



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

LEONARDO JIRO NOMURA NAKANO

**NOVO SISTEMA DE RETENTOR PRÉ-FABRICADO PERFURADO E DE
ILUMINADOR EM FIBRA ÓPTICA: estudo da resistência mecânica
frente a variação dos cimentos resinosos**

LEONARDO JIRO NOMURA NAKANO

**NOVO SISTEMA DE RETENTOR PRÉ-FABRICADO PERFURADO E DE ILUMINADOR
EM FIBRA ÓPTICA: estudo da resistência mecânica frente a variação dos cimentos
resinosos**

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de Materiais e Novas Tecnologias em Odontologia.

Orientador: Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Nakano, Leonardo Jiro Nomura

Novo sistema de retentor pré-fabricado perfurado e de iluminador em fibra óptica: estudo da resistência mecânica frente a variação dos cimentos resinosos / Leonardo Jiro Nomura Nakano. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.
111 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.

Orientador: Tarcisio José de Arruda Paes Junior.

1. Técnica para retentor intrarradicular. 2. Cimentos de resina. 3. Luzes de cura dentária. 4. Análise de elemento finito. 5. Teste de materiais. I. Paes Junior, Tarcisio José de Arruda, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Paulo Isaías Seraidarian

Pontifícia Universidade Católica

Instituto de Ciências Biológicas e da Saúde

Campus PUC Minas Belo Horizonte

Prof^a. Dra. Marcela Moreira Penteado

Faculdade Santo Antônio

Unidade São João Caçapava

Prof. Assoc. Cláudio Antonio Talge Carvalho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. João Mauricio Ferraz da Silva

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 16 de novembro de 2022.

AGRADECIMENTOS

À **Deus** por me dar força, saúde e oportunidade de conhecer tantas pessoas boas nessa minha jornada.

À minha família, minha mãe **Sonia Nakano**, meu pai **Eiji Nakano** e meu irmão **Yukio Nakano**, pelo sustento e por me ensinar a estudar muito desde criança e me dedicar em todas as áreas da minha vida.

À minha noiva **Fernanda Sales**, por me apoiar em todos os momentos, por me ouvir e me dar muitos conselhos, por me dar ânimo nos momentos difíceis, por ser um exemplo de dedicação e esforço, e por me incentivar a seguir meus sonhos. Sou eternamente grato, meu Amor!

Ao meu orientador **Tarcísio José de Arruda Paes Junior**, por ser um exemplo de professor, ser humano e amigo. Desde a graduação, me ensinando a ser um melhor profissional, aluno e pessoa. Agradeço por me incentivar a seguir o meio acadêmico e a transmitir o conhecimento adquirido para as outras pessoas. Agradeço por cada dica e ensinamento na clínica e os conselhos dados nas nossas conversas em sua sala. Muito obrigado, professor!

Aos professores da minha banca, professor **Paulo Seraidarian**, professora **Marcela Penteado**, professor **Claudio Talge** e professor **João Maurício**, agradeço pelo aceite do convite para fazer parte deste momento único em minha vida, e por compartilhar um pouco do vasto conhecimento que têm.

À minha amiga e dupla de doutorado **Laís Landim**, por toda ajuda em todo o andamento deste trabalho.

Aos meus amigos de república, de especialização e da vida, **Rafael Marques** e **Luan Vieira**, por todos os momentos de descontração, aprendizado e superação que passamos juntos.

Aos meus amigos e colegas de pós-graduação, **Talita Queiroz, Murilo Rodrigues, Jefferson Matos, Mateus Favero, Guilherme Scalzer, Manassés Tércio, Ana Beatriz, Rossana Pignataro, Pedro Prado, Elisa Kukulka, Joyce Rodrigues, Natália Rossi, Cristiane Inagati, Michelle de Sá e Leonardo Gomes**, pelo conhecimento que tive o prazer de adquirir de cada pessoa, contribuindo para tornar o curso ainda mais completo.

A todos os professores do programa de pós-graduação, em especial ao professor **Alexandre Borges, Lafayette Nogueira Junior, Marco Antonio Bottino, Renata Melo e Guilherme Saavedra**, por serem exemplos de cirurgiões-dentistas, professores e pesquisadores de excelência, exigindo sempre o máximo dos alunos para manter a UNESP em altíssimo nível.

A todos os funcionários da UNESP, em especial ao **Márcio Marques, Thaís Paradella, Juliane Damasceno, Fernando Fontes, Marco Alfredo e Lilian Vilela**, por toda ajuda que tive desde a graduação, sempre solícitos e prestativos.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela concessão da bolsa de doutorado em parte do meu curso, processo nº 88887.475178/2020-00

Às empresas **Angelus e Photonita Metrologia Óptica Ltda** pela parceria e desenvolvimento dos novos materiais e doação de materiais utilizados na tese.

Ao **Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT Unesp)** por ser a minha segunda casa durante 9 anos, em toda minha jornada de graduação, mestrado, doutorado e especialização.

E a todos que diretamente ou indiretamente me ajudaram no decorrer do curso, muito obrigado!

