2018; Awad e Marghalani ¹¹⁰ 2007).

3 PROPOSIÇÃO

3.1 PROPOSIÇÃO GERAL

Avaliar a resistência de união entre pino de fibra de vidro e dentina radicular e a resistência à fratura de dentes com canais radiculares excessivamente alargados aplicando diferentes **técnicas restauradoras**.

3.2 PROPOSIÇÕES ESPECÍFICAS

3.2.1 Avaliar a influência da **utilização de pino de fibra de vidro através de diferentes técnicas restauradoras** (pino de fibra de vidro anatômico direto ou pino de fibra de vidro fresado) em dentes com canais radiculares excessivamente alargados nos valores de **resistência de união** entre pino de fibra de vidro e dentina radicular mediada por cimentos resinosos convencionais associados a sistemas adesivos universais nas diferentes regiões radiculares (terço cervical, médio e apical), bem como avaliar seus **padrões de fratura**.

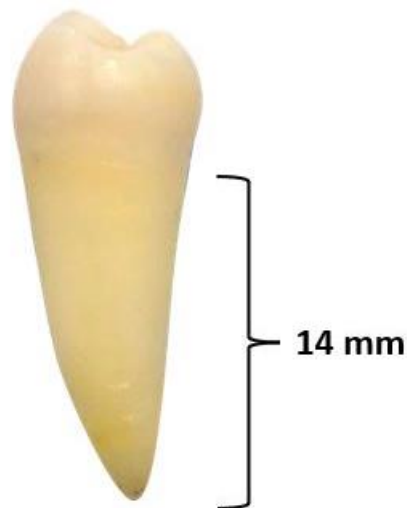
3.2.2 Avaliar a influência da **utilização de pino de fibra de vidro através de diferentes técnicas restauradoras** (pino de fibra de vidro anatômico direto ou pino de fibra de vidro fresado) em dentes com canais radiculares excessivamente alargados nos valores de **resistência à fratura** quando submetidos à carga compressiva constante, bem como avaliar seus **padrões de fratura**.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram utilizados 48 dentes unirradiculares permanentes humanos extraídos e hígidos, obtidos no Banco de dentes humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), com aprovação do Comissão de Ética em Pesquisa (COEP) através do parecer nº 4.383.691. Os mesmos foram limpos e mantidos em temperatura adequada. Para a seleção dos dentes foram seguidos alguns critérios de inclusão: ausência de cárie, de dilacerações radiculares, de tratamento endodôntico prévio, de ápice incompleto, e ter comprimento radicular de pelo menos 14 mm medido da junção cemento-esmalte (JCE) até o ápice radicular (Figura 1).

Figura 1 - Dente unirradicular permanente humano extraído e hígido, com comprimento radicular de 14 mm medido da JCE até o ápice radicular.



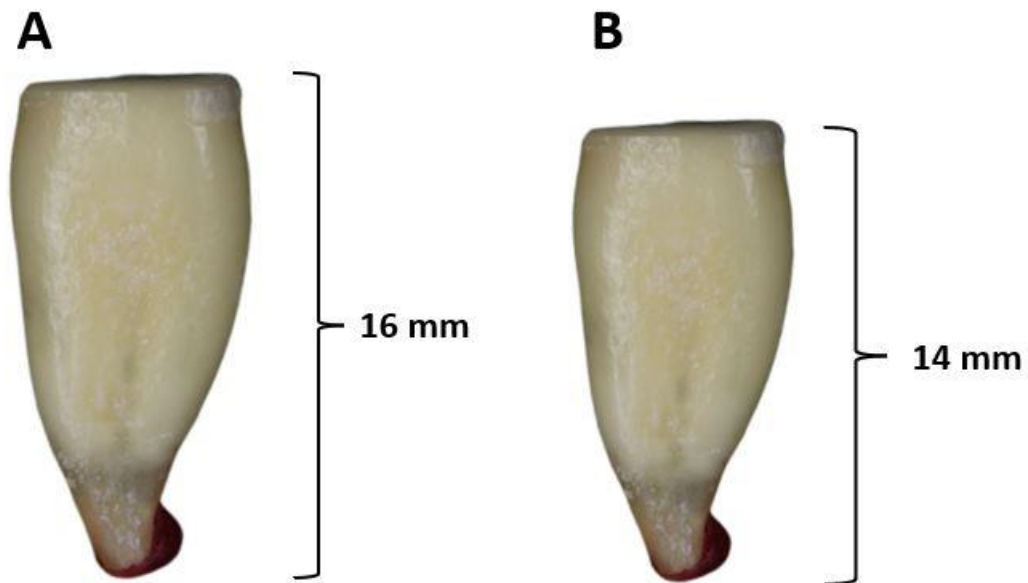
Fonte: o autor.

4.2 PREPARO DOS DENTES

Foram selecionados 24 dentes para serem seccionados perpendicularmente em relação ao seu longo eixo 2 mm acima da JCE (para criação futura da férula) (Figura 2A). Os outros 24 dentes foram seccionados perpendicularmente em relação ao seu longo eixo, imediatamente abaixo da JCE (Figura 2B), ambos os cortes foram realizados com disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) a uma velocidade de 300 rotações por minuto (rpm) sob

refrigeração com água constante, de modo a criar um acesso ao canal radicular. O comprimento das raízes foi aferido com uma régua milimetrada.

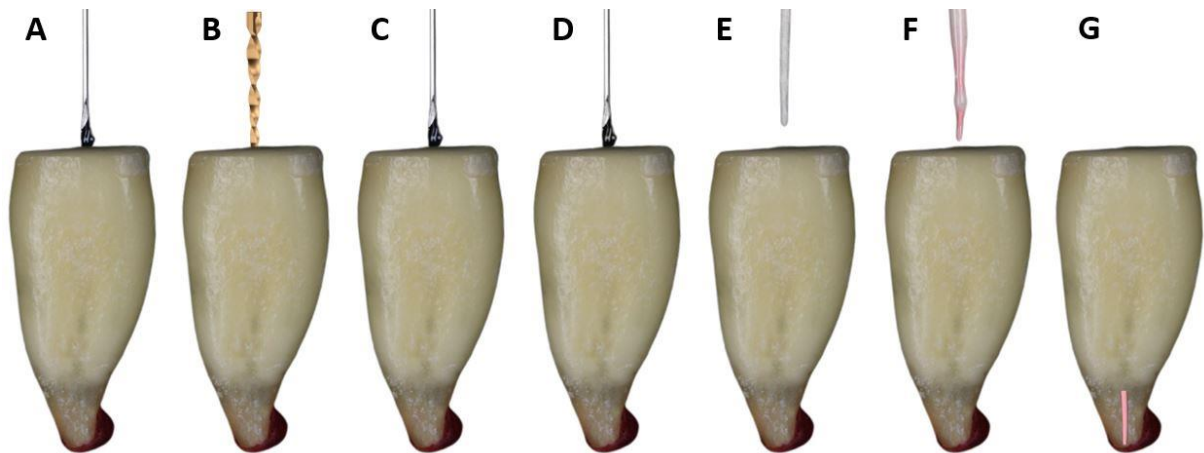
Figura 2 – A - Dente seccionado perpendicularmente em relação ao seu longo eixo 2 mm acima da JCE; B - Dentes seccionado perpendicularmente em relação ao seu longo eixo, imediatamente abaixo da JCE.



Fonte: o autor.

A instrumentação do canal radicular foi realizada com limas Wave-One Gold primária (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e irrigação com 1 mL de hipoclorito de sódio a 1% (Figura 3A e 3B). Após esse procedimento, foi efetuada irrigação dos canais com soro fisiológico, irrigação e aspiração final com solução de ácido etilenodiaminotetraacético (EDTA) 17% (Fórmula e Ação, São Paulo, SP, Brasil) durante 3 min, trocando a solução a cada minuto, seguidos de irrigação final com soro fisiológico (Figura 3C e 3D). Posteriormente à instrumentação, os canais foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados nos 4 mm apicais através do primeiro passo da técnica de condensação vertical de Schilder (Schilder ¹¹⁶ 1967), utilizando cones de guta-percha aquecidos (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento obturador à base de resina epóxica (AH Plus, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil), seguindo as instruções do fabricante (Figura 3E, 3F e 3G).

Figura 3 – A – Irrigação com 1 mL de hipoclorito de sódio a 1%; B - A instrumentação do canal radicular foi realizada com Wave-One Gold primária; C - Irrigação dos canais com soro fisiológico, irrigação e aspiração final com solução de ácido etilenodiaminotetraacético (EDTA) 17%; D - Irrigação final com soro fisiológico; E - Os canais foram secos com pontas de papel absorvente; F e G - Obturação dos 4 mm apicais através do primeiro passo da técnica de condensação vertical de Schilder.



Fonte: o autor

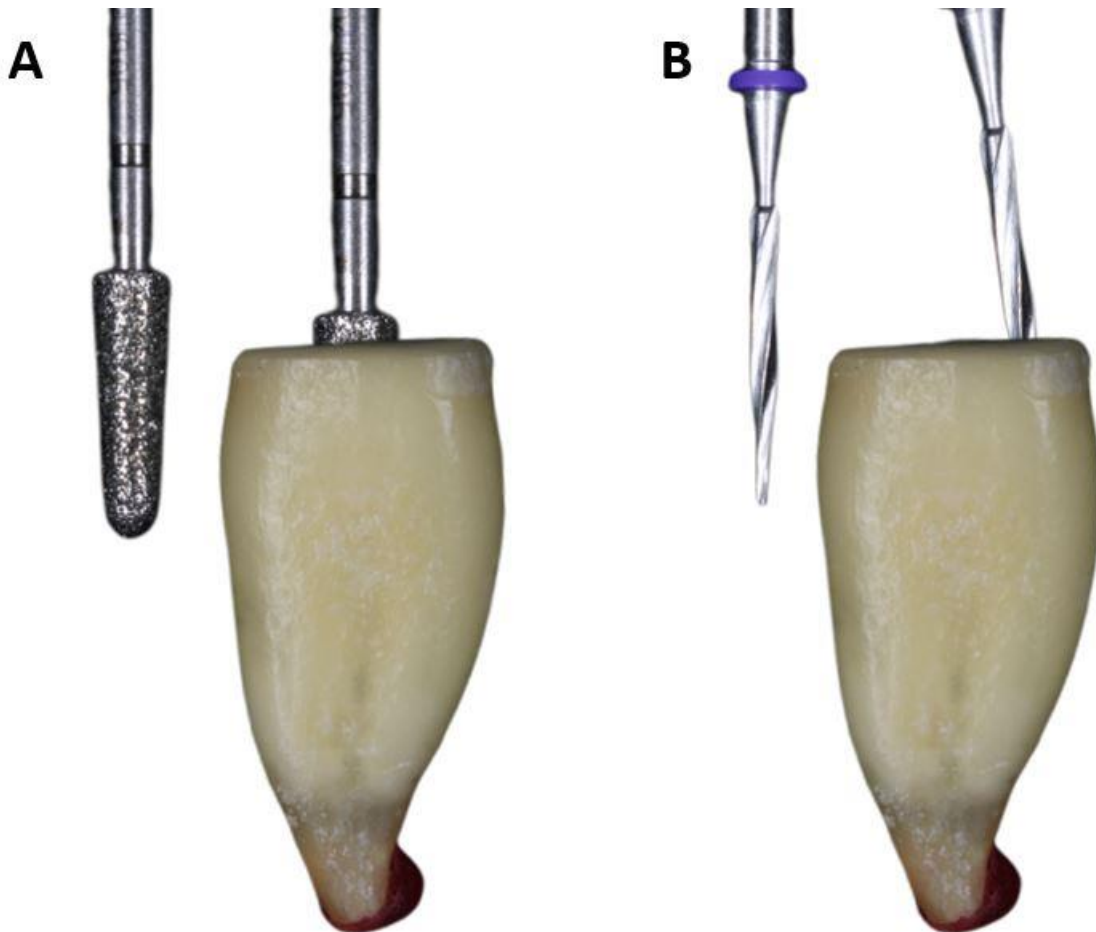
Foram realizadas radiografias periapicais dos canais radiculares (AGFA Dentus E-Speed, Kulzer, São Paulo, SP, Brasil) para conferir a remoção completa de material obturador além dos 4 mm apicais dos canais. Em seguida, foi realizado um vedamento da entrada dos canais radiculares com cimento de ionômero de vidro (CIV) convencional (Vitro Fil, DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

4.3 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Uma semana após o armazenamento em umidade relativa de 100 % com água destilada a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$ C foram realizados os preparos dos condutos para posterior fixação de um pino intrarradicular cônico (Exacto nº 0.5, Angelus, Londrina, PR, Brasil) e pino de fibra de vidro fresado através do bloco de fibra de vidro (Fiber Cad – Post & Core Chairside, Angelus, Londrina, PR, Brasil). Em todas as raízes, os canais radiculares foram preparados com uma ponta diamantada tronco-cônica nº 4137 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), com 2,6 mm de diâmetro cervical, adaptada em baixa rotação, de maneira a simular um canal radicular excessivamente alargado,

respeitando o limite apical do material obturador de 4 mm (Figura 4A). A cada oito preparos a broca de preparo dos canais foi substituída.

Figura 4 – A - Canal radicular foi preparado com uma ponta diamantada tronco-cônica nº 4137; B – As paredes foram re-preparadas com a broca correspondente ao pino nº 0.5 com a finalidade de padronizar a *smear layer* obtida.



Fonte: o autor.

Após o alargamento dos canais, suas paredes foram re-preparadas com a broca correspondente ao pino nº 0.5 (Exacto, Angelus) com a finalidade de padronizar a *smear layer* obtida (Figura 4B); e, em seguida, os canais radiculares foram irrigados com 10 mL de água destilada e secos com jato de ar por 5 s (3 cm de distância) e 2 pontas de papel absorvente. Posteriormente, as raízes foram aleatoriamente distribuídas em 3 grupos experimentais (n=16), onde cada grupo tem 8 dentes seccionados logo abaixo da JCE e 8 dentes seccionados 2 mm acima da JCE. Cada grupo experimental está descrito no Quadro 1:

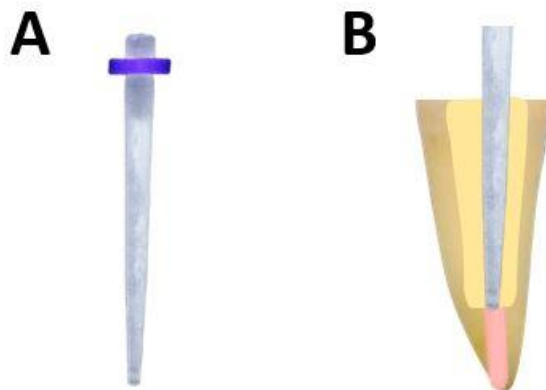
Quadro 1 – Descrição dos grupos experimentais.

GRUPOS EXPERIMENTAIS	DESCRIÇÃO
Controle	Pino nº 0.5 cimentado no canal radicular alargado (adaptação inadequada)
Pino de fibra de vidro anatômico direto	Pino nº 0.5 reembasado com resina composta tipo <i>bulk</i> e cimentado no canal radicular alargado
Pino de fibra de vidro fresado	Pino de fibra de vidro fresado e cimentado no canal radicular alargado

4.3.1 Grupo controle (n=16)

Nesse grupo foi realizada a cimentação dos pinos pré-fabricados (Exacto nº 0.5, Angelus, Londrina, PR, Brasil) no canal radicular alargado (Figura 5A), simulando uma adaptação inadequada do pino ao canal radicular, ou seja, com uma grande espessura de cimento resinoso (Figura 5B).

Figura 5 – A - Pino de fibra de vidro; B – Controle negativo, simulando uma adaptação inadequada do pino de fibra de vidro.

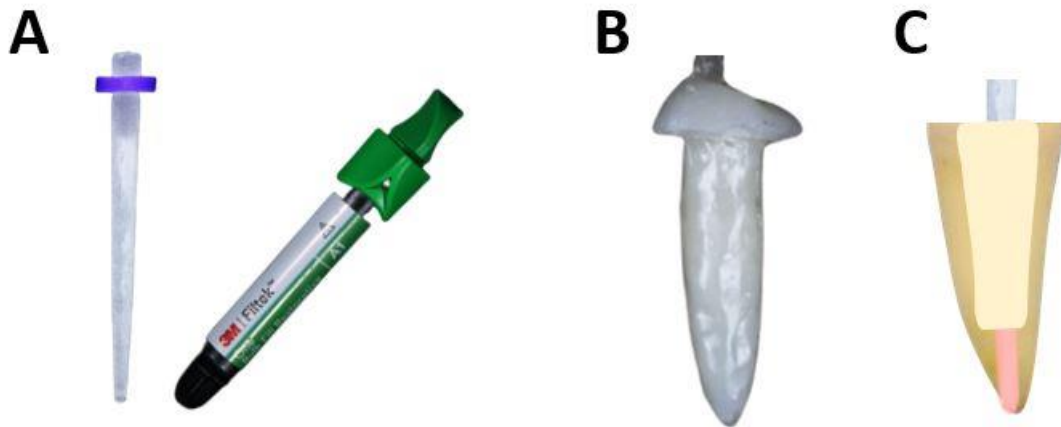


Fonte: o autor.

4.3.2 Grupo pino anatômico direto (n=16)

Para a confecção dos pinos anatômicos, os pinos de fibra de vidro (Exacto nº 0.5, Angelus, Londrina, PR, Brasil) foram limpos somente com álcool 70% durante 5 s conforme especificação do fabricante, após isso, foi aplicado uma camada do sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) pela técnica autocondicionante (*self-etch*) no pino por 20 s cada camada, seguido de jato de ar (5 s) e fotoativação (10 s). A seguir, os condutos radiculares foram lubrificados com gel hidrossolúvel (KY gel lubrificante, Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil). O pino pré-fabricado foi envolvido com a resina composta tipo *bulk* com viscosidade regular (Filtek One Bulk Fill, cor A1, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil), e este conjunto (pino + resina) foi inserido no conduto radicular (Figura 6A), marcando a região vestibular do pino e do remanescente coronário. Este conjunto foi retirado e recolocado por duas vezes, removendo o excesso de resina composta, fotoativando-a por 20 s com o pino em posição no interior do conduto. O conjunto foi removido do interior do conduto e a resina composta foi novamente fotoativada por 20 s adicionais em todas as superfícies do pino reembasado. O pino anatômico obtido foi provado no interior de seu respectivo canal radicular, para verificar sua completa adaptação (Figura 6B e 6C). Na sequência os condutos e os pinos anatômicos foram lavados abundantemente com água e secos antes da realização do procedimento de cimentação.

Figura 6 – A - Pino de fibra de vidro e resina composta bulk fill para confecção do pino anatômico direto; B – Pino de fibra de vidro anatômico direto; C - Pino de fibra de vidro anatômico direto, simulando a íntima adaptação no canal radicular do conjunto pino de fibra de vidro e resina composta.



Fonte: o autor.

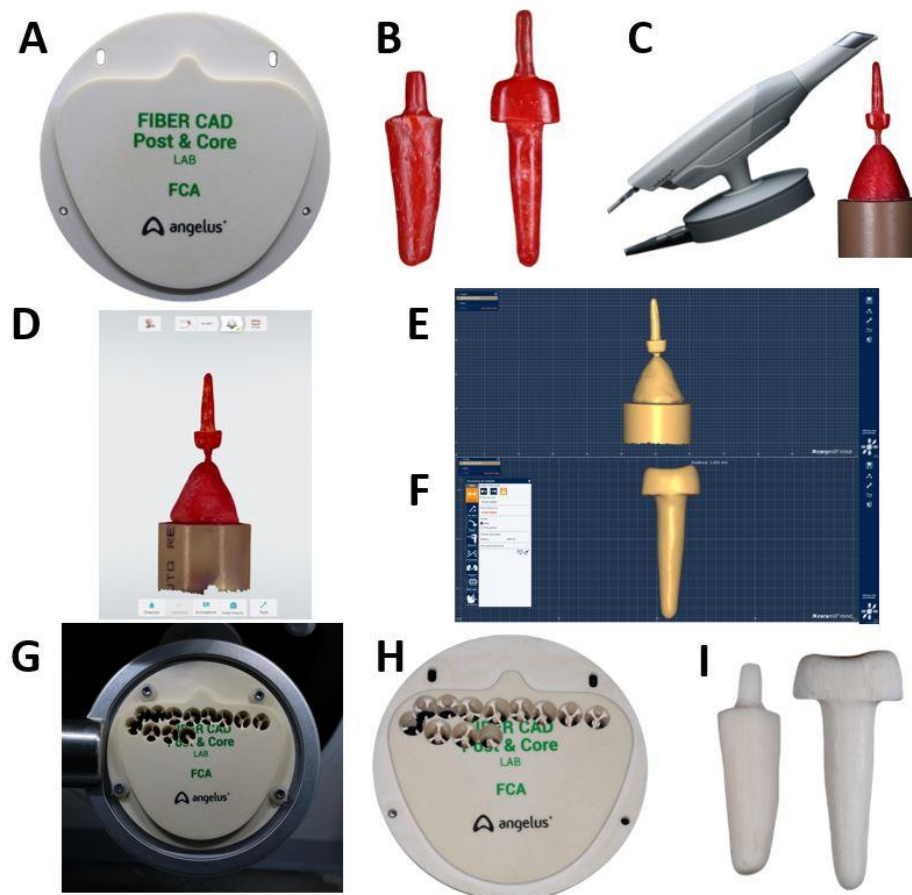
4.3.3 Grupo pino de fibra de vidro fresado (n=16)

Inicialmente a moldagem dos canais radiculares foi realizada pela técnica direta com um pino e núcleo intrarradicular padrão de policarbonato (Pinjet, Angelus, Londrina, PR, Brasil) em associação com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance, Dental Mfg. Co., Worth, IL, EUA) individualizado para cada canal radicular, onde copiou-se fielmente a área interna do conduto (Figura 7B). Durante este procedimento cada canal radicular foi lubrificado com gel hidrossolúvel (KY Johnson & Johnson, SP, Brasil) para facilitar a remoção do núcleo. Esses núcleos foram enviados para o Centro em Odontologia Digital da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COD-UEPG), onde foram posicionados em um suporte com cera utilidade (Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) para serem digitalizados através de um scanner intraoral (3Shape TRIOS, 3Shape, Copenhage, Dinamarca) com precisão de $6,9 \pm 0,9 \mu\text{m}$ (Figura 7C e 7D). Foram exportados em arquivo STL ao *software* de desenho (Ceramill Mind, Amann Girrbach, Koblach, Áustria) para cortar os suportes utilizados no escaneamento (Figura 7E) e deixar a vestibular dos núcleos com 3 mm de altura (Figura 7F). Após as edições no desenho, os núcleos foram posicionados digitalmente no disco através do *software* de posicionamento (Ceramill

Match, Amann Girrbach, Koblach, Áustria) e o disco de fibra de vidro (Fiber Cad – Post & Core LAB, Angelus, Londrina, PR, Brasil) (Figura 7A) foi fresado (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach, Koblach, Áustria), seguindo fielmente a anatomia dos pinos e núcleos em resina acrílica (Figura 7G, 7H e 7I).

Na sequência os condutos e os núcleos fresados foram lavados abundantemente com água e secos antes da realização do procedimento de cimentação.



Figura 7 – A - Disco de fibra de vidro para fresagem do pino de fibra de vidro; B – Moldagem dos canais radiculares pela técnica direta com um pino e núcleo intrarradicular padrão de polycarbonato em associação com resina acrílica autopolimerizável; C – Posicionamento dos pinos e núcleos em um suporte com cera utilidade e digitalização através de um scanner intraoral; D – Digitalização dos pinos e núcleos intrarradiculares; E – Exportação dos escaneamentos em arquivo STL para o *software* de desenho; F - Vestibular do núcleo padronizado com 3 mm de altura; G – Disco de fibra de vidro posicionado após o fresamento; H – Disco de fibra de vidro com os pinos e núcleos intrarradiculares fresados; I - Pino de fibra de vidro anatômico fresado e núcleo de fibra de vidro anatômico fresado.



Fonte: o autor.


A descrição dos retentores em fibra de vidro e os materiais restauradores utilizados no estudo está descrita nos Quadros 2 e 3.

Quadro 2 - Material, nome comercial/fabricante, composição e lote do pino de fibra de vidro e disco de fibra de vidro utilizados no experimento.

MATERIAL	NOME COMERCIAL/FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
	Exacto nº 0.5 (Angelus)	80% em fibra de vidro dispostas unidirecionalmente; 20% em resina epóxi.	102429
	Fiber Cad – Post & Core LAB (Angelus)	75-80% em fibra de vidro dispostas unidirecionalmente; 20-25% em resina epóxi.	50205

Quadro 3 - Material, nome comercial/fabricante, composição e lote do sistema adesivo, cimento resinoso e resina composta bulk-fill utilizados no experimento.

MATERIAL	NOME COMERCIAL/FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
	Single Bond Universal (3M ESPE)	Solvente à base de etanol. 10-MDP; monômero fosfato; resina dimetacrilato; HEMA; metacrilato modificado copolímero ácido poliaquênóico; etanol; água; iniciadores; silano.	2101300686
	RelyX Ultimate (3M ESPE)	<p>Pasta base: 2-Propanóico, 2-metil-, 1,1[1-(hidroximetil) TEGDMA, sílica tratada com silano, fibra de vidro, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetil-hexanoato t-butila</p> <p>Pasta catalisadora: Dimetacrilato substituída; sílica tratada com silano; 1-benzil-5-fenil-ácido, barbitúrico, sal de cálcio; P-Toluenosulfonato de sódio; 1,12-dodecano dimetacrilato; hidróxido de cálcio; 2-ácido propiônico, 2-metil-, [(3-metóxi-propil)imina] di-2,1-etanodil éster e dióxido de titânio.</p>	7353585

	Filtek™ One Bulk Fill (3M ESPE)	AFM, AUDMA, UDMA e 1, 12-dodecano-DMA, sílica de 20 nm, zircônia de 4 a 11 nm e partículas de trifluoreto de itérbio em partículas aglomeradas de 100 nm.	NA72256
---	---------------------------------	---	---------

4.4 CIMENTAÇÃO DOS PINOS

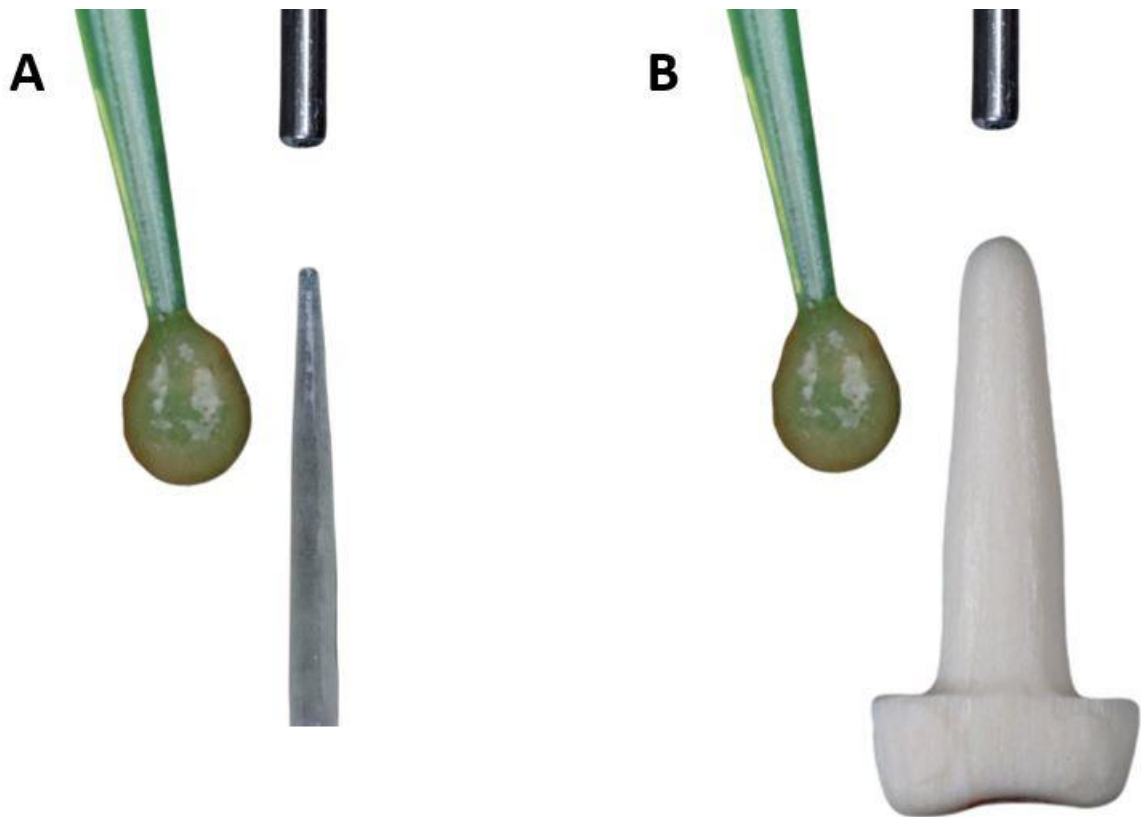
Antes de iniciar os procedimentos de cimentação, para os grupos controle e pino anatômico, os pinos foram seccionados transversalmente, por meio de um disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração em água constante, sendo que nos 8 dentes seccionados logo abaixo da JCE os pinos resultaram em 13 mm de comprimento, de uma maneira que 10 mm do pino atingiu o comprimento de trabalho radicular, e os outros 3 mm serviram como um guia para a distância do aparelho fotoativador durante os procedimentos de fotoativação dos espécimes e para os 8 dentes seccionados 2 mm acima da JCE, os pinos foram seccionados transversalmente, sob as mesmas condições descritas anteriormente, diferindo com relação ao comprimento dos pinos, pois resultaram em 15 mm, de uma maneira que 12 mm do pino atingiu o comprimento de trabalho radicular, e os outros 3 mm serviram como um guia para a distância do aparelho fotoativador durante os procedimentos de fotoativação dos espécimes. Desta maneira, além de ser padronizada a distância da fotoativação, foi possível verificar o completo assentamento dos pinos nos condutos preparados.

Ainda previamente ao procedimento de cimentação, os pinos de fibra de vidro foram limpos somente com álcool 70% durante 5 s e foram secos com jato de ar, conforme especificação do fabricante.

Todos os pinos e núcleos (n=48) foram cimentados com o sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) e o cimento resinoso dual (RelyX Ultimate, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil), seguindo as recomendações do

fabricante, na estratégia de adesão *self-etch*. Foi aplicado no pino de fibra de vidro o adesivo universal durante 20 s, seguido de um leve jato de ar durante 5 s (Figura 8A e 8B).