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Retentores intrarradiculares	14
2.2 Fotopolimerização	20
2.3 Testes de resistência de união em dentes tratados por retentores intrarradiculares	24
2.4 Análise em Elementos Finitos (FEA)	28
2.5 Nova possibilidade quanto a polimerização de cimentos resinosos no interior de canais radiculares	31
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAL E MÉTODOS	34
4.1 Novo pino de fibra de vidro experimental	35
4.2 Sistema de ativação utilizando iluminador de fibra óptica	37
4.3 Resistência à flexão de 3 pontos	38
4.4 Teste de resistência adesiva	40
4.4.1 Seleção dos dentes e preparo dos canais	40
4.4.2 Preparo do canal radicular	42
4.4.3 Inclusão dos dentes nas bases	43
4.4.4 Cimentação dos pinos de fibra de vidro	44
4.4.5 Processo de envelhecimento	49
4.4.6 Execução do teste de Pull-out	50
4.5 Análise do modo de falha	52
4.6 Análise em Elementos Finitos	52
4.7 Análise estatística	54
5 RESULTADO	56
5.1 Resistência à flexão de 3 pontos	56
5.2 Teste de resistência adesiva	58
5.3 Análise do modo de falha	65

5.4 Análise em Elementos Finitos	68
6 DISCUSSÃO	77
7 CONCLUSÃO.....	85
REFERÊNCIAS	86
ANEXOS.....	102

Nakano L.J.N. Novo sistema de retentor pré-fabricado perfurado e de iluminador em fibra óptica: estudo da resistência mecânica frente a variação dos cimentos resinosos [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

RESUMO

O presente estudo teve por objetivo avaliar a resistência à flexão de um pino experimental de fibra de vidro vazado, e a resistência adesiva entre este pino experimental à dentina radicular, associando a utilização de um dispositivo iluminador em fibra óptica, sob o processo de envelhecimento, além de determinar a distribuição de tensão pela Análise de Elementos Finitos (FEA). O pino experimental e o dispositivo iluminador de fibra óptica têm por finalidade aumentar a efetividade de fotoativação dos cimentos resinosos nos terços médios e apicais dos canais radiculares. Para o teste de flexão de 3 pontos, estritamente do pino de fibra de vidro, as amostras foram divididas em 4 grupos ($n=10$): pino convencional (pc), pino experimental sem preenchimento (pp), com preenchimento de cimento resinoso (ppc) e com preenchimento de fibra óptica (ppf). Para o teste de resistência adesiva Pull-out, 100 raízes de dentes bovinos foram restauradas com retentores intrarradiculares e coroas de resina composta, distribuídos em 10 grupos ($n=10$), tendo como variáveis: o tipo de pino de fibra de vidro [convencional (C) ou perfurado (P)], o sistema de fotoativação [com ou sem o iluminador de fibra óptica (O)], o tipo de cimento resinoso [fotoativado (F) ou polimerização dual (D)] e o envelhecimento das amostras [com e sem ciclagem mecânica (C)]. O processo de envelhecimento foi realizado através da ciclagem mecânica e as amostras foram submetidas ao teste de resistência adesiva Pull-out. A análise do modo de falha foi realizada em Estereomicroscópio. A Análise em Elementos Finitos avaliou a distribuição de tensão pela análise de von Mises, deformação total e tensão máxima principal no Software Ansys 19.3. A análise estatística foi constituída pelo teste de normalidade Shapiro-Wilk, análise de variância (ANOVA) 1, 2 e 3 fatores e teste Tukey 5%. As médias e desvios padrão de resistência à flexão foram (MPa): pc = $677 \pm 81,1$; ppc = $419 \pm 23,2$; ppf = $200 \pm 32,5$ e pp = $177 \pm 32,8$. As médias e desvios padrão de resistência adesiva foram (MPa): CD = $12,2 \pm 1,21$; PD = $11,1 \pm 1,32$; PF = $10,9 \pm 1,29$; POD = $13,7 \pm 1,16$; POF = $11,9 \pm 1,48$; CDC = $10,1 \pm 1,33$; PDC = $9,25 \pm 1,11$; PFC = $8,37 \pm 1,25$; PODC = $10,8 \pm 0,95$ e POFC = $9,82 \pm 1,02$. Os resultados do modo de falha foram: adesiva entre pino e cimento (56%), mista predominantemente adesiva entre cimento e dentina (22%), adesiva entre cimento e dentina (14%) e a mista predominantemente adesiva entre pino e cimento (8%). Concluiu-se que entre os pinos experimentais, o grupo do pino perfurado preenchido com cimento resinoso obteve o maior valor de resistência à flexão, a utilização do dispositivo iluminador aumentou os resultados de resistência adesiva nos grupos dos pinos perfurados e não houve diferença na distribuição de tensões entre os grupos.

Palavras-chave: Técnica para retentor intrarradicular. Cimentos de resina. Luzes de cura dentária. Análise de elemento finito. Teste de materiais.

Nakano LJN. New system of hollow prefabricated post and optical fiber illuminator: study of the mechanical strength by varying resin cements [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.

ABSTRACT

The present study aimed to evaluate the flexural strength of an experimental hollow glass fiber post, and the bond strength between this experimental post and root dentin, associating the use of an optical fiber illuminating device, under the aging process, in addition to determine the stress distribution by Finite Element Analysis (FEA). The experimental post and optical fiber illuminating device are intended to increase the polymerization effectiveness of resin cements in the middle and apical regions of root canals. For the 3-point bending test, strictly of the fiber post, the samples were divided into 4 groups (n=10): conventional post (pc), experimental post without filling (pp), with resin cement filling (ppc) and with optical fiber filling (ppf). For the Pull-out test, 100 roots of bovine teeth were restored with intraradicular retainers and composite resin crowns, distributed into 10 groups (n=10), with the following variables: glass fiber post type [conventional (C) or hollow (P)], the photocuring system [with or without the optical fiber illuminating device (O)], the type of resin cement [light cured (F) or dual cured (D)] and aging of the samples [with and without mechanical cycling (C)]. The aging process was performed by mechanical cycling and the samples were submitted to the Pull-out bond strength test. Failure mode analysis was performed using a stereomicroscope. Finite Element Analysis evaluated the stress distribution by von Mises analysis, total strain and maximum principal stress in Ansys Software 19.3. Statistical analysis consisted of the Shapiro-Wilk normality test, 1-, 2- and 3-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey test 5%. The means and standard deviations of flexural strength were (MPa): pc = 677 ± 81.1 ; ppc = 419 ± 23.2 ; ppf = 200 ± 32.5 and pp = 177 ± 32.8 . The means and standard deviations of bond strength were (MPa): CD = 12.2 ± 1.21 ; PD = 11.1 ± 1.32 ; PF = 10.9 ± 1.29 ; POD = 13.7 ± 1.16 ; POF = 11.9 ± 1.48 ; CDC = 10.1 ± 1.33 ; PDC = 9.25 ± 1.11 ; PFC = 8.37 ± 1.25 ; PODC = 10.8 ± 0.95 and POFC = 9.82 ± 1.02 . The failure mode results were: adhesive between post and cement (56%), mixed predominantly adhesive between cement and dentin (22%), adhesive between cement and dentin (14%) and mixed predominantly adhesive between post and cement (8 %). It was concluded that among the experimental posts, the hollow post group filled with resin cement obtained the highest flexural strength value, the use of the illuminating device increased the results of bond strength in the hollow post groups and there was no difference in the stress distribution among the groups.

Keywords: Post and core technique. Resin cements. Curing lights, dental. Finite element analysis. Materials testing.

1 INTRODUÇÃO

O tratamento endodôntico é essencial nos casos em que o tecido pulpar sofreu uma alteração de maneira irreversível (Manfredi et al., 2016). O dente tratado endodonticamente tem uma redução das propriedades mecânicas devido à extensa redução de tecido dentário durante o acesso endodôntico (Dietschi et al., 2007, 2008; Saker, Özcan, 2015). Em casos de abertura coronária extensa ou dentes com comprometimento estrutural, resultando em menos de 50% de remanescente coronário, os retentores intrarradiculares (RIR) são indicados para servir de suporte ao tratamento reabilitador (Durmuş et al., 2014; Ferrari et al., 2001). O prognóstico do tratamento através dos retentores vai depender de muitos fatores, como o comprimento radicular, a anatomia dentária, a quantidade de remanescente dentário, os materiais utilizados para a restauração, a localização e a oclusão do paciente (Fernandes et al., 2003).

Na odontologia contemporânea, as opções mais utilizadas de RIR são os núcleos metálicos fundidos (NMF) e os pinos pré-fabricados, sendo mais comum o pino de fibra de vidro (Fokkinga et al., 2006; Lopes et al., 2019; Tang et al., 2010). Embora os NMF tenham sido amplamente utilizados por décadas e demonstrado desempenho satisfatório em estudos clínicos a longo prazo, devido a sua elevada adaptação ao canal radicular, mínima espessura de cimento e elevada rigidez estrutural, eles possuem desvantagens como cor metálica, comprometendo a estética, susceptibilidade ao processo de corrosão, necessidade de preparo mais invasivo com maior remoção de dentina, maior tempo clínico devido à necessidade de etapa laboratorial e alto módulo de elasticidade que pode promover concentração de tensão e originar fraturas radiculares, resultando a necessidade de exodontia (Goracci, Ferrari, 2011; Komada et al., 2006; Lopes et al., 2019; Nakamura et al., 2006; Tang et al., 2010). Diante disso, é crescente a busca pelo desenvolvimento de novos sistemas e materiais que possibilitem o restabelecimento da função, sem comprometer a estrutura remanescente, aliado à estética favorável. Dessa maneira, o pino de fibra de vidro é considerado um tratamento reabilitador vantajoso para dentes tratados endodonticamente, por aliarem estética e comportamento mecânico semelhantes à estrutura dental (Schmitter et al., 2010; Silva et al., 2011; Wandscher

et al., 2015).

Os pinos de fibra de vidro são basicamente formados por fibras de vidro envoltas por uma matriz de resina epóxi, apresentando várias características favoráveis, como translucidez (Giachetti et al., 2004), confecção em menor tempo clínico devido à ausência de etapa laboratorial (Lamichhane et al., 2014), menor custo, resistência à corrosão, adesão a materiais resinosos restauradores (Park et al., 2017), módulo de elasticidade semelhante à dentina (Ceballos et al., 2007), característica que gera uma distribuição mais uniforme das tensões mastigatórias para as estruturas dentais (Schmitter et al., 2010), o que reduz o risco de fraturas catastróficas e não restauráveis (Coelho et al., 2009; Tang et al., 2010), além disso apresenta altas taxas de sucesso clínico (Marchionatti et al., 2017).

Apesar das excelentes propriedades dos pinos de fibra de vidro e ao baixo índice de ocorrência de fraturas irreversíveis de raiz, as falhas adesivas entre cimento e dentina radicular promovem o descolamento do pino, tipo de falha mais comumente observado para este sistema de retentor intrarradicular (Lamichhane et al., 2014; Monticelli et al., 2003). Vários fatores podem comprometer a integridade da interface adesiva e provocar a falha do retentor, dentre eles, controle da umidade, solução e técnica de irrigação do canal radicular (Oliveira et al., 2018), distribuição de tensões (Dal Piva et al., 2017), qualidade da dentina radicular (Souza et al., 2015), tipo de adesivo e cimento (Lombardo et al., 2008), espessura da película de cimento e técnica de inserção (Alster et al., 1997; Dal Piva et al., 2017), presença de bolhas na camada de cimento (Bonfante et al., 2008), altas tensões de polimerização (fator C) na interface pino-cimento-dentina (Jongsma et al., 2010) e baixa penetração de luz na porção mais apical da raiz (Bouillaguet et al., 2003; Mao et al., 2011).