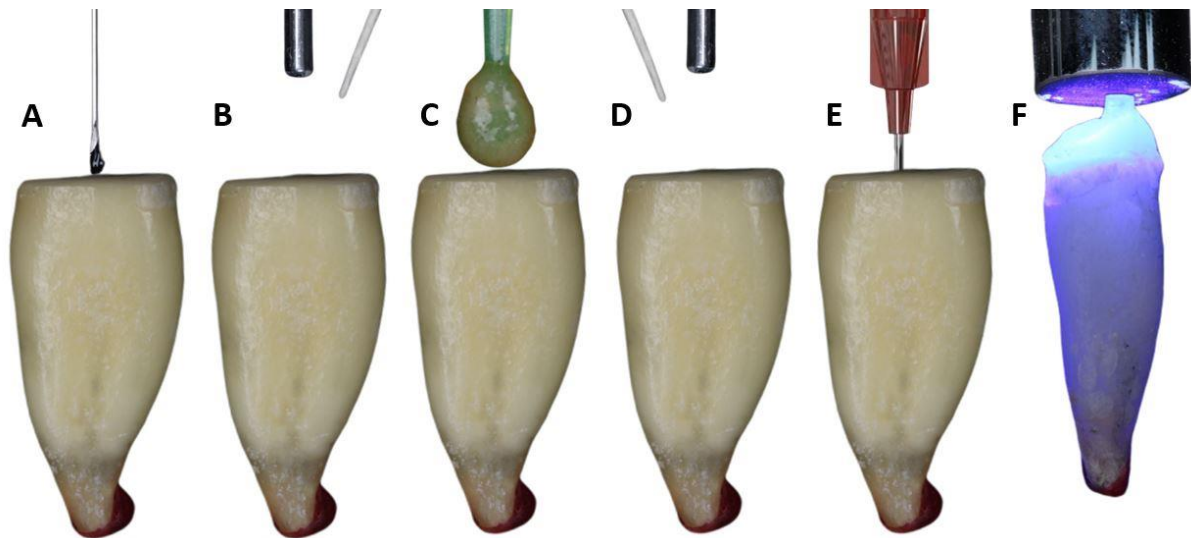
Figura 8 – A – Foi aplicado no pino de fibra de vidro o adesivo universal durante 20 s, seguido de um leve jato de ar durante 5 s B - Foi aplicado no núcleo de fibra de vidro o adesivo universal durante 20 s, seguido de um leve jato de ar durante 5 s.



Fonte: o autor.

O conduto foi irrigado por 15 s com água destilada (Figura 9A), seguido de leve jato de ar por 5 s, e uso de duas pontas de papel absorvente (Figura 9B). Foi então aplicado uma camada de sistema adesivo universal (Figura 9C), intercalado por jato de ar durante 5 s para evaporação do solvente, o excesso de adesivo foi removido com uma ponta de papel absorvente (Figura 9D). O cimento resinoso foi então manipulado e levado no interior do conduto com uma seringa Centrix Precision (Maquira, Maringá, PR, Brasil) de forma com que se inserisse o cimento resinoso mais facilmente ao conduto, no sentido ápico-cervical para evitar a formação de bolhas (Figura 9E). O pino de fibra foi levado em posição, mantido sob pressão por 3 s, e realizou-se a fotopolimerização por 40 s (Figura 9F).

Figura 9 – A – Irrigação do conduto por 15 s com água destilada; B - Leve jato de ar por 5 s, e uso de duas pontas de papel absorvente para remoção do excesso de água destilada; C – Aplicação de uma camada de sistema adesivo universal; D - Jato de ar durante 5 s para evaporação do solvente e remoção do excesso de adesivo com uma ponta de papel absorvente; E - O cimento resinoso foi levado no interior do conduto com uma seringa Centrix Precision; F - Fotopolimerização durante 40 s.



Fonte: o autor.

Após os procedimentos de cimentação, os pinos foram cobertos com cimento de ionômero de vidro convencional (Vitro Fil, DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), e todas as raízes foram armazenadas em umidade relativa com água destilada a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante uma semana.

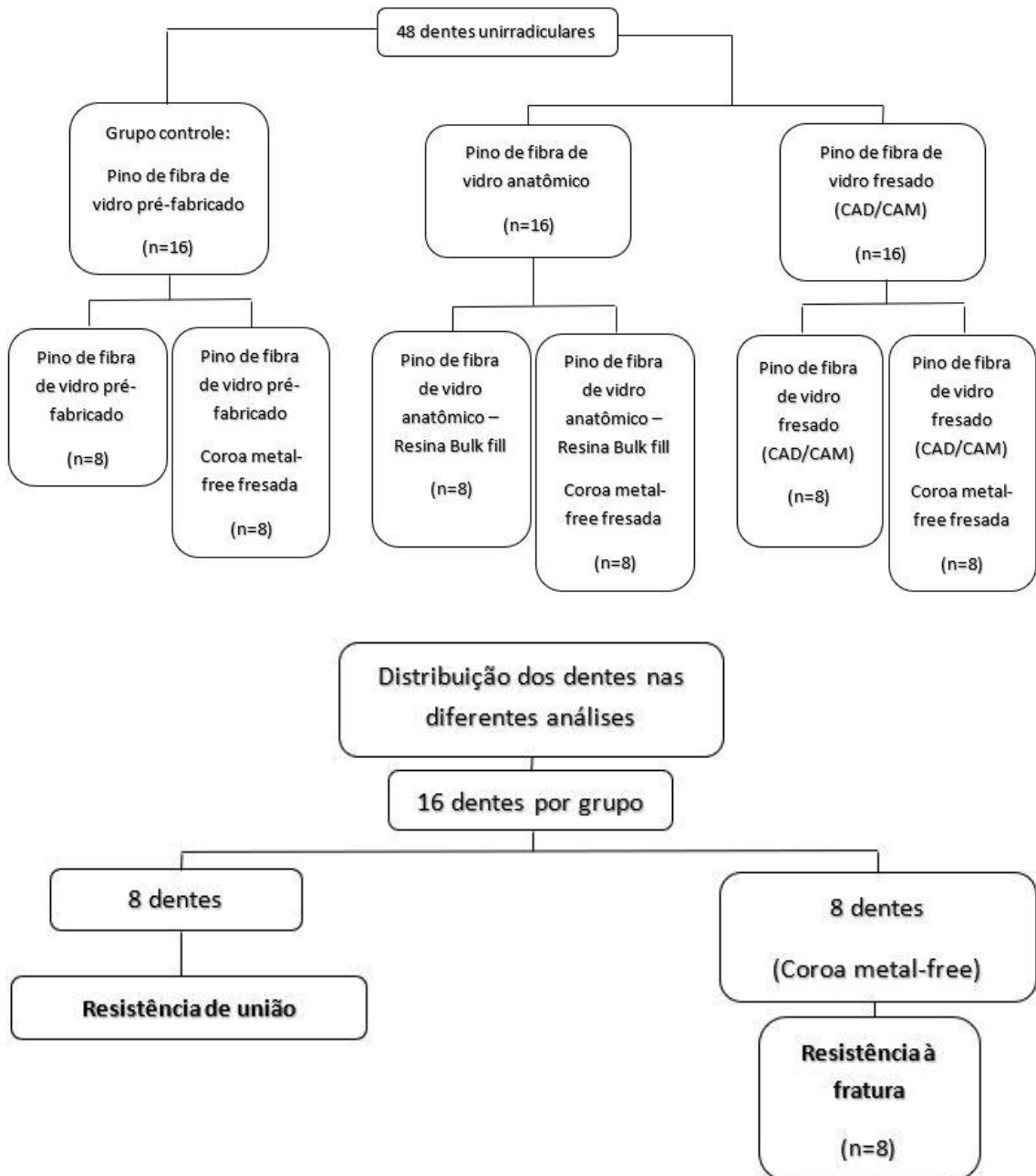
Todos os procedimentos de fotoativação desse experimento foram realizados com um aparelho fotopolimerizador polywave LED (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), com uma intensidade de luz de $1200 \text{ mW}/\text{cm}^2$.

4.5 DISTRIBUIÇÃO DOS ESPÉCIMES PARA OS DIFERENTES TESTES

Dos 16 dentes por grupo, os 8 que tiveram suas raízes seccionadas imediatamente abaixo da JCE foram preparados para o teste de resistência de união por meio do teste de *push-out*, e os 8 dentes por grupo que foram seccionados 2 mm acima da JCE receberam a cimentação de coroas indiretas e simulação do ligamento

periodontal, em seguida, foram submetidos ao teste de resistência à fratura (Figura 10).

Figura 10 – Flow-chart do delineamento do estudo.

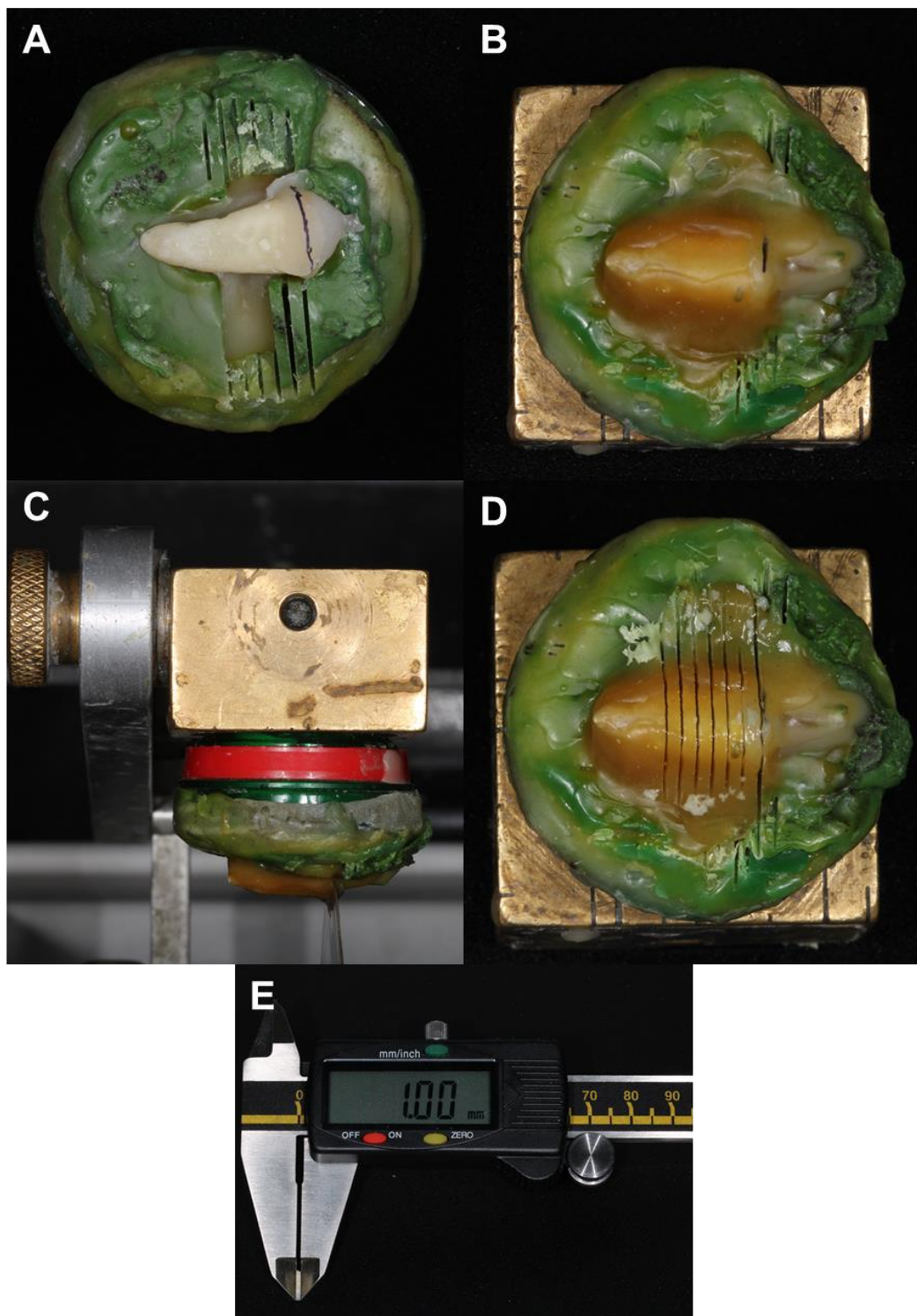


Fonte: o autor.

4.6 PREPARO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE *PUSH OUT*

Para os 8 dentes por grupo que foram selecionados para a análise de resistência de união por meio do teste *push-out*, as raízes foram adaptadas com cera pegajosa (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil) (Figura 11A e 11B) e então seccionadas perpendicularmente em relação ao seu longo eixo com um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) sob constante refrigeração com água (Figura 11C e 11D). Seis fatias com espessura média de $1 \pm 0,1$ mm foram obtidas e verificadas por meio de um paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Mitutoyo Digimatic Caliper, Tóquio, Japão) (Figura 11E).

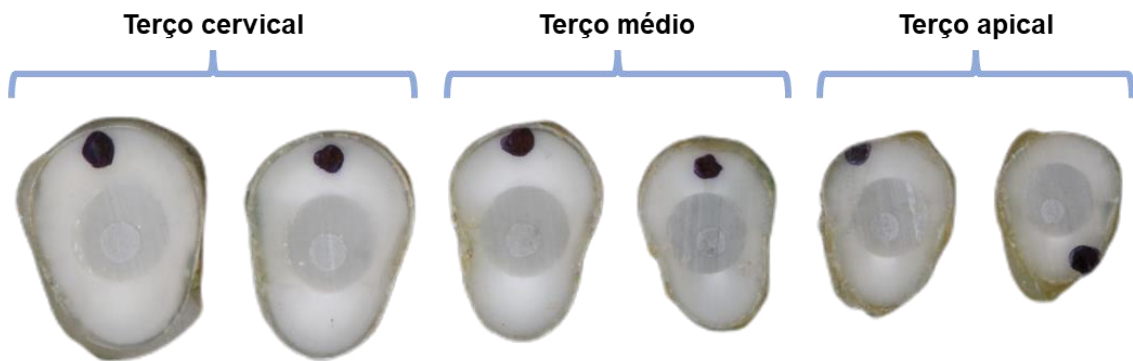
Figura 11 – A – Raiz posicionada para receber cera pegajosa; B - Raiz adaptada com cera pegajosa; C - secção perpendicular em relação ao seu longo eixo com um disco de diamante montado em uma máquina de corte; D – Raiz seccionada; E – Obtenção da fatia com espessura de 1 mm.



Fonte: o autor.

Para cada raiz foram obtidas seis fatias, as quais foram distribuídas da seguinte maneira: terço cervical (duas fatias), terço médio (duas fatias) e terço apical (duas fatias) (Figura 12).

Figura 12 – Obtenção de duas fatias do terço cervical, duas fatias do terço médio e duas fatias do terço apical.



Fonte: o autor.

4.6.1 Análise da resistência de união (RU) por meio do teste *push-out*

Esse teste foi realizado em todas as 6 fatias obtidas das 8 raízes de cada grupo experimental. Previamente ao ensaio de *push-out* todas as fatias foram fotografadas nos dois lados, com aumento de 40 X, em microscópio óptico (Olympus, modelo BX 51, Olympus, Tóquio, Japão) para aferição dos diâmetros cervical e apical da área interna do canal radicular, com o objetivo de calcular a área adesiva para cada fatia obtida. Esta mensuração foi realizada com o auxílio do *Software Image J* (National Institutes of Health, Bethesda; Maryland, EUA).