Para a cimentação dos pinos de fibra de vidro, os cimentos de ativação duais são os mais indicados, pois eles possuem iniciadores químicos associados a iniciadores físicos tornando o processo de polimerização adequado mesmo nas regiões onde não há alcance de luz (Braga et al., 2005). No entanto, em muitas ocasiões o grau de conversão desses cimentos ainda é baixo, devido à dificuldade de penetração da luz no interior do canal radicular (Ho et al., 2011; Kim et al., 2009), assim como pela ineficiência da ativação química complementar, principalmente nas regiões apicais (Roberts et al., 2004). Estudos mostram que o grau de conversão de

cimentos resinosos duais é minimizado na ausência de luz e potencializado nas regiões mais próximas à luz (Braga et al., 2005; Caughman et al., 2001; Harashima et al., 1991; Kumbuloglu et al., 2004). A redução do grau de conversão afeta diretamente as propriedades do material e há evidências científicas de que a resistência adesiva entre cimentos resinosos e dentina radicular é efetiva no terço cervical, porém reduzida no terço apical (D'Arcangelo et al., 2007, 2008; Giachetti et al., 2009; Gomes, 2022; Pulido et al., 2016). Desta maneira um questionamento pode ser feito: seria possível melhorar a condição de polimerização do cimento resinoso nas regiões mais apicais do conduto?

A literatura é escassa em estudos sobre um sistema mais efetivo de fotoativação capaz de aprimorar a polimerização dos cimentos resinosos utilizados para cimentação de pinos de fibra de vidro. Assim, a fim de contornar as dificuldades enfrentadas pelo baixo grau de polimerização do cimento resinoso, esta tese propõe o estudo de um novo sistema de pino de fibra de vidro, associado a um dispositivo de fibra óptica capaz de aprimorar a fotoativação de regiões mais apicais dos dentes, verificando sua influência na resistência adesiva com variação no tipo de cimento resinoso e que venha a corroborar ou não com os estudos pregressos realizados pela linha de pesquisa da qual faz parte este trabalho (Gomes, 2022; Inagati et al., 2022).

A principal função do retentor intrarradicular é fornecer retenção à restauração coronária, dessa forma, torna-se importante avaliar a resistência adesiva para se conhecer a relação entre esta propriedade e os fatores que podem influenciá-la, com o intuito de se obter desempenho satisfatório da restauração (Marques de Melo et al., 2012).

Basicamente, a literatura reporta três métodos para avaliação da resistência adesiva entre retentores intrarradiculares e tecidos dentais: microtração, Push-out e Pull-out. O teste de microtração geralmente apresenta altas taxas de falha prematura dos espécimes e variabilidade dos resultados (Ari et al., 2003; Hayashi et al., 2008). O teste de Push-out é menos propenso às falhas prematuras, porém para realizá-lo é necessário fazer vários cortes ao longo do canal radicular, e isso pode gerar artefatos durante a preparação das amostras e prejudicar os resultados (Abreu et al., 2020; Goracci et al., 2004). Já o teste de Pull-out, método selecionado para este estudo, tem sido considerado o melhor para esse tipo de avaliação, pois

combina tensões de cisalhamento e tração, além de considerar o fator friccional, e assim promove uma simulação mais aproximada da realidade clínica (da Silva et al., 2008; Dal Piva et al., 2018a; Macedo et al., 2010; Pignataro et al., 2021). Outra metodologia amplamente utilizada para simular o comportamento dos materiais frente às condições encontradas no meio bucal é a ciclagem mecânica em ambiente úmido, que consiste em um método de envelhecimento para prever o desempenho clínico, capaz de replicar as cargas fisiológicas durante a mastigação, podendo simular a degradação durante anos (Dal Piva et al., 2016; Nakano et al., 2021; Rosentritt et al., 2009; Zicari et al., 2013).

Além da falha adesiva, a fratura do retentor pode levar ao insucesso da restauração. Apesar deste tipo de falha não ser o mais comum nos casos de pino de fibra de vidro, a resistência mecânica é uma característica essencial para que o material suporte as cargas oclusais (Lamichhane et al., 2014). Fatores como o volume do pino, o material e a sua configuração podem influenciar em sua resistência (Ruschel et al., 2018). Um método indicado para avaliar a resistência mecânica dos retentores intrarradiculares é o teste de flexão de 3 pontos (Gutiérrez et al., 2022; Ruschel et al., 2018), visto que sobre os dentes anteriores incidem forças oblíquas que podem promover tensões de flexão do dente e dos materiais restauradores (Dal Piva et al., 2018a).

Para realização de estudos laboratoriais a fim de se conhecer o desempenho dos materiais faz-se a substituição do substrato dental humano por dentes bovinos (Dal Piva et al., 2017; Pucci et al., 2013; Zanchi et al., 2010), devido à facilidade de obtenção, padronização de idade dos dentes, condições ambientais, reduzindo possíveis vieses que poderiam acontecer com a utilização de dentes humanos (Galhano et al., 2009). Vários estudos avaliaram comparativamente os dois substratos com o objetivo de estabelecer uma adequação dos dentes bovinos (Krifka et al., 2008; Lopes et al., 2003; Reis et al., 2004; Rüttermann et al., 2013), e uma revisão sistemática mostrou que o uso de dentes bovinos em análises de resistência de união produz resultados semelhantes comparáveis aos humanos, podendo assim ser considerados um substituto adequado para eles (Soares et al., 2016).

Além do teste de resistência à flexão e de resistência adesiva, uma ferramenta muito utilizada para analisar o comportamento biomecânico dos

retentores intrarradiculares e que auxilia no desenvolvimento dos testes *in vitro* é a análise de elementos finitos (FEA) (Caldas et al., 2018; da Fonseca et al., 2018; Dal Piva et al., 2018a; Tammineedi et al., 2020). Esta análise é um método numérico que consiste em transformar geometrias complexas em finitos elementos de geometria conhecida, como pirâmides e hexágonos. Dessa forma é capaz de executar cálculos matemáticos de distribuições de tensões e transformar os resultados em imagens com diferentes escalas de cor, possibilitando o estudo de possíveis regiões de falhas das restaurações (Ausiello et al., 2011; Baran et al., 2018; Tribst et al., 2018, 2019). Deste modo, a realização tanto do estudo *in silico*, ou seja, simulação computacional através da análise de elementos finitos, quanto do estudo *in vitro*, são essenciais para obtenção de resultados confiáveis e imparciais.