Cada fatia foi posicionada sobre um dispositivo metálico com uma pequena abertura central, com sua porção mais cervical posicionada para baixo, de tal forma que a máquina de ensaio universal exerça uma força compressiva constante no sentido ápico-cervical até promover o deslocamento do pino intrarradicular. Foram elaboradas pontas metálicas cilíndricas (atuadores) correspondentes ao diâmetro do pino que será testado (Figura 13A). O atuador foi posicionado no centro de cada

fragmento de pino, de modo que a ponta aplicadora da carga toca somente a área dos pinos, sem estressar as paredes laterais dos canais radiculares. O conjunto foi levado para uma máquina de ensaio universal (INSTRON Corp, Canton, MA, EUA) com uma célula de carga de 50 Kgf a uma velocidade de 0,5 mm/min até o deslocamento do pino (Figura 13B).

Logo, o valor da carga foi registrado em Newtons (N) e foi convertido em MPa, dividindo o valor da carga (N) pelo valor da área adesiva (mm²). Para calcular a área adesiva (SL), foi utilizada a fórmula de superfície lateral de um cone truncado: $SL = \pi(R + r)[h + \sqrt{h^2 + (R - r)^2}]$

Onde:

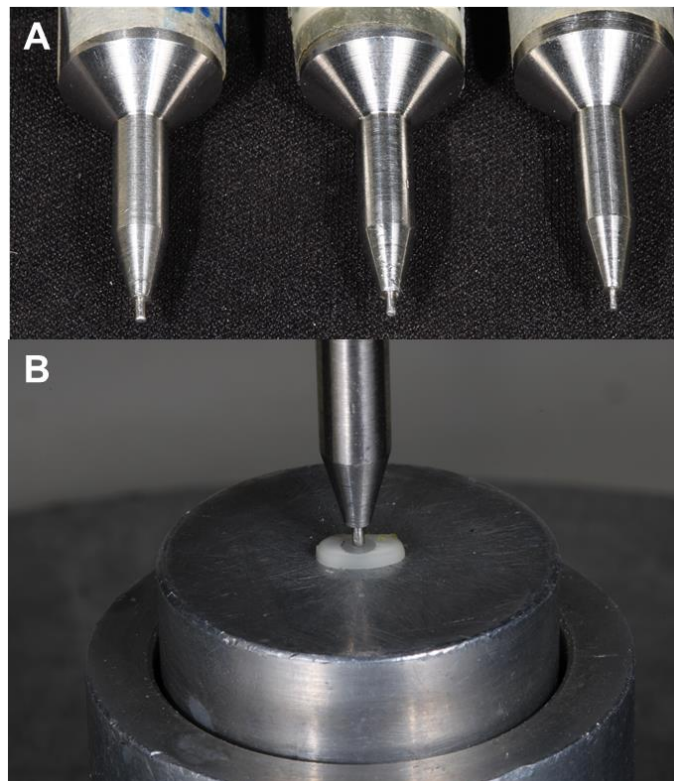
π é a constante 3,1416;

R representa o raio cervical do pino + cimento/resina (mm);

r representa o raio apical do pino + cimento/resina (mm);

h representa a espessura dos corpos-de-prova (mm).

Figura 13 – A – Atuadores com espessura de 1,2 mm, 0,9 mm e 0,6 mm, respectivamente; B - Fatia posicionada na máquina de ensaio universal, com sua parte cervical virada para baixo.



Fonte: o autor.

4.6.2 Análise do padrão de fratura do teste push-out

Após o ensaio de *push-out*, cada espécime foi analisado em um microscópio óptico (Olympus, model BX 51, Olympus, Tóquio, Japão) com ampliação de 40x, para classificação dos padrões de fratura: A - fratura adesiva entre o cimento resinoso e a dentina radicular, B - fratura adesiva entre o cimento resinoso e o pino de fibra de vidro, C – fratura adesiva entre resina composta e cimento resinoso, D – fratura adesiva entre resina composta e pino de fibra de vidro, E - fratura coesiva de pino de fibra, F - fratura coesiva de cimento resinoso, G - fratura coesiva de dentina radicular, H - fratura coesiva de resina composta e I – fratura mista (quando mais de um tipo de fratura for presente).

4.7 PREPARO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Para os 8 dentes por grupo que foi realizada a análise de resistência à fratura, previamente ao teste foram cimentadas coroas indiretas e foi realizada a simulação do ligamento periodontal.

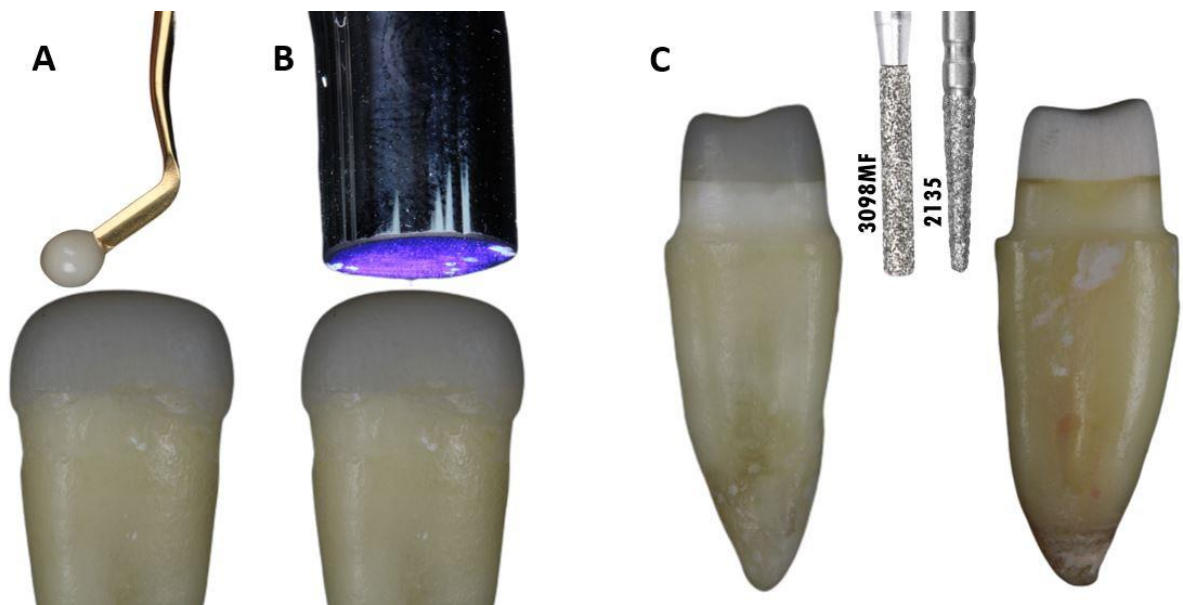
4.7.1 Preparo e cimentação de coroas indiretas

Para preparo e cimentação de coroas indiretas, uma semana após os procedimentos de cimentação dos pinos, nos grupos controle e pino anatômico direto, foram confeccionados núcleos diretos de resina composta para realizar o preparo protético das coroas totais *metal-free*, e no grupo do núcleo fresado os preparos foram realizados sobre o núcleo já pré-existente do próprio pino fresado. Os núcleos de resina composta foram realizados com resina composta tipo *bulk* com viscosidade regular (Filtek Bulk Fill, cor A2, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) na parte coronária de todos os retentores dessas raízes (Figura 14A). A resina composta *bulk fill* foi inserida em um incremento (5 mm) e foi fotoativado por 20 s (Figura 14B).

Os preparos de todos os núcleos (n=24) foram realizados com as pontas diamantadas nº 2135 e nº 3098MF (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) adaptadas em

alta rotação, sob refrigeração em água constante (Figura 14C). Os preparos apresentaram fêrula no término cervical de 2,0 mm de extensão (altura), 1,2 mm de ombro (espessura) e redução oclusal de 1,5 mm. Os ângulos axiais e ocluso-axiais foram arredondados, e a linha de término cervical será contínua, definida e nítida.

Figura 14 – A – Inserção de resina composta tipo *bulk* com viscosidade regular para formação do núcleo; B – Fotoativação por 20 s; C – Os preparos de todos os núcleos foram realizados com as pontas diamantadas nº 2135 e nº 3098MF.

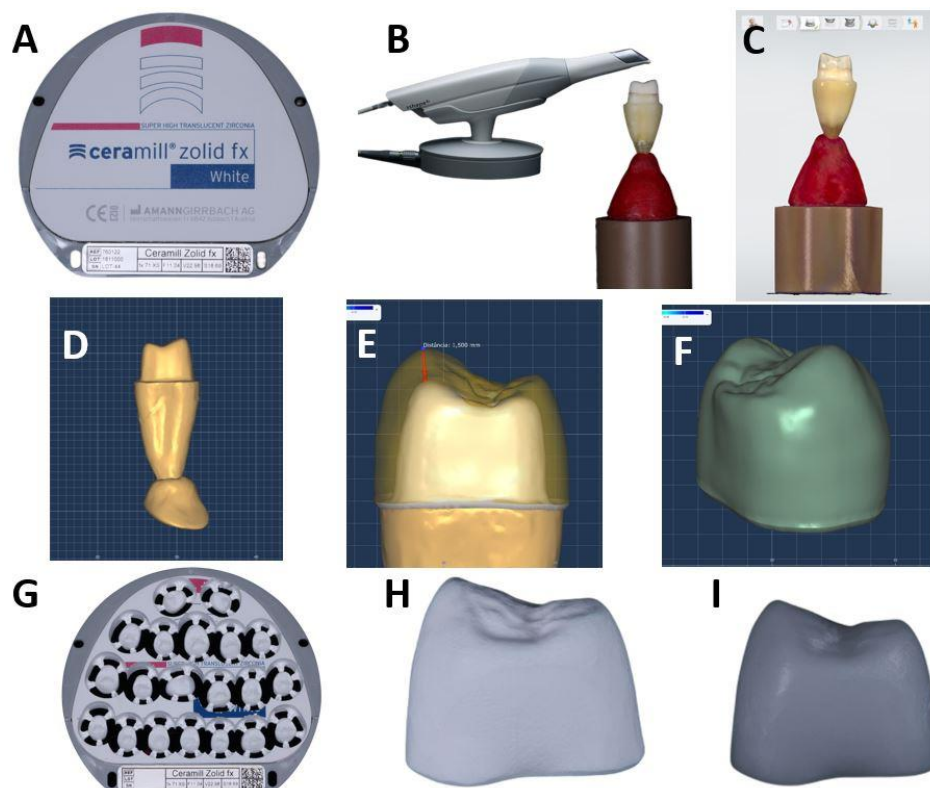


Fonte: o autor.

Para todos grupos, os preparos foram submetidos aos procedimentos de acabamento e polimento com o sistema de discos Diamond Pro (Diamond Pro, FGM, Joinville, SC, Brasil) aplicados em granulação decrescente (grossa, média, fina e extrafina) por 20 s cada, adaptados em baixa rotação, com movimentos circulares. Esses preparos foram enviados para o Centro em Odontologia Digital da Universidade Estadual de Ponta Grossa (COD-UEPG), onde foram escaneados com o scanner intraoral (3Shape TRIOS, 3Shape, Copenhage, Dinamarca) (Figuras 15B e 15C) e foram exportados em arquivo STL. ao *software* de desenho (Ceramill Mind, Amann Girrbach, Koblach, Áustria) (Figura 15D) para serem desenhadas as coroas, padronizando a altura da cúspide vestibular de todas as coroas com 1,5 mm de altura (Figuras 15E e 15F). Após o desenho, as coroas foram posicionadas no disco através do *software* de posicionamento (Ceramill Match, Amann Girrbach, Koblach, Áustria) e

o disco em zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 5 mol% de Ítria - 5Y-TZP (Ceramill Zolid FX, Amann Girrbach, Koblach, Áustria) (Figura 15A) foi fresado pela fresadora (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach, Curitiba, PR, Brasil) para obtenção das coroas protéticas (Figuras 15G e 15H). As mesmas foram sinterizadas no forno de sinterização (Ceramill Therm s, Amann Girrbach, Koblach, Áustria) com fase de aquecimento com temperatura ambiente até a temperatura final de 1450 °C, taxa de aquecimento de 5 - 10 K/min, tempo de parada com temperatura final de 2 horas, fase de arrefecimento com temperatura final de 1450 °C até a temperatura ambiente (no mínimo < 200 °C) e aproximadamente 5 K/min (aproximadamente 5 horas) (Figura 15I).

Figura 15 – A – Disco em zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 5 mol% de Ítria - 5Y-TZP; B – Posicionamento das raízes em um suporte com cera utilidade e escaneamento através de um scanner intraoral; C – Digitalização das raízes; D – Exportação dos escaneamentos em arquivo STL para o *software* de desenho; E – Padronização da altura da cúspide vestibular das coroas com 1,5 mm de altura; F – Aspecto final da coroa após o desenho; G - Disco em zircônia após o fresamento das coroas; H – Coroa em zircônia antes da sinterização; I – Aspecto final da coroa em zircônia após a sinterização.

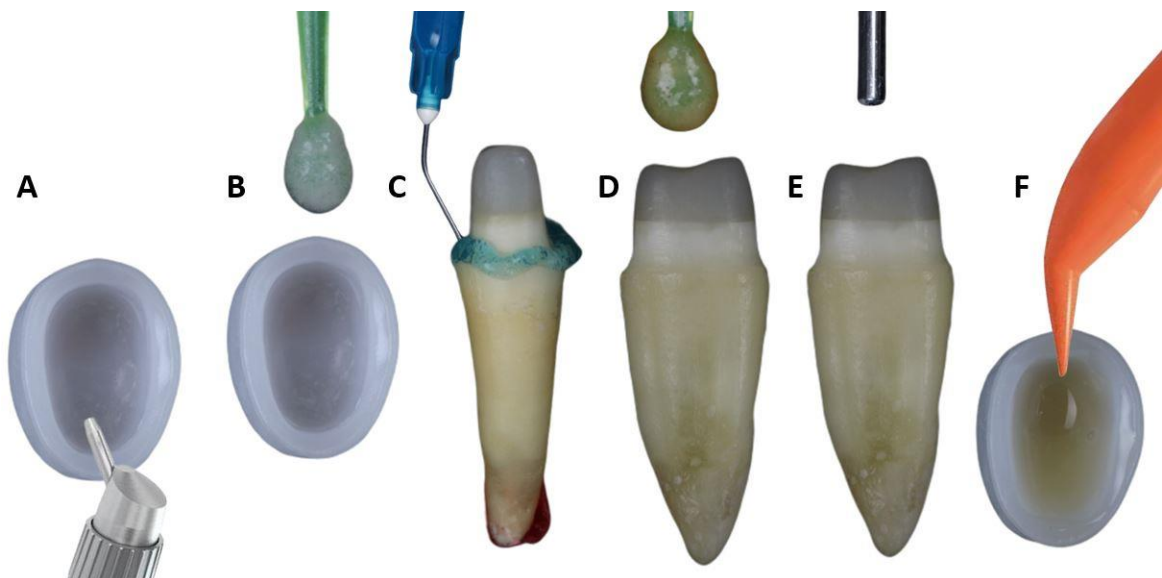


Fonte: o autor.

Após a prova e ajuste das coroas, as mesmas tiveram a superfície interna asperizada com partículas de óxido de alumínio de 50 μm a ≤ 2 bar de pressão (Figura 16A), foram limpas com álcool 70% durante 5 segundos, seguido de jato de ar para secar. Foi aplicado uma camada fina de silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) na superfície interna das coroas (Figura 16B), foi deixado durante 60 segundos e foi aplicado um forte jato de ar para remover todo o excesso remanescente.

Nos preparos protéticos foi aplicado ácido fosfórico 37% (Condac 37%, FGM, Joinville, SC, Brasil) em esmalte, durante 15 segundos (Figura 16C), seguido de lavagem por 30 segundos, jato de ar por 10 segundos e foi aplicado uma camada de sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) (Figura 16D), intercalado por jato de ar durante 5 s, para evaporação do solvente (Figura 16E). O cimento resinoso foi então manipulado e levado no interior da coroa com a seringa Centrix Precision (Maquira, Maringá, PR, Brasil) de forma com que se inserisse o cimento resinoso mais facilmente nas coroas (Figura 16F). A coroa em zircônia foi levada em posição, foi mantida sob pressão por 3 s, e foi fotopolimerizada por 20 s em cada face.

Figura 16 – A – Asperização da superfície interna das coroas com partículas de óxido de alumínio de 50 μm a ≤ 2 bar de pressão; B – Aplicação de uma camada fina de silano; C – Aplicação de ácido fosfórico 37% em esmalte, durante 15 segundos; D – Aplicação de uma camada de sistema adesivo universal; E – Jato de ar por 5 s após a aplicação do sistema adesivo; F – O cimento resinoso foi levado no interior da coroa com a seringa Centrix Precision.



Fonte: o autor.

4.7.2 Simulação do ligamento periodontal

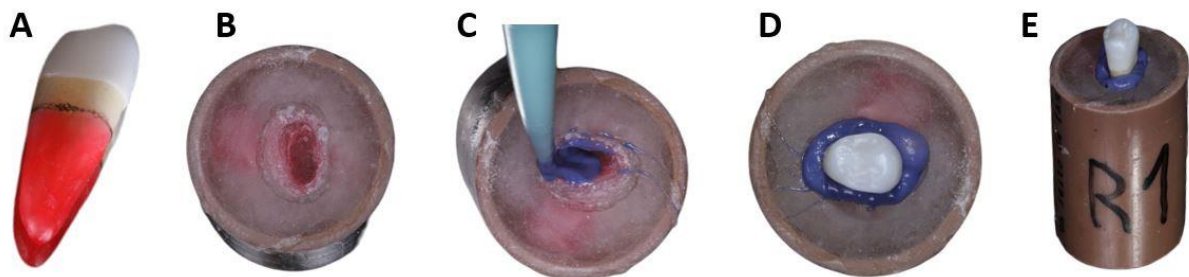
Com a finalidade de reproduzir uma situação clínica, foi realizada a simulação do ligamento periodontal para os 8 dentes de cada grupo que foram cimentadas as coroas *metal-free*, com a finalidade de simular a movimentação dos dentes no osso alveolar, de acordo com a metodologia descrita por (Soares et al. ¹¹⁷ 2005).

Inicialmente, as superfícies radiculares foram cobertas com cera utilidade derretida (Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) até 3 mm abaixo da JCE, de modo progressivo, com o uso de espátula nº 7, lamparina a gás, esculpador Lecron e esculpador Hollemback nº 3S, resultando em uma camada de cera de aproximadamente 0,3 mm de espessura (Figura 17A).

Um tubo de PVC de ½ polegada com 25 mm de diâmetro e 40 mm de altura foi utilizado como suporte para o dente. Resina acrílica foi manipulada de acordo com as recomendações do fabricante e foi vertida imediatamente no interior do tubo de PVC, sendo, em seguida, o dente posicionado no centro do mesmo, até o limite de cera.

Após 24 h da polimerização da resina, os dentes foram removidos dos tubos de PVC (Figura 17B) e a cera foi removida das superfícies radiculares e do alvéolo artificial recém obtido com água morna. Esse espaço foi preenchido com material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) por meio de uma seringa de elastômero e as raízes foram novamente inseridas nos seus respectivos alvéolos artificiais (Figuras 17C e 17D). O excesso de material de moldagem foi removido. Dessa maneira, o poliéter preencheu o espaço anteriormente ocupado pela cera, resultando na simulação de um ligamento periodontal, com espessura padronizada de 0,3 mm (Soares et al. ¹¹⁷ 2005) (Figura 17E).

Figura 17 – A – As superfícies radiculares foram cobertas com cera utilidade derretida até 3 mm abaixo da JCE; B - Após 24 h da polimerização da resina, os dentes foram removidos dos tubos de PVC; C – Preenchimento do espaço com material de moldagem à base de poliéster por meio de uma seringa de elastômero; D - As raízes foram novamente inseridas nos seus respectivos alvéolos artificiais; E – Amostra simulando o ligamento periodontal.

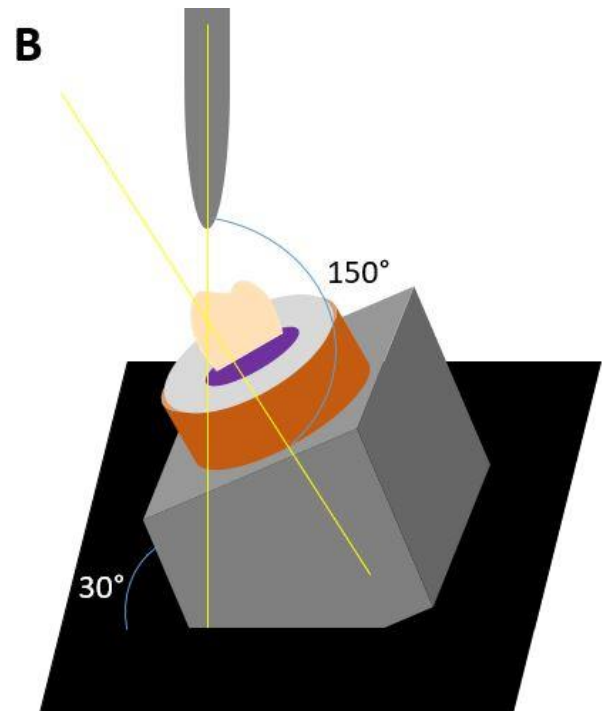


Fonte: o autor.

4.7.3 Análise da resistência à fratura (RF) sob compressão

Os 8 dentes de cada grupo experimental que receberam a cimentação de coroas indiretas e simulação do ligamento periodontal foram submetidos ao teste de resistência à fratura. Os corpos-de-prova foram fixados na máquina de ensaios universal (Shimadzu AG-I, Columbia, EUA) por meio de um suporte em aço inoxidável (100 mm de altura por 70 mm de base) possuindo um plano inclinado de 30° em relação ao plano do solo, com uma cavidade cilíndrica na porção central para adaptação do tubo de PVC. O dispositivo metálico formou um ângulo de 150° entre o cone de aço do mordente superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes, simulando o componente de forças que atuam sobre os dentes posteriores (Figura 18B). O conjunto foi adaptado em uma máquina de ensaios universal que foi carregada com uma célula de carga de 3000 N e velocidade de 0,5 mm/min. A carga foi aplicada com uma ponta em forma de lâmina de faca com largura de 10 mm por 5 mm de espessura, a qual foi apoiada na cúspide vestibular (cúspide de trabalho) das coroas (Figura 18A).

Figura 18 – A – Teste de resistência à fratura; B - Plano inclinado de 30° em relação ao plano do solo, com uma cavidade cilíndrica na porção central para adaptação do tubo de PVC. O dispositivo metálico formou um ângulo de 150° entre o cone de aço do mordente superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes, simulando o componente de forças que atuam sobre os dentes posteriores.



Fonte: o autor.

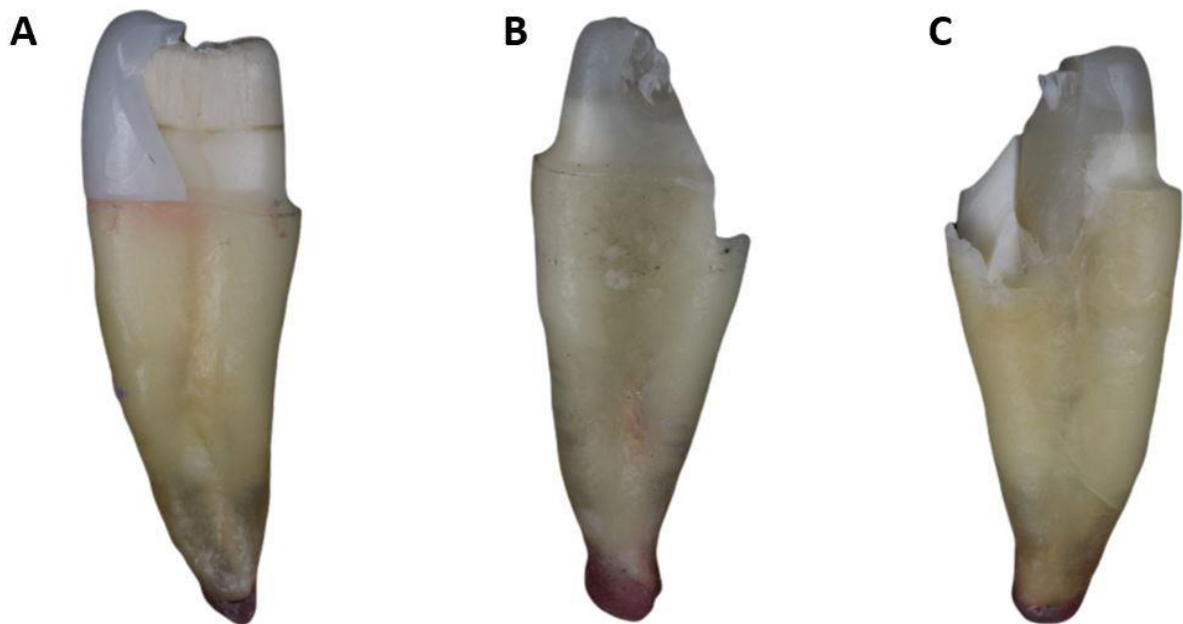
A máquina de ensaios foi programada de forma que a carga seja automaticamente descontinuada (paralisação da máquina) quando o sistema de alguma forma falhe (deslocamento ou fratura da coroa, ou da porção cervical ou ainda fratura da raiz). Os valores foram registrados em Newton.

4.7.4 Avaliação do padrão de fratura do teste resistência à fratura

Após o teste de resistência à fratura, as raízes foram removidas dos tubos de PVC, o ligamento periodontal artificial foi removido com auxílio de curetas periodontais e foram observados os padrões de fraturas, classificando-os de acordo com o grau de destruição dentária: favorável – deslocamento e/ou fratura da coroa (Figura 19A), do pino ou fratura radicular acima do nível cervical (Figura 19B), as quais permitiriam a

realização de uma nova restauração, e desfavorável – fratura abaixo do terço cervical radicular, fratura radicular vertical ou oblíqua (Figura 19C) e fratura radicular horizontal nos terços médio e apical, as quais condenariam o dente à extração (Gomes et al. ³¹ 2014; Maccari et al. ¹¹⁸ 2007; Zogheib et al. ¹¹⁹ 2011).

Figura 19 – A – Fratura da coroa; B - fratura radicular acima do nível cervical; C - Fratura radicular vertical ou oblíqua.



Fonte: o autor.

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de resistência de união foram submetidos a análise de variância (ANOVA) de dois fatores (grupo experimental vs região radicular) e *Tukey* ($\alpha = 0,05$). Os dados de resistência à fratura foram submetidos a ANOVA um fator (grupo experimental) e *Tukey* ($\alpha = 0,05$). Todos os cálculos foram realizados por meio do software estatístico Sigma Plot 11 (Systat Software, San Jose, CA, EUA).

Os dados dos padrões de fratura de cada teste foram avaliados apenas qualitativamente.

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Os resultados de resistência de união (média \pm desvios padrões) para os diferentes grupos experimentais estão demonstrados na Tabela 1. O teste ANOVA dois fatores demonstrou que a dupla interação grupo experimental vs. região radicular foi significativa ($p < 0,05$).

Tabela 1 – Valores médios e desvios-padrões de resistência de união (MPa) para os diferentes grupos experimentais*

REGIÃO RADICULAR	GRUPOS EXPERIMENTAIS		
	GRUPO CONTROLE	PINO ANATÔMICO	PINO FRESADO
CERVICAL	4,9 \pm 1,0 d	9,0 \pm 2,1 b	11,7 \pm 2,0 a
MÉDIA	5,0 \pm 0,6 d	5,7 \pm 1,3 cd	8,0 \pm 1,0 bc
APICAL	3,9 \pm 0,9 d	5,9 \pm 2,3 cd	7,8 \pm 1,8 bc

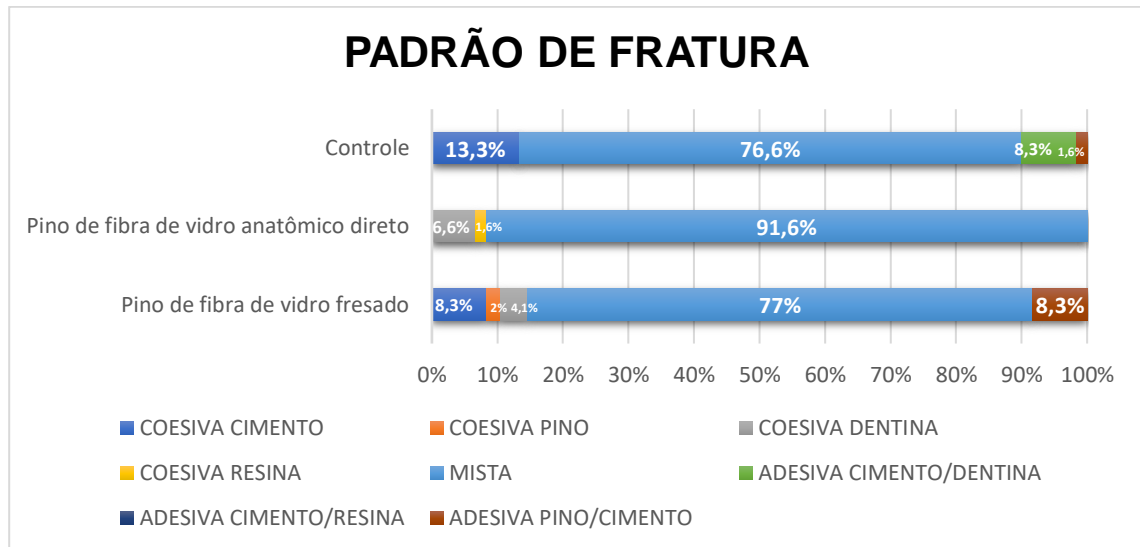
* Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).

Os maiores valores de resistência de união foram observados para o grupo do pino fresado, sendo estatisticamente superiores ao grupo controle em todas as regiões radiculares ($p < 0,05$). Já, o grupo do pino fresado foi estatisticamente superior também ao grupo do pino anatômico apenas na região cervical ($p < 0,05$), sendo estatisticamente semelhantes nas regiões radiculares média e apical ($p > 0,05$).

5.1.1 Padrão de fratura do teste de resistência de união

Os diferentes padrões de fratura após o teste de resistência de união estão demonstrados no Gráfico 1. Pode-se observar que a fratura mista predominou em todos os grupos, sendo que o pino de fibra de vidro pré fabricado apresentou também fraturas coesivas no cimento, adesiva entre cimento e dentina e adesiva entre pino e cimento. O pino de fibra de vidro anatômico direto apresentou também fraturas coesivas em dentina e coesivas em resina; e o pino de fibra de vidro fresado apresentou também fraturas coesivas em cimento, coesivas no pino, coesiva na dentina e adesiva entre pino e cimento.

Gráfico 1 - Representação dos padrões de fratura observados após o teste de resistência de união para os diferentes grupos experimentais



5.2 RESISTÊNCIA À FRATURA

Os resultados de resistência à fratura (média \pm desvios padrões) para os diferentes grupos experimentais estão demonstrados na Tabela 2. O teste ANOVA um fator demonstrou que o grupo pino fresado foi estatisticamente superior aos grupos controle e pino anatômico ($p < 0,05$), os quais foram estatisticamente semelhantes entre si ($p > 0,05$).