Reitera-se a intenção de testar neste estudo técnicas alternativas que permitam uma maior efetividade de polimerização em regiões de difícil acesso da luz, sobretudo ao considerar-se o conduto radicular e a cimentação resinosa de retentores, utilizando metodologias consagradas que permitam inferir condições físicas que norteiem possíveis aplicações clínicas futuras.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Retentores intrarradiculares

Dentes tratados endodonticamente apresentam uma redução das propriedades mecânicas, devido à diminuição da rigidez estrutural, consequência da ausência do tecido pulpar e abertura coronária, extensa redução de tecido dentário durante o procedimento endodôntico, podendo ser agravado caso haja a perda das cristas marginais dos dentes posteriores (Dietschi et al., 2008; Saker, Özcan, 2015). Ainda não há um consenso sobre a técnica ideal para a restauração de dente endodonticamente tratado a fim de se obter resultado duradouro. Sabe-se que o prognóstico do tratamento depende de muitos fatores, como a quantidade de remanescente dentário, tanto da coroa quanto da superfície radicular, o material restaurador utilizado, pois cada tipo de material distribui as forças mastigatórias ao longo da raiz de maneira diferente, a anatomia dentária, o comprimento radicular e a oclusão do paciente (Fernandes et al., 2003; Le Bell-Rönnlöf et al., 2011).

Poucos estudos clínicos têm sido realizados e muitos estudos *in vitro* não possuem características que simulem as situações clínicas de maneira ideal. Na literatura, a utilização de retentores intrarradiculares é contraditória, pois há estudos que apoiam o uso deste tipo de restauração e outros que não são favoráveis a essa técnica (Dal Piva et al., 2016; Fokkinga et al., 2005; Krejci et al., 2003).

Alguns estudos demonstraram que dentes restaurados sem a utilização de retentor intrarradicular obtiveram resultados semelhantes aos dentes com a presença do pino (Fokkinga et al., 2005; Krejci et al., 2003). Krejci et al. (2003) avaliaram a adaptação marginal, retenção e resistência à fratura de restaurações adesivas em dentes desvitalizados com a presença ou ausência de utilização de retentores intrarradiculares. O teste laboratorial utilizou 30 dentes pré-molares humanos recém extraídos que foram submetidos à simulação de fadiga mecânica e os padrões de fratura foram analisados em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores concluíram que se uma oclusão normal estiver presente, apenas a restauração adesiva deve ser considerada tratamento de escolha, sem a

necessidade de utilização de retentores intrarradiculares. A adaptação marginal em dentina, mesmo após a fadiga, foi similar à adaptação em esmalte, mostrando que a adesão em dentina pode ser confiável assim como em esmalte e que nenhuma diferença significativa foi encontrada em relação à retenção, adaptação marginal e resistência à fratura de dentes vitais e não vitais, demonstrando que podem ser tratados da mesma maneira.

Um estudo realizado por Fokkinga et al. (2005) investigou a resistência à fratura e o modo de falha de coroas totais de resina composta com e sem a utilização de retentores intrarradiculares. 40 dentes pré-molares humanos extraídos foram divididos em quatro grupos (pino metálico pré-fabricado, dois tipos de pinos de fibra de vidro e sem retentor). As amostras foram submetidas à termociclagem e à carga máxima de fratura. Após a análise dos resultados, concluíram que os dentes restaurados com coroas totais de resina composta sem o retentor intrarradicular possuíam resistência à fratura e modos de falha similares aos vários tipos de retentores, sugerindo que a utilização dos mesmos não é sempre necessária.

Em casos onde há uma perda de mais de 50% da estrutura coronária, os retentores intrarradiculares (RIR) são indicados para proporcionar suporte à reconstrução do remanescente coronário (Durmuş et al., 2014; Ferrari et al., 2001). As opções mais utilizadas de RIR são os núcleos metálicos fundidos (NMF) e os pinos pré-fabricados, sendo mais comum o pino de fibra de vidro (Fokkinga et al., 2006; Tang et al., 2010).

Estudos demonstraram que dentes com destruição severa e com a presença de férula ao redor da raiz, restaurados com NMF não apresentaram diferença no comportamento biomecânico em termos de resistência à fratura (Fokkinga et al., 2006; Lopes et al., 2019). Fokkinga et al. (2006) realizam um estudo *in vitro* avaliando o comportamento à fratura de dentes pré-molares superiores com coroas metálicas e diferentes tipos de sistemas de RIR. 44 dentes recém extraídos pré-molares superiores foram utilizados e divididos em grupos variando o tipo de RIR (NMF, pino metálico pré-fabricado e duas marcas de pinos de fibra de vidro). Todas as amostras foram termocicladas, testadas em relação à carga máxima de fratura e analisadas quanto ao modo de falha. Os autores determinaram que as fraturas desfavoráveis ocorriam quando havia a fratura radicular e as fraturas favoráveis ocorriam quando havia o descolamento do RIR. Foi possível concluir que nenhuma

diferença na frequência de fraturas foi encontrada entre os grupos e sugeriram que o tipo de sistema de RIR não influencia no comportamento à fratura de dentes severamente destruídos restaurados com coroas metálicas.

Lopes et al. (2019) avaliaram a distribuição de tensões em dentes restaurados com diferentes tipos de RIR. O estudo foi feito através da análise em elementos finitos de um modelo de incisivo central superior com diferentes configurações (dente hígido, com NMF de ouro, com pino de fibra de vidro sem e com preenchimento de resina composta), sendo que todos os modelos receberam coroas cerâmicas para simular a situação clínica. Após a análise, verificaram que a distribuição de tensões na estrutura dentária dos modelos restaurados com diferentes sistemas de RIR foi semelhante, mas o NMF de ouro apresentou uma distribuição das tensões mais uniforme e similar ao dente hígido.

Apesar da utilização por muitos anos do NMF apresentando desempenho satisfatório em estudos clínicos a longo prazo, por ter uma boa adaptação ao canal radicular, pequena espessura de cimento e elevada rigidez estrutural, eles possuem desvantagens como a cor metálica, sofrerem o processo de corrosão, necessidade de preparo mais invasivo e procedimentos laboratoriais, elevado módulo de elasticidade que pode causar fraturas radiculares desfavoráveis e necessidade de exodontia (Goracci, Ferrari, 2011; Komada et al., 2006; Lopes et al., 2019; Nakamura et al., 2006; Tang et al., 2010).

Assim, a principal vantagem do pino de fibra de vidro é o seu comportamento mecânico semelhante à dentina, devido à proximidade do módulo de elasticidade (Dentina: 18,6 GPa; Pino de fibra de vidro: 40 GPa), fazendo com que haja uma distribuição mais uniforme das tensões, diminuindo o risco de fratura, e sua adesão ao substrato dentário (Schmitter et al., 2010; Silva et al., 2011; Wandscher et al., 2015).

Os pinos de fibra de vidro são formados por fibras de vidro envoltas por uma matriz de resina epóxi e apresentam várias características favoráveis, como translucidez e estética, menor tempo clínico devido à ausência de etapa laboratorial (Lamichhane et al., 2014), menor custo, resistência à corrosão, adesão a materiais resinosos restauradores (Park et al., 2017), módulo de elasticidade semelhante à dentina (Ceballos et al., 2007), gerando uma distribuição mais uniforme das tensões mastigatórias para as estruturas dentais (Schmitter et al., 2010), reduzindo o risco de

fraturas catastróficas e não restauráveis (Coelho et al., 2009; Tang et al., 2010), e altas taxas de sucesso clínico (Marchionatti et al., 2017).

O sucesso clínico desse tipo de RIR pode ser atribuído principalmente ao módulo de elasticidade do material, a qual é próximo ao da dentina. Quando o material apresenta este módulo incompatível com o substrato dentário, como o NMF (Níquel-Cromo: 206 GPa; Ouro: 77 GPa), ocorre uma concentração de tensões que podem levar à fratura radicular (Santos et al., 2010).

Diversos estudos são encontrados na literatura mostrando resultados muito favoráveis na utilização de pinos de fibra de vidro como tratamento restaurador para dentes tratados endodonticamente (Fadag et al., 2018; Onofre et al., 2020; Santos et al., 2010).

Escribano et al. (2006) avaliaram a influência do material do RIR nos dentes tratados endodonticamente em relação à resistência a fratura e distribuição de tensões. Foram realizados testes laboratoriais, onde 60 dentes incisivos centrais humanos foram utilizados e divididos em dois grupos (retentores metálicos e pinos de fibra de vidro) e a análise em elementos finitos foi realizada baseada no modelo laboratorial. Com a obtenção dos resultados, verificaram que os dentes que receberam o retentor metálico apresentaram pior comportamento mecânico, com altas concentrações de tensões devido à diferença do módulo de elasticidade do metal e do substrato dentário. Concluíram que o sistema de retentor que apresentou um módulo elástico similar à dentina, ou seja, o pino de fibra de vidro possuiu comportamento biomecânico mais favorável com maior distribuição das tensões.

Santos et al. (2010) avaliaram se o pino de fibra pode aumentar as tensões na raiz dentária e reduzir o risco de fratura. Eles concluíram que o menor módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro reduz o risco de descolamento devido às menores tensões na interface cimento/retentor. E os resultados mostraram que a raiz restaurada por pino de fibra de vidro é menos propensa à fratura, pois o risco de fratura do núcleo de preenchimento resinoso e do pino é maior que o da raiz dentária, tendo assim a possibilidade do dente ser restaurado novamente sem sofrer fratura do elemento dentário.

D'Arcangelo et al. (2010) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a influência das restaurações de facetas de resina composta e cerâmica, associadas ou não ao pino de fibra de vidro, na resistência à fratura e deflexão de dentes

endodonticamente tratados. 120 dentes incisivos centrais humanos foram divididos em sete grupos de acordo com o preparo de faceta, o tipo de material restaurador e a presença de RIR. Através dos resultados obtidos, verificaram que o preparo para faceta não influencia na resistência do dente, os pinos de fibra de vidro aumentaram os valores de carga máxima de fratura para dentes restaurados com facetas de resina composta e cerâmica. Assim, sugeriram que a utilização de pino de fibra de vidro pode ser associada às restaurações de facetas.

Le Bell-Rönnlöf et al. (2011) avaliaram a resistência à carga máxima de fratura e a microtração de dentes restaurados com diferentes sistemas de RIR. 50 dentes incisivos humanos foram divididos de acordo com o tipo de retentor (pino pré-fabricado metálico, pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro). Em todas as amostras foram cimentadas coroas de resina composta e as análises de carga máxima de fratura e microtração foram realizadas. Concluíram que o grupo com pino metálico mostrou maior número de fraturas desfavoráveis, comparado ao grupo de pino de fibra de vidro. Assim, mesmo após a falha do pino de fibra de vidro, o dente é capaz de ser restaurado novamente, melhorando o prognóstico do tratamento.

Chieruzzi et al. (2017) realizaram um estudo que avaliou o efeito do tipo de retentor intrarradicular e a perda óssea no comportamento biomecânico em dentes tratados endodonticamente através da análise por elementos finitos. Foram simulados três tipos de materiais do retentor, o metal, a fibra de vidro e a fibra de carbono, além de duas alturas ósseas de implantação das raízes dentárias, 1 mm e 6 mm abaixo do nível coronário. Após a realização das análises, concluíram que o uso do pino de fibra de vidro promoveu um comportamento mais homogêneo do dente e menores tensões. Além disso, maiores perdas ósseas aumentaram a concentração de tensões, demonstrando que tanto o tipo de material do RIR quanto o nível de implantação óssea são um importante fator para o sucesso da restauração.