Tabela 2 – Valores médios e desvios-padrões de resistência à fratura para os diferentes grupos experimentais*

GRUPOS EXPERIMENTAIS		
GRUPO CONTROLE	PINO ANATÔMICO	PINO FRESADO
1170,2 \pm 112,8 b	1055,4 \pm 128,9 b	1403,4 \pm 130,7 a

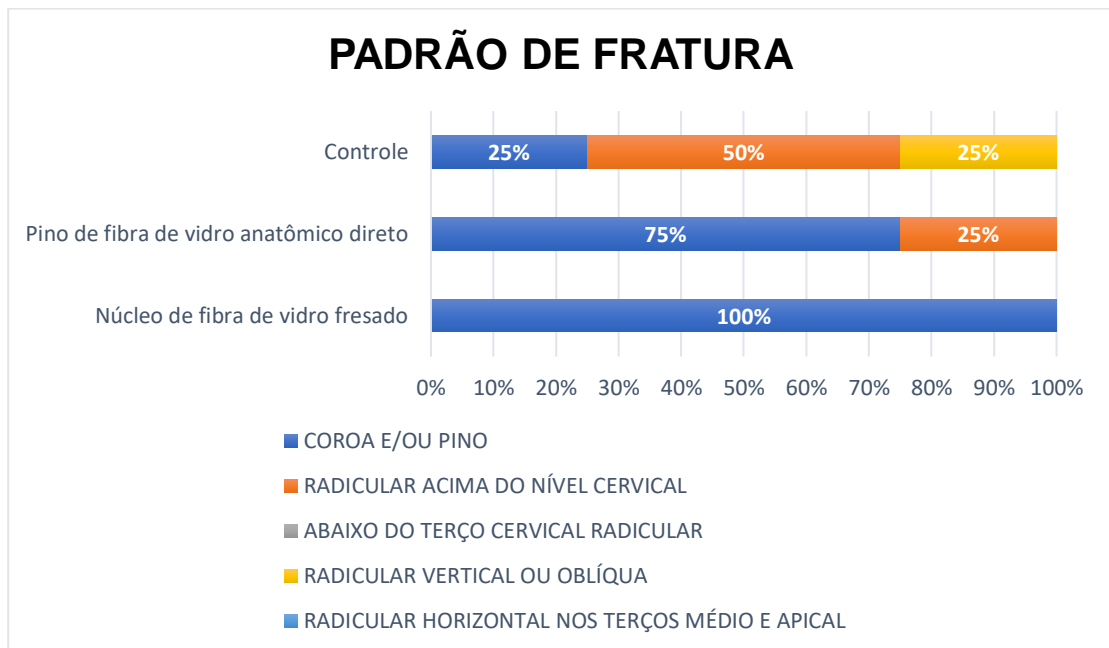
* Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).

5.2.1 Padrão de fratura do teste de resistência à fratura

Os diferentes padrões de fratura após o teste de resistência à fratura estão

demonstrados no Gráfico 2. Pode-se observar que as fraturas favoráveis predominaram em todos os grupos; sendo que o pino de fibra de vidro pré-fabricado apresentou como fraturas favoráveis: fratura de coroa e/ou pino e fratura radicular acima do nível cervical (75%), mas apresentou também fratura desfavorável, sendo ela fratura radicular vertical ou oblíqua (25%). O pino de fibra de vidro anatômico direto e o pino de fibra de vidro fresado apresentaram somente fraturas favoráveis (100%), sendo que predominaram no pino de fibra de vidro anatômico direto as fraturas de coroa e/ou pino sobre a fratura radicular acima do nível cervical, e o pino de fibra de vidro fresado apresentou somente fraturas de coroa e/ou pino.

Gráfico 2 - Representação dos padrões de fratura observados após o teste de resistência à fratura para os diferentes grupos experimentais



6 DISCUSSÃO

No presente estudo, os maiores valores de resistência de união foram obtidos pelo grupo do pino de fibra de vidro fresado, onde foi simulado a íntima adaptação do pino de fibra de vidro com o conduto radicular, produzindo assim, espessura mínima de cimento resinoso, como já foi observado em alguns estudos (Eid et al. ³⁹ 2019; Eid et al. ¹²⁰ 2019). A maior espessura da linha de cimento pode afetar negativamente na adesão da restauração, pois pode gerar bolhas e fendas, maior contração de polimerização do cimento resinoso e má distribuição das forças mastigatórias, gerando maior estresse na dentina e no pino (Grandini et al. ²³ 2005; Gomes et al. ³¹ 2014; da Costa et al. ³⁴ 2017).

Na impossibilidade de se obter boa adaptação do pino de fibra de vidro pré-fabricado com o canal excessivamente alargado, existem técnicas para melhorar a adaptação e diminuir o excesso de cimento. A técnica do núcleo de fibra de vidro fresado pelo sistema CAD-CAM é uma técnica relativamente nova na Odontologia e apresenta resultados conflitantes de resistência de união e resistência à fratura na literatura, sendo uma técnica que visa a adaptação ideal do retentor intrarradicular com o canal radicular (Pang et al. ⁵ 2019; Garcia et al. ⁷ 2018; Spina et al. ³⁶ 2017; Eid et al. ³⁸ 2021; Eid et al. ³⁹ 2019; Tsintsadze et al. ⁵⁰ 2018; Eid et al. ¹²⁰ 2019; Sary et al. ¹²¹ 2019; Seckler et al. ¹²² 2021). Porém, a maioria dos estudos compararam os diferentes materiais utilizados como retentores intrarradiculares pelo sistema CAD-CAM e outros compararam o núcleo metálico fundido com o núcleo de fibra de vidro fresado. Este estudo é inédito, pois compara o uso de pino de fibra de vidro anatômico utilizando resina composta tipo *bulk-fill* com o pino de fibra de vidro fresado em CAD-CAM em canais radiculares excessivamente alargados, por meio dos testes de resistência de união e resistência à fratura, já que atualmente o pino de fibra de vidro anatômico é uma das técnicas mais utilizadas e confiáveis em canais radiculares alargados (Gomes et al. ³¹ 2014; Cardenas et al. ¹²³ 2016; Gomes et al. ¹²⁴ 2016) e o pino fresado pelo sistema CAD-CAM também é anatomizado ao canal radicular, mas utiliza-se de uma técnica em monocamada (Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014).

Como já observado em outro estudo (Eid et al. ³⁹ 2019), no presente estudo, a técnica do pino de fibra de vidro fresado apresentou resultados de resistência de união estatisticamente superiores ao pino de fibra de vidro anatômico direto no terço

cervical e apresentou resultados estatisticamente semelhantes nos terços médio e apical. Os maiores valores de resistência de união obtidos neste estudo pelo pino de fibra de vidro fresado podem ser explicados pelo fato de apresentar íntima adaptação aos canais radiculares e pelo pino de fibra de vidro fresado ser um retentor monocamada, não necessitando adicionar uma camada de resina composta para anatomização do canal, como a utilizada na técnica de pino anatômico direto (Garcia et al. ⁷ 2018; Liu et al. ²⁹ 2010; Chen et al. ⁴³ 2014; Hendi et al. ⁴⁷ 2019). Os resultados semelhantes entre os dois grupos nos terços médio e apical (pino fresado e pino anatômico) pode ser explicado pelo fato da resina composta tipo *bulk-fill* poder ser utilizada em incrementos maiores, de até 5 mm de profundidade, por serem translúcidas, aumentando a profundidade de polimerização e pela resina composta tipo *bulk-fill* utilizada neste estudo ter diminuído a quantidade das partículas de carga e aumentado o tamanho das mesmas, fazendo com que diminua a superfície entre a matriz orgânica e as partículas de carga, reduzindo a dispersão de luz, chegando assim maior intensidade de luz em regiões mais profundas. (Bucuta e Ilie ¹²⁵ 2014).

A diminuição da resistência de união nas regiões mais profundas encontrada nesse estudo pode ter relação também com a redução da intensidade de luz do fotopolimerizador nessas regiões, estando assim de acordo com outros estudos (Gomes et al. ³¹ 2014; Bakaus et al. ¹⁰⁸ 2018; Chidoski-Filho et al. ¹⁰⁹ 2020). Alguns estudos sugerem que os pinos de fibra translúcidos transmitem a luz para o canal radicular (Lui ¹⁰⁶ 1994; Goracci et al. ¹²⁶ 2008; Morgan et al. ¹²⁷ 2008; Urapepon ¹²⁸ 2014; Stylianou et al. ¹²⁹ 2017), sendo que essa transmissão de luz é limitada por toda sua profundidade e é inversamente proporcional à distância da fonte irradiadora (Lui ¹⁰⁶ 1994; Morgan et al. ¹²⁷ 2008). Diferentemente dos pinos pré-fabricados, os pinos de fibra de vidro fresados utilizados nesse estudo possuem coloração mais opaca, o que pode ter dificultado ainda mais na passagem de luz durante a fotopolimerização. Podendo também ser responsável por não haver diferenças nos valores de resistência de união nos terços médio e apical entre os grupos do pino anatômico e pino fresado.

As falhas mistas foram as mais frequentes entre todos os grupos testados, diferindo com resultados achados em estudos anteriores (Eid et al. ³⁹ 2019; Eid et al. ¹²⁰ 2019), onde a maior parte das fraturas foram adesivas. Isso pode ter sido causado pelo tipo de cimento utilizado nos estudos, sendo que neste estudo foi utilizado um

cimento resinoso convencional de dupla polimerização em combinação com um sistema adesivo universal e nos estudos citados foi utilizado um cimento resinoso autoadesivo de dupla polimerização, mesmo a literatura mostrando que diferentes estratégias de cimentação não afetam na resistência de união (Rodrigues et al. ¹³⁰ 2017) e diferentes estratégias de cimentação podem afetar na resistência de união (Pereira et al. ⁷⁶ 2021; Miotti et al. ¹³¹ 2020).

No presente estudo, o grupo do pino de fibra de vidro fresado apresentou valores de resistência à fratura estatisticamente superiores ao pino de fibra de vidro anatômico direto e ao pino de fibra de vidro pré-fabricado, estando em concordância com outros estudos (Pang et al. ⁵ 2019; Seckler et al. ¹²² 2021), mesmo um deles não simulando o canal radicular alargado (Seckler et al. ¹²² 2021); pois a combinação de baixa espessura de cimento, íntima adaptação ao canal e utilização de um sistema monocamada geram alta resistência à fratura para restauração do canal radicular distribuindo melhor as forças aplicadas (Andrade et al. ¹³² 2019).

Nesse estudo, foi simulado o ligamento periodontal em todos os dentes que receberam coroas metal-free e foram submetidos ao teste de resistência à fratura. Essa simulação do ligamento periodontal pode afetar significativamente nos valores obtidos nesse teste, através da distribuição das tensões ser o mais próximo possível da situação clínica, utilizando um poliéter que é capaz de deformar e acomodar o dente no alvéolo, o que alivia a concentração de tensões no terço cervical e as transfere por toda a superfície radicular (Soares et al. ¹¹⁷ 2005). Portanto, estudos que não simulam o ligamento periodontal podem alterar o modo de falha que ocorre nos dentes e alterar as comparações que são feitas entre os grupos (Gomes et al. ³¹ 2014; Soares et al. ¹¹⁷ 2005; Rathi et al. ¹³³ 2018).

Os padrões de fratura registrados no teste de resistência à fratura mostram que o núcleo de fibra de vidro fresado teve somente fraturas favoráveis de coroa e/ou pino; o pino de fibra de vidro anatômico apresentou fraturas de coroa e/ou pino e radicular acima do nível cervical e pino de fibra de vidro pré-fabricado apresentou fraturas de coroa e/ou pino, radicular do nível cervical e a radicular vertical ou oblíqua, que é um tipo de fratura desfavorável. Isso pode ser explicado através módulo de elasticidade dos diferentes sistemas, sendo o núcleo de fibra de vidro (25 GPa) mais semelhante com a dentina ($17,06 \pm 25,07$ GPa) do que o pino de fibra de vidro pré-fabricado (40

GPa) e a resina composta tipo *bulk-fill* (10 ± 12 GPa) utilizado no estudo (Marshall et al. ¹³⁴ 2001; Angker et al. ¹³⁵ 2003; Joves et al. ¹³⁶ 2014; Van Meerbeek et al. ¹³⁷ 1993). A melhor distribuição das tensões dos núcleos fresados e dos pinos anatômicos em comparação com o pino pré-fabricado causada pela melhor adaptação ao canal, evitando que ocorressem fraturas indesejáveis (Gomes et al. ³¹ 2014; Eid et al. ⁴⁰ 2019; Seckler et al. ¹²² 2021). De acordo com outro estudo (Fontana et al. ¹³⁸ 2019), a férula, também simulada no presente estudo, permite que as falhas sejam mais reparáveis e apresentem fraturas menos catastróficas.

Como realizado neste estudo, outros estudos também realizaram o teste de resistência à fratura após a cimentação de coroas (Pang et al. ⁵ 2019; Gomes et al. ³¹ 2014; da Costa et al. ³⁴ 2017; Bittner et al. ³⁵ 2010; Eid et al. ³⁸ 2021; Sary et al. ¹²¹ 2019; Ozcan e Sahin ¹³⁹ 2013; Alkhatri et al. ¹⁴⁰ 2019; Suzaki et al. ¹⁴¹ 2021; Bonfante et al. ¹⁴² 2007; Barcellos et al. ¹⁴³ 2013; Ferro et al. ¹⁴⁴ 2016), e outros não cimentaram coroas previamente ao teste, sendo a força aplicada diretamente no núcleo (Spina et al. ³⁶ 2017; Eid et al. ¹²⁰ 2019; Seckler et al. ¹²² 2021; Kalyoncuoğlu et al. ¹⁴⁵ 2015; Bilgin et al. ¹⁴⁶ 2016). A não utilização de coroas pode alterar os valores e os padrões de fratura do teste resistência à fratura, pois a literatura mostra que o tipo de material utilizado como coroa pode alterar significativamente na distribuição das tensões, nos padrões de fratura e no prognóstico do dente (Assif e Gorfil ⁹¹ 1994; Shahmoradi et al. ¹⁴⁷ 2020; Lin et al. ¹⁴⁸ 2020; Shu et al. ¹⁴⁹ 2018).

Entretanto, este é o primeiro estudo que avalia a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com canais radiculares excessivamente alargados utilizando diferentes técnicas restauradoras em combinação com coroas monolíticas de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 5 mol% de Ítria - 5Y-TZP. Segundo o fabricante, a zircônia tetragonal utilizada neste estudo apresenta alta translucidez para restaurações monolíticas ou reduzidas anatomicamente na região anterior, bem como são indicadas para pontes fixas de até 3 elementos na região posterior, apresentando ótimas propriedades mecânicas. Em comparação com o dissilicato de lítio, a zircônia tetragonal apresenta melhores propriedades mecânicas, podendo ser utilizada com menor espessura (abaixo de 1,5 mm), entretanto, apresenta menores propriedades estéticas (Shahmoradi et al. ¹⁴⁷ 2020; Zadeh et al. ¹⁵⁰ 2018).