Fadag et al. (2018) avaliaram, através de um estudo *in vitro*, a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratado com diferentes sistemas de RIR. 56 dentes incisivos centrais superiores foram divididos em sete grupos dependendo do tipo de retentor (sem RIR, com pino pré-fabricado de zircônia, pino de fibra de vidro, pino de fibra de carbono, NMF, pino metálico pré-fabricado e pino pré-fabricado misto de fibra de vidro e de carbono) e foram submetidos à carga máxima de fratura.

Concluíram que os dentes restaurados por pinos de fibra de vidro obtiveram maior resistência à fratura comparados aos dentes sem RIR ou com NMF, e devido à alta rigidez dos materiais, os dentes restaurados com pino de fibra de carbono e NMF podem causar a fratura do dente.

Já Onofre et al. (2020) avaliaram a sobrevivência e o sucesso de pinos de fibra de vidro comparado ao retentor metálico fundido em dentes sem férula. Participaram 119 pacientes, com acompanhamento médio de 5 anos e obtiveram como resultado 95,3% de sobrevivência dos retentores. Concluíram que tanto o pino de fibra de vidro quanto o retentor metálico fundido mostraram desempenho clínico similares.

A longevidade dos dentes tratados por pinos de fibra de vidro depende essencialmente da adequada adesão entre o RIR e o canal radicular. Para isso, a etapa de cimentação adesiva deve seguir critérios rigorosos, pois o descolamento do pino é o principal tipo de falha deste tipo de RIR (Lamichhane et al., 2014; Monticelli et al., 2003).

Para o processo de cimentação dos pinos de fibra de vidro, os cimentos de ativação duais, ou seja, ativação por luz e química, são os mais indicados, pois eles possuem iniciadores químicos junto com iniciadores físicos para que o processo de polimerização seja adequado mesmo na ausência de luz (Braga et al., 2005).

Além de ser essencial para a adesão, o tipo de cimento influencia na distribuição das tensões. Li et al. (2006) realizaram um estudo através da análise por elementos finitos para verificar a influência do tipo de cimento utilizado para cimentação de RIR na distribuição de tensões ao longo da raiz dentária. Através dos resultados, concluíram que o módulo de elasticidade do cimento é uma importante propriedade para os cimentos. Assim, os cimentos com módulo de elasticidade semelhante à dentina, como os cimentos resinosos, podem reforçar as raízes fragilizadas e reduzir as tensões na dentina, sendo a melhor escolha na prática clínica.

O processo de adesão é essencial para que o dente restaurado com pino de fibra de vidro tenha sucesso clínico. Assim, todas as etapas devem ser seguidas rigorosamente seguindo as orientações dos fabricantes para que o tratamento tenha longevidade e previsibilidade. Para que isso aconteça, a etapa de fotopolimerização é imprescindível, pois é um passo clínico crítico para que os monômeros resinosos

se transformem em polímeros, adquirindo as propriedades finais do material, promovendo o objetivo final que é a adesão ao substrato. Dessa maneira, para auxiliar no entendimento deste processo, a fotopolimerização será descrita a seguir.

2.2 Fotopolimerização

O aparelho fotopolimerizador é essencial para o processo de polimerização de materiais a base de resina composta fotoativada. A fotoativação é o processo responsável por iniciar o processo de polimerização destes materiais, sendo uma etapa composta de diversos fatores que afetam diretamente as propriedades físicas e mecânicas das resinas (Price, Felix, 2009). Uma fotopolimerização adequada é necessária para que a resina composta seja ativada pela luz e adquira suas propriedades finais para que tenha sucesso clínico a longo prazo, havendo assim uma correlação direta entre polimerização inadequada e falhas prematuras de restaurações (Shortall et al., 2013). Estas falhas incluem fratura catastrófica da resina composta, cárie secundária devido à falha adesiva e fratura da margem da restauração (Overton, Sullivan, 2012; Rasines Alcaraz et al., 2014).

Bayne (2012) realizou um estudo para correlacionar o desempenho clínico e testes laboratoriais de restaurações dentárias a base de resina composta. Observou-se que um grande número de fatores de risco, como habilidade do operador, tipo de cavidade, material de escolha, localização do dente na cavidade bucal e o comportamento do paciente, afeta o desempenho clínico e não são possíveis de simular no laboratório. Também concluíram que a efetividade da fotopolimerização e o seu uso correto podem influenciar nas propriedades dos materiais.

Para que os clínicos sejam capazes de utilizar os aparelhos fotopolimerizadores de maneira correta, é essencial que os fabricantes forneçam informações detalhadas sobre as características do aparelho, permitindo a possibilidade de adoção de protocolos adequados para cada tipo de resina composta (Kirkpatrick, 2005; Price et al., 2015).

Segundo Price et al. (2015), informações sobre a potência, o espectro de emissão e o perfil do feixe de luz são essenciais para a correta avaliação e utilização dos aparelhos fotoativadores.

Para a medida da saída de luz do aparelho fotopolimerizador, geralmente é utilizada a medida de potência (Watts) que é a energia radiante por unidade de tempo, porém uma medida mais adequada é a medição da exitância. A exitância considera a potência radiante dividida pela área da ponta do aparelho fotoativador (mW/cm^2). Assim, não basta o fotoativador possuir uma potência alta, mas é necessária uma área suficiente de saída de luz para fornecer energia para o material a base de resina composta (Kirkpatrick, 2005; Price et al., 2015).

O espectro de emissão de luz é o comprimento de onda (nm) que a luz do aparelho fotoativador emite para ativar os fotoiniciadores presentes nos componentes da resina composta. Para uma polimerização eficaz, o espectro deve estar dentro da faixa necessária dependendo do tipo de fotoiniciador (Leprince et al., 2013). Cada tipo de aparelho fotoativador possui um pico de emissão de comprimento de onda, como o diodo emissor de luz de múltiplas ondas (LED) que possui um pico entre 405 a 455 nm. Já os aparelhos LED convencionais podem ter um pico único quem podem variar entre 455 nm e 477 nm, porém sem praticamente nenhuma emissão de luz abaixo de 455 nm, o que pode afetar na fotopolimerização da resina caso não ative os fotoiniciadores presentes. Em um estudo realizado por de Oliveira DC et al. (2015), avaliou-se o efeito de diferentes fotoiniciadores na eficiência de polimerização e estabilidade de cor de resinas compostas, utilizando diferentes comprimentos de ondas de aparelhos LED. Concluiu-se que o fotoiniciador canforoquinona obteve maior eficiência de polimerização e maior estabilidade de cor, demonstrando que é essencial a fotoativação no comprimento de onda adequado de acordo com a necessidade do fotoiniciador presente na resina composta.

O perfil do feixe de luz é a distribuição da luz na ponteira do equipamento. Muitos pesquisadores e clínicos assumem que toda área de superfície da ponta do fotopolimerizador emite luz em um mesmo nível, tanto a exitância quanto o comprimento de onda. Porém, análises através de raios laser avaliaram a distribuição de luz e verificaram a heterogeneidade de alguns aparelhos, podendo emitir em algumas regiões da ponta $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$ e outras regiões $5000 \text{ mW}/\text{cm}^2$. Além disso, concluíram que é preferível um aparelho com exitância menor, mas com distribuição homogênea, do que um aparelho com maior exitância e com distribuição heterogênea (Price et al., 2011). Essa diferença na distribuição da luz pode causar o

desenvolvimento de tensão de polimerização, reduzir a integridade da interface adesiva entre a resina e o substrato, reduzir a microdureza e a resistência à microtração, produzir desgaste heterogêneo, causar falha prematura da restauração, produzir restaurações com diferentes graus de conversão e potencialmente diferentes taxas de sucesso (Haenel et al., 2015; Price et al., 2015, 2017; Shimokawa et al., 2016).

A busca pelo desenvolvimento de materiais e métodos para melhorar a fotopolimerização de resinas compostas, sejam elas para restauração ou cimentação, é crescente, pois nos últimos anos houve um aumento na utilização destes materiais nos atendimentos clínicos (de Oliveira DC et al., 2015; Li et al., 2021).

Em 1993, Von Beetzen et al. realizaram um estudo utilizando uma nova técnica para polimerizar restaurações de resina composta Classe II. Nesta técnica utilizou-se um cone plástico transparente acoplado à ponta do aparelho fotopolimerizador que era pressionado contra o material restaurador na direção da parede gengival, e no momento da ativação, ocorria uma concentração da luz na ponta do cone e havia uma melhor distribuição na restauração. Assim, usando a nova técnica, um aumento significativo na microdureza foi obtido nos materiais restauradores e foi encontrada uma correlação significativa entre o uso da nova técnica e a diminuição do número de porosidades na resina composta.

Já em 1994, Ericson et al. utilizaram o mesmo cone plástico transparente para avaliar a influência na deflexão de cúspides em cavidade MOD de dentes pré-molares. O cone foi ajustado na extremidade da ponta do fotopolimerizador e pressionado na resina na caixa proximal para a ativação da luz. O próximo incremento foi preenchido e a ativação foi realizada com o cone da mesma maneira. Em 16 das 20 amostras, foi encontrada uma flexão de cúspide significativamente menor (24%) quando o cone foi usado, em relação ao grupo controle.

Em 1998, Bishara et al. realizaram um estudo com o objetivo de determinar se o uso de um miniguia de luz (Mini Turbo Light Guide, Demetron/Kerr, Connecticut, EUA) tem efeito de aumento da resistência ao cisalhamento de bráquetes ortodônticos imediatamente após a colagem. Como resultado, o uso deste guia de luz não influenciou significativamente a resistência de união ao cisalhamento ou o local da falha adesiva.

Evans et al. (2002) avaliaram os efeitos de diferentes tempos de fotoativação, fontes de luz e guias de luz na resistência ao cisalhamento de bráquetes ortodônticos colados em dentes bovinos. Como guias de luz, foram utilizados o Power Slot (Reliance Orthodontic Products, Itasca, EUA) e o Turbo Tip (Ormco Sybron Dental Specialties, Califórnia, EUA) comparados com a ponta convencional. O resultado indicou que o uso destes guias de luz pode reduzir o tempo de fotoativação, além disso, houve um aumento da colimação e intensidade da luz, o que pode ser uma vantagem para a polimerização de resinas compostas para colagem de bráquetes ortodônticos.

Com essa mesma finalidade de polimerizar adesivos para colagem de bráquetes, Bishara et al. (2003) realizaram um estudo para determinar o efeito de um novo aparelho fotopolimerizador UltraLume 2 (Ultradent, Utah, EUA), que tinha a capacidade de polimerizar dois bráquetes ortodônticos simultaneamente. Eles concluíram que as vantagens da nova unidade incluem o menor tempo clínico, um menor aparelho emissor de luz para se manusear, sem diminuir a resistência adesiva entre os bráquetes e o esmalte dentário.

Utilizando um pino plástico (Luminex System, Dentatus, EUA), Gonçalves et al. (2006) determinaram a resistência à fatura de raízes enfraquecidas reforçadas com resina composta. Neste estudo, foram utilizadas diversas combinações de pinos, resinas compostas e retentores metálicos fundidos. Assim, conforme as recomendações do fabricante, o pino foto transmissível só foi utilizado para polimerizar a resina composta no interior do canal, e depois disso, foram cimentados pinos pré-fabricados. Concluíram