Materiais fresados pelo sistema CAD-CAM como a cerâmica híbrida, resina composta nanocerâmica, zircônia, cerâmica com infiltração de polímero vêm sendo estudados como retentores intrarradiculares, mostrando resultados comparáveis ou até melhores que o compósito de fibra de vidro fresado na resistência de união e resistência à fratura (Bittner et al. ³⁵ 2010; Spina et al. ³⁶ 2017; Eid et al. ³⁸ 2021; Alkhatri et al. ¹⁴⁰ 2019). Porém, ainda são necessários mais estudos para avaliar os núcleos de fibra de vidro fresados, pois a maioria dos estudos utilizam núcleos com fibras multidirecionais (Pang et al. ⁵ 2019; Eid et al. ³⁸ 2021; Eid et al. ³⁹ 2019; Eid et al. ⁴⁰ 2019; Eid et al. ¹²⁰ 2019) e neste estudo, foi utilizado o núcleo com fibras unidirecionais, o que pode influenciar significativamente no resultado final (Ruschel et al. ⁵¹ 2018; Dyer et al. ¹⁵¹ 2004; Khan et al. ¹⁵² 2015).

As fibras unidirecionais são anisotrópicas (têm diferentes propriedades quando forças são aplicadas em direções diferentes), apresentam maior resistência à fratura quando as forças são aplicadas paralelamente as fibras de vidro e redução quando são aplicadas forças perpendiculares às fibras (Dyer et al. ¹⁵¹ 2004; Khan et al. ¹⁵² 2015). As fibras multidirecionais são isotrópicas (têm as mesmas propriedades quando são aplicadas forças em direções diferentes), apresentam a mesma resistência à fratura quando as forças são aplicadas em diferentes direções, mas apresentam menor resistência à fratura em comparação com as fibras unidirecionais, independente da direção em que a força é aplicada (Dyer et al. ¹⁵¹ 2004; Khan et al. ¹⁵² 2015). Segundo outro estudo (Ruschel et al. ⁵¹ 2018), o pino pré-fabricado com fibras unidirecionais apresenta melhores propriedades mecânicas e características superficiais em comparação ao pino de fibra de vidro fresado com fibras multidirecionais, embora segundo o autor, pesquisas futuras também são necessárias para definir qual disposição da fibra, orientação, tamanho e distribuição da matriz para o sistema CAD-CAM.

Entretanto, apesar dos resultados promissores para a técnica do pino de fibra de vidro fresado, esta técnica pode necessitar de mais sessões clínicas quando comparada à técnica do pino pré-fabricado e do pino anatômico direto, devido a necessidade do seu processamento pelo sistema CAD-CAM, gerando também um maior custo. Por outro lado, 100% das fraturas observadas para essa técnica foram fraturas favoráveis, o que mostra o bom desempenho do material.

Uma limitação do presente estudo é que por ser um estudo in vitro, foi simulado uma carga compressiva estática, não simulando assim todas as condições clínicas. Dessa maneira, ensaios clínicos randomizados são necessários avaliando as diferentes técnicas.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro, foi demonstrado que o pino de fibra de vidro fresado pode ser uma ótima alternativa na restauração de raízes com canais radiculares alargados, pois na avaliação de resistência de união se demonstrou maior que o pino de fibra de vidro pré-fabricado, e maior que o pino de fibra de vidro anatômico direto no terço cervical e na resistência à fratura se demonstrou maior que o pino de fibra de vidro pré-fabricado e o pino de fibra de vidro anatômico direto.

REFERÊNCIAS

1. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* [Internet]. 2008 Jul;24(7):967–77. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18177701>
2. Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2004 Apr;48(2):397–416. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15172607>
3. Baba NZ, Goodacre CJ, Daher T. Restoration of endodontically treated teeth: the seven keys to success. *Gen Dent* [Internet]. 2009;57(6):596–603. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19906612>
4. Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent* [Internet]. 2014 Feb;16(1):71–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24223416>
5. Pang J, Feng C, Zhu X, Liu B, Deng T, Gao Y, et al. Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core. *Dent Mater J* [Internet]. 2019 Feb 8;38(1):114–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30381631>
6. Mankar S, Kumar NSM, Karunakaran J V, Kumar SS. Fracture resistance of teeth restored with cast post and core: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci* [Internet]. 2012 Aug;4(2):S197-202. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23066252>
7. Garcia PP, da Costa RG, Garcia AV, Gonzaga CC, da Cunha LF, Rezende CEE, et al. Effect of surface treatments on the bond strength of CAD/CAM fiberglass posts. *J Clin Exp Dent* [Internet]. 2018 Jun;10(6):591–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29930778>
8. Soares CJ, Valdivia ADCM, da Silva GR, Santana FR, Menezes M de S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J* [Internet]. 2012;23(2):135–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22666771>
9. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci* [Internet]. 2005 Dec;113(6):519–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16324143>
10. Marques JN, Gonzalez CB, Silva EM da, Pereira GD da S, Simão RA, Prado M do. Análise comparativa da resistência de união de um cimento convencional e um cimento autoadesivo após diferentes tratamentos na superfície de pinos de fibra de vidro. *Rev Odontol da UNESP* [Internet]. 2016 Apr 5;45(2):121–6. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1807-25772016000200121&lng=pt&tlng=pt

11. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2003 Dec;90(6):556–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14668756>
12. Sorrentino R, Di Mauro MI, Ferrari M, Leone R, Zarone F. Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses-a systematic review. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2016 Sep;20(7):1449–57. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27460566>
13. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int (Berl)* [Internet]. 2004 Sep;35(8):657–67. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15366533>
14. Pereira JR, da Rosa RA, do Valle AL, Ghizoni JS, Só MVR, Shiratori FK. The influence of different cements on the pull-out bond strength of fiber posts. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 Jul;112(1):59–63. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24423461>
15. Minguini ME, Mantovani MB, Lolli LF, Silva COE, Progiante P, Marson FC. Estudo clínico de pinos intrarradiculares diretos e indiretos em região anterior. *Rev UNINGA Rev*. 2014;20(1):15–20.
16. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2003;16(2):177–82. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12737251>
17. da Silva GR, Santos-Filho PC de F, Simamoto-Júnior PC, Martins LRM, Mota AS da, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J* [Internet]. 2011;22(3):230–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21915521>
18. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod* [Internet]. 2012 Apr;38(4):432–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22414824>
19. Maroli A, Hoelcher KAL, Reginato VF, Spazzin AO, Caldas RA, Bacchi A. Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* [Internet]. 2017 Jul 1;76:839–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28482598>
20. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int (Berl)* [Internet]. 2008 Feb;39(2):117–29. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18560650>

21. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2001;14(1):58–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11842907>
22. Bonfante EA, Pegoraro LF, de Góes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater* [Internet]. 2008 Apr;24(4):483–91. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17675147>
23. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent* [Internet]. 2005;7(3):235–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16240965>
24. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* [Internet]. 1992 Jul;18(7):332–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1402595>
25. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent* [Internet]. 2007 Dec;20(6):353–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18269124>
26. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int (Berl)* [Internet]. 1996 Jul;27(7):483–91. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8941826>
27. Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J* [Internet]. 2008;19(4):329–33. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19180323>
28. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* [Internet]. 2009 Jan;28(1):44–56. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19280967>
29. Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2010 Jun;103(6):330–3. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60071-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60071-6)
30. Wandscher VF, Bergoli CD, Limberger IF, Ardenghi TM, Valandro LF. Preliminary results of the survival and fracture load of roots restored with intracanal posts: weakened vs nonweakened roots. *Oper Dent* [Internet]. 2014;39(5):541–55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24502753>

31. Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A. Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue. *J Adhes Dent* [Internet]. 2014 Jun;16(3):267–76. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24779026>
32. Passos L, Barino B, Laxe L, Street A. Fracture resistance of single-rooted pulpless teeth using hybrid CAD/CAM blocks for post and core restoration. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2017;20(3):287–301. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28852746>
33. Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho C de F, Menezes M de S, Silveira DM da, Martins LRM. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2009;17(6):600–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20027434>
34. Costa RG, Freire A, Morais ECC, Souza EM, Correr GM, Rached RN. Effect of CAD/CAM glass fiber post-core on cement micromorphology and fracture resistance of endodontically treated roots. *Am J Dent* [Internet]. 2017;30(1):3–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29178707>
35. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2010 Jun;103(6):369–79. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60080-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60080-7)
36. Spina DRF, da Costa RG, Farias IC, da Cunha LG, Ritter AV, Gonzaga CC, et al. CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: Fracture resistance and bond strengths. *Am J Dent* [Internet]. 2017 Dec;30(6):299–304. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29251451>
37. Awad MM, Alrahlah A, Matinlinna JP, Hamama HH. Effect of adhesive air-drying time on bond strength to dentin: A systematic review and meta-analysis. *Int J Adhes Adhes* [Internet]. 2019 Apr;90:154–62. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0143749619300430>
38. Eid R, Tribst JPM, Juloski J, Özcan M, Salameh Z. Effect of material types on the fracture resistance of maxillary central incisors restored with CAD/CAM post and cores. *Int J Comput Dent*. 2021 Feb;24(1):41–51.
39. Eid RY, Koken S, Baba NZ, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Effect of fabrication technique and thermal cycling on the bond strength of CAD/CAM milled custom fit anatomical post and cores: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2019 Oct;28(8):898–905.
40. Eid R, Juloski J, Ounsi H, Silwaidi M, Ferrari M, Salameh Z. Fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with CAD/ CAM post and cores: a pilot study. *J Contemp Dent Pract*. 2019 Jan;20(1):56–63.
41. Streacker AB, Geissberger M. The milled ceramic post and core: A functional and esthetic alternative. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2007 Dec;98(6):486–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18061744>

42. Lee JH. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 Aug;120(2):186–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.004>
43. 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. *J Prosthodont* [Internet]. 2014 Jun;23(4):276–83. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24118182>
44. Spina DRF, da Costa RG, Correr GM, Rached RN. Scanning of root canal impression for the fabrication of a resin CAD-CAM-customized post-and-core. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):242–5.
45. Passos L, Friburgo N. Designing a custom-made post and core using CAD / CAM technology's CEREC system. *Can J Restor Dent Prosthodont*. 2017;7(3):1–8.
46. Moustapha G, AlShwaimi E, Silwadi M, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Marginal and internal fit of CAD/CAM fiber post and cores. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2019;22(1):45–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30848254>
47. Hendi AR, Moharrami M, Siadat H, Hajmiragha H, Alikhasi M. The effect of conventional, half-digital, and full-digital fabrication techniques on the retention and apical gap of post and core restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019 Feb;121(2):364.e1-364.e6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30598306>
48. Jafarian Z, Moharrami M, Sahebi M, Alikhasi M. Adaptation and retention of conventional and digitally fabricated posts and cores in round and oval-shaped canals. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2020;33(1):91–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31860918>
49. Libonati A, Di Taranto V, Gallusi G, Montemurro E, Campanella V. CAD/CAM customized glass fiber post and core with digital intraoral impression: a case report. *Clin Cosmet Investig Dent* [Internet]. 2020;12:17–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32104100>
50. Tsintsadze N, Juloski J, Carrabba M, Goracci C, Vichi A, Grandini S, et al. Effects of scanning technique on in vitro performance of CAD/CAM fabricated fiber posts. *J Oral Sci* [Internet]. 2018;60(2):262–8. Available from: http://www.beveragedaily.com/Markets/Rum-might-chip-away-Whiskey-s-supremacy-due-to-price-increase?utm_source=newsletter_daily&utm_medium=email&utm_campaign=1-1-May-2017&c=gZqft5FYEog%2FwSvsxu8NFQ%3D%3D&p2=
51. Ruschel GH, Gomes ÉA, Silva-Sousa YT, Pinelli RGP, Sousa-Neto MD, Pereira GKR, et al. Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2018;82:187–92. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29609139>

52. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* [Internet]. 2011 Jun;56 Suppl 1(SUPPL. 1):77–83. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21564118>
53. Ubaldini ALM, Benetti AR, Sato F, Pascotto RC, Medina Neto A, Baesso ML, et al. Challenges in luting fibre posts: Adhesion to the post and to the dentine. *Dent Mater* [Internet]. 2018;34(7):1054–62. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.04.001>
54. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* [Internet]. 2003 Oct;28(5):543–51. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14531600>
55. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* [Internet]. 2011 Jan;27(1):17–28. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21109301>
56. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* [Internet]. 2011 Jan;27(1):1–16. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564110004598>
57. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al, Inoue S, Vargas M, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* [Internet]. 2003;28(3):215–35. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12760693>
58. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* [Internet]. 2001 Sep;17(5):430–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11445211>
59. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* [Internet]. 2005 Feb;84(2):118–32. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15668328>
60. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* [Internet]. 2007 Sep;28(26):3757–85. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17543382>
61. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore’s Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent* [Internet]. 2020;22(1):7–34. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32030373>
62. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or Multi-mode Adhesives: Why and How? *J Adhes Dent* [Internet]. 2014 Apr;16(2):193–4. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0300571276900488>

63. Perdigão J, Swift EJ. Universal Adhesives. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2015 Nov;27(6):331–4. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/jerd.12185>
64. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J* [Internet]. 2015;26(1):3–10. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25672377>
65. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent* [Internet]. 2012 Jun;25(3):153–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22988685>
66. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* [Internet]. 2013 May;41(5):404–11. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23499568>
67. Gomes OMM, Calixto AL. *Estética em Clínica Odontológica*. 2004. 301–330 p.
68. Sunico-Segarra M, Segarra A. *A Practical Clinical Guide to Resin Cements*. 2015. 1–93 p.
69. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2012 Jan;33(1):28–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22432174>
70. Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, et al. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *Eur J Oral Sci* [Internet]. 2009 Aug;117(4):447–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19627358>
71. Calixto LR, Bandéca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Oper Dent* [Internet]. 2012;37(1):80–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21942240>
72. Marchesi G, Mazzoni A, Turco G, Cadenaro M, Ferrari M, Di Lenarda R, et al. Aging affects the adhesive interface of posts luted with self-adhesive cements: a 1-year study. *J Adhes Dent* [Internet]. 2013 Apr;15(2):173–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23534007>
73. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent* [Internet]. 2014;39(1):E31-44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23937401>
74. Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PMC, da Silva LM. The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. *Oper Dent* [Internet]. 2011;36(6):643–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21864127>

75. Bitter K PJEMNKKA, Sterzenbach G. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Oper Dent*. 2012;37(4):397-405.
76. Pereira JR, Pamato S, Santini MF, Porto VC, Ricci WA, Só MVR. Push-out bond strength of fiberglass posts cemented with adhesive and self-adhesive resin cements according to the root canal surface. *Saudi Dent J* [Internet]. 2021 Jan;33(1):22–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33473238>
77. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod* [Internet]. 2014 Jan;40(1):119–23. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24332002>
78. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont* [Internet]. 2010 Dec;19(8):639–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21040098>
79. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2003;16(1):39–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12675453>
80. Hagge MS, Wong RDM, Lindemuth JS. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. *J Prosthodont* [Internet]. 2002 Mar;11(1):19–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11935506>
81. Nagase DY, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Influence of fabrication techniques on retention force of fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater J* [Internet]. 2005 Jun;24(2):280–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16022452>
82. Perez BEM, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont* [Internet]. 2006;19(6):606–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17165301>
83. Demiryürek EO, Külünk S, Saraç D, Yüksel G, Bulucu B. Effect of different surface treatments on the push-out bond strength of fiber post to root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* [Internet]. 2009 Aug;108(2):e74-80. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.03.047>
84. Suzuki TYU, Gomes-Filho JE, Gallego J, Pavan S, Dos Santos PH, Fraga Briso AL. Mechanical properties of components of the bonding interface in different regions of radicular dentin surfaces. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 Jan;113(1):54–61. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.009>
85. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical

- region of human teeth. *Int Endod J* [Internet]. 2001 Jul;34(5):346–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11482717>
86. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen E, Charlton DG, Cohen ME, et al. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater* [Internet]. 2004 Sep;20(7):617–22. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15236935>
 87. Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LES, Martin AA, Martins LRM. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod* [Internet]. 2007 Mar;33(3):303–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17320720>
 88. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, et al. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* [Internet]. 2006 Apr;77(1):195–200. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16245285>
 89. Trabert KC, Caput AA, Abou-Rass M. Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* [Internet]. 1978 Nov;4(11):341–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/283177>
 90. Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1985 Apr;53(4):496–500. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3889282>
 91. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1994 Jun;71(6):565–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8040817>
 92. Wu X, Chan ATT, Chen YM, Yip KHK, Smales RJ. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dent Mater* [Internet]. 2007 Apr;23(4):479–85. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16698072>
 93. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. *Acta Odontol Scand* [Internet]. 2013 Jan;71(1):175–82. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22299811>
 94. Penelas AG, Piedade VM, Borges ACO da S, Poskus LT, da Silva EM, Guimarães JGA. Can cement film thickness influence bond strength and fracture resistance of fiber reinforced composite posts? *Clin Oral Investig* [Internet]. 2016 May;20(4):849–55. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-015-1568-3>
 95. Fernandes V, Silva AS, Carvalho O, Henriques B, Silva FS, Özcan M, et al. The resin-matrix cement layer thickness resultant from the intracanal fitting of teeth root canal posts: an integrative review. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2021 Oct;25(10):5595–612. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-021-04070-9>

96. Da Silva NR, Aguiar GCR, Rodrigues M de P, Bicalho AA, Soares PBF, Veríssimo C, et al. Effect of resin cement porosity on retention of glass-fiber posts to root dentin: an experimental and finite element analysis. *Braz Dent J* [Internet]. 2015;26(6):630–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26963208>
97. da Costa RG, De Moraes ECC, Campos EA, Michel MD, Gonzaga CC, Correr GM. Customized fiber glass posts. Fatigue and fracture resistance. *Am J Dent* [Internet]. 2012 Feb;25(1):35–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22558690>
98. Savi A, Manfredi M, Tamani M, Fazzi M, Pizzi S. Use of customized fiber posts for the aesthetic treatment of severely compromised teeth: a case report. *Dent Traumatol* [Internet]. 2008 Dec;24(6):671–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19021661>
99. D’Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D’Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2007 Sep;98(3):193–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17854620>
100. Marcos RMHC, Kinder GR, Alfredo E, Quaranta T, Correr GM, Cunha LF da, et al. Influence of the Resin Cement Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts. *Braz Dent J* [Internet]. 2016;27(5):592–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27982240>
101. Özcan E, Çetin AR, Tunçdemir AR, Ülker M. The effect of luting cement thicknesses on the push-out bond strength of the fiber posts. *Acta Odontol Scand* [Internet]. 2013;71(3–4):703–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23039068>
102. Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas KT. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. *J Dent* [Internet]. 2013 Nov;41(11):1020–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.08.011>
103. Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont*. 2007;16(3):154–64.
104. Clavijo VGR, Reis JM dos SN, Kabbach W, Silva ALF e, Oliveira Junior OB de, Andrade MF de. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2009;17(6):574–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20027429>
105. Martelli H, Pellizzer EP, Rosa BT, Lopes MB, Gonini A. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endod J* [Internet]. 2008 Aug;41(8):685–92. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18554184>
106. Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int* [Internet]. 1994 May;25(5):313–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7938415>

107. Bakaus TE, Gruber YL, Reis A, Gomes OMM, Gomes GM. Bond strength values of fiberglass post to flared root canals reinforced with different materials. *Braz Oral Res* [Internet]. 2018 Mar 1;32(1):13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29513887>
108. Chidoski-Filho JC, Camargo LP, Bittencourt BF, Reis A, Gomes OMM, Gomes JC, et al. Influence of alternative restoration technique with different composite resins for flared root reinforcement. *J Adhes Dent* [Internet]. 2020;22(4):353–63. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32666061>
109. Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2007 Aug;98(2):161–2. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17692598>
110. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont* [Internet]. 2015 Jun;24(4):313–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25220390>
111. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2013 Jan;24(1):111–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22353208>
112. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* [Internet]. 2014 Jan 30;14:10. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24479892>
113. Tsintsadze N, Juloski J, Carrabba M, Tricarico M, Goracci C, Vichi A, et al. Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: An in vitro study. *Am J Dent* [Internet]. 2017 Oct;30(5):248–54. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29178727>
114. Alcantara S. Fiber cad post & core. 2017;1–2.
115. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North Am* [Internet]. 1967 Nov;7:23–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5262492>
116. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* [Internet]. 2005;19(1):11–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16229350>
117. Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2007;19(1):30–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17244147>
118. Zogheib LV, Saavedra GSFA, Cardoso PE, Valera MC, Araújo MAM. Resistance to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2011 Dec;19(6):648–54. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-

77572011000600018&lng=en&tlng=en

119. Eid R, Azzam K, Skienhe H, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Influence of adaptation and adhesion on the retention of CAD/CAM glass fiber posts to root canal. *J Contemp Dent Pract*. 2019 Sep;20(9):1003–8.
120. Sary B, Samah S, Walid AZ. Effect of restoration technique on resistance to fracture of endodontically treated anterior teeth with flared root canals. *J Biomed Res* [Internet]. 2019 Apr 22;33(2):131–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30418168>
121. Seckler IN, Bueno CE da S, Kato AS, Pinheiro SL, Lima DAL, de Souza DF, et al. Impact of mechanical load of three post and core systems: CAD/CAM-fabricated glassfiber, prefabricated glassfiber customized with composite resin, and cast metal posts and cores. *Conserv Dent Endod J* [Internet]. 2021 Mar 4;5(2):36–41. Available from: <https://www.cdejournal.com/doi/10.5005/jp-journals-10048-0064>
122. Cardenas A, Siqueira F, Davila-Sanchez A, Gomes GM, Reis A, Gomes JC. Four-year follow-up of a direct anatomical fiber post and esthetic procedures: a case report. *Oper Dent*. 2016;41(4):363–9.
123. Gomes GM, Monte-Alto RV, Santos GO, Fai CK, Loguercio AD, Gomes OMM, et al. Use of a direct anatomic post in a flared root canal: a three-year follow-up. *Oper Dent* [Internet]. 2016;41(1):23–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26509233>
124. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*. 2014 Nov;18(8):1991–2000.
125. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*. 2008 Dec;87(12):1122–6.
126. Morgan LFSA, Peixoto RTRC, Albuquerque RC, Corrêa MFSC, Poletto LTA, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod*. 2008 Mar;34(3):299–302.
127. Urapepon S. Degree of conversion of resin composite cured by light through a translucent fiber posts. *J Adv Prosthodont*. 2014 Jun;6(3):194–9.
128. Stylianou A, Burgess JO, Liu PR, Givan DA, Lawson NC. Light-transmitting fiber optic posts: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2017 Jan;117(1):116–23.
129. Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, Giannini M. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *J Prosthet Dent*. 2017 Oct;118(4):493–9.
130. Miotti LL, Follak AC, Montagner AF, Pozzobon RT, da Silveira BL, Susin AH. Is conventional resin cement adhesive performance to dentin better than self-adhesive? A systematic review and meta-analysis of laboratory studies. *Oper Dent*. 2020 Sep;45(5):484–95.

131. de Andrade GS, Tribst JPM, Dal Piva AMO, Bottino MA, Borges ALS, Valandro LF, et al. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of CAD/CAM materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent*. 2019 Jan;11(1):1–8.
132. Rathi A, Chowdhry P, Kaushik M, Reddy P, Roshni, Mehra N. Effect of different periodontal ligament simulating materials on the incidence of dentinal cracks during root canal preparation. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2018;12(3):196–200.
133. Marshall GWJ, Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J Biomed Mater Res*. 2001 Jan;54(1):87–95.
134. Angker L, Swain M V, Kilpatrick N. Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. *J Dent*. 2003 May;31(4):261–7.
135. Joves GJ, Inoue G, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. Nanoindentation hardness of intertubular dentin in sound, demineralized and natural caries-affected dentin. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Apr;32:39–45.
136. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res*. 1993 Oct;72(10):1434–42.
137. Fontana PE, Bohrer TC, Wandscher VF, Valandro LF, Limberger IF, Kaizer OB. Effect of ferrule thickness on fracture resistance of teeth restored with a glass fiber post or cast post. *Oper Dent [Internet]*. 2019;44(6):299–308. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31283420>
138. Ozcan N, Sahin E. In vitro evaluation of the fracture strength of all-ceramic core materials on zirconium posts. *Eur J Dent*. 2013 Oct;7(4):455–60.
139. Alkhatri R, Saleh ARM, Kheder W. Evaluating fracture resistance and failure modes of root filled teeth restored with CAD/CAM-fabricated post and core. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2019;14(11):349–55.
140. Suzaki N, Yamaguchi S, Nambu E, Tanaka R, Imazato S, Hayashi M. Fabricated CAD/CAM post-core using glass fiber-reinforced resin shows innovative potential in restoring pulpless teeth. *Mater (Basel, Switzerland) [Internet]*. 2021 Oct 19;14(20):1–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34683791>
141. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, do Valle AL. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. *Int Dent J*. 2007 Jun;57(3):153–60.
142. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech*. 2013 Oct;46(15):2572–7.

143. Ferro MCL, Colucci V, Marques AG, Ribeiro RF, Silva-Sousa YTC, Gomes ÉA. Fracture strength of weakened anterior teeth associated to different reconstructive techniques. *Braz Dent J.* 2016;27(5):556–61.
144. Kalyoncuoğlu E, Ural Ç, Aydemir H, Aslan MA, Balkaya V. Effect of 1-piece post and core fabrication techniques on fracture strength. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2015 Oct;13(3):e253-8.
145. Bilgin MS, Erdem A, Dilber E, Ersoy İ. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res.* 2016 Jan;60(1):23–8.
146. Shahmoradi M, Wan B, Zhang Z, Wilson T, Swain M, Li Q. Monolithic crowns fracture analysis: The effect of material properties, cusp angle and crown thickness. *Dent Mater.* 2020 Aug;36(8):1038–51.
147. Lin J, Lin Z, Zheng Z. Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: a finite element analysis study. *BMC Oral Health.* 2020 Aug;20(1):226.
148. Shu X, Mai QQ, Blatz M, Price R, Wang XD, Zhao K. Direct and indirect restorations for endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis, IAAD 2017 consensus conference paper. *J Adhes Dent.* 2018;20(3):183–94.
149. Zadeh PN, Lümkeemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2018 Dec;120(6):948–54.
150. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater.* 2004 Dec;20(10):947–55.
151. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Ur Rehman I. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Mater Sci Eng.* 2015 Feb;47:26–39.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO PROJETO PELA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA COEP UEPG

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação da resistência de união e resistência à fratura de dentes com canais radiculares alargados aplicando diferentes técnicas restauradoras

Pesquisador: Giovana Mongruel Gomes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 39425020.7.0000.0105

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.383.691

Apresentação do Projeto:

Avaliação da resistência de união e resistência à fratura de dentes com canais radiculares alargados aplicando diferentes técnicas restauradoras.

Serão selecionados 48 dentes unirradiculares, os quais metade terão suas coroas removidas imediatamente após a junção cimento-esmalte (JCE) e

a outra metade terão suas coroas removidas 2 mm acima da JCE, tendo suas raízes tratadas endodonticamente. Após uma semana, será realizado

o preparo padronizado dos condutos e as raízes serão divididas em 3 grupos (n=16), de acordo com a utilização de diferentes técnicas

restauradoras: PFV pré-fabricado, PFV anatômico direto e PFV fresado. Após a cimentação dos pinos, para 8 dentes de cada grupo que tiveram

suas raízes seccionadas 2 mm acima da JCE, serão realizados preparos padronizados para coroa metal-free, confecção de coroas indiretas

fresadas, cimentação das coroas e posterior teste de RF sob compressão. Para as 8 raízes remanescentes de cada grupo, após a cimentação dos

PFV, serão obtidos seis corpos-de-prova (fatias), os quais serão distribuídos da seguinte forma: terço coronário (duas fatias), terço médio (duas

fatias) e terço apical (duas fatias) e todas as fatias serão avaliadas em RU pelo teste de push-out. Os dados obtidos de RU serão submetidos aos

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvararanas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 4.383.691

testes ANOVA 2 fatores (grupo experimental vs. Região radicular) e Tukey ($=0,05$), e de RF a ANOVA 1 fator (grupo experimental) e Tukey ($=0,05$).

As informações elencadas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivos da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram retiradas do arquivo Informações Básicas da Pesquisa PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1648840, de 22/10/2020.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a influência da utilização de pino de fibra de vidro através de diferentes técnicas restauradoras (pino de fibra de vidro anatômico direto ou pino de fibra de vidro fresado) em dentes com canais radiculares excessivamente alargados nos valores de resistência de união entre pino de fibra de vidro e dentina radicular mediada por cimentos resinosos convencionais associados a sistemas adesivos universais nas diferentes regiões radiculares (terço cervical, médio e apical), bem como avaliar seus padrões de fratura.

Objetivo Secundário:

Avaliar a influência da utilização de pino de fibra de vidro através de diferentes técnicas restauradoras (pino de fibra de vidro anatômico direto ou pino de fibra de vidro fresado) em dentes com canais radiculares excessivamente alargados nos valores de resistência à fratura quando submetidos à carga compressiva constante, bem como avaliar seus padrões de fratura.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Apenas para os operadores, que irão operar máquinas de corte. No entanto, serão utilizados equipamentos de proteção individual para minimizar esses riscos.

Benefícios:

A realização desse estudo possibilitará um conhecimento mais aprofundado sobre a influência da utilização de pino de fibra de vidro através de diferentes técnicas restauradoras em dentes com canais excessivamente, visto que essa situação é uma muito comum aparecer na prática diária nas clínicas odontológicas; aprimorando, assim, o conhecimento tanto dos acadêmicos quanto dos profissionais de Odontologia. Os dados e resultados obtidos serão encaminhados para publicações e apresentados em eventos científicos, gerando um crescimento técnico-científico na área

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvararanas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 4.383.691

estudada.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Estudo nacional, unicêntrico e de caráter acadêmico, realizado para obtenção do título de mestre (PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM ODONTOLOGIA / PPGO ÁREAS DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA E DENTÍSTICA RESTAURADORA - Universidade Estadual de Ponta Grossa). Serão avaliados 48 dentes (Banco de Dentes Humanos da UEPG) . A previsão de início do projeto é 01/01/2021 e o término em 28/02/2022.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória: Vide campo "Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações".

Recomendações:

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória: Vide campo "Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações".

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todos os termos de apresentação obrigatória foram devidamente anexados e enviados ao CEP/UEPG, inclusive a carta de doação do Banco de Dentes Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG).

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1648840.pdf	22/10/2020 13:12:27		Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	21/10/2020 23:46:04	Giovana Mongruel Gomes	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoFinalCOEP.pdf	15/10/2020 19:17:32	Giovana Mongruel Gomes	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	bancodedentes.pdf	15/10/2020 19:14:29	Giovana Mongruel Gomes	Aceito

Situação do Parecer:

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco da Reitoria, sala 22
 Bairro: Uvaranas CEP: 84.030-900
 UF: PR Município: PONTA GROSSA
 Telefone: (42)3220-3282 E-mail: propespsecretaria@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 4.383.691

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PONTA GROSSA, 06 de Novembro de 2020


Assinado por:
ULISSES COELHO
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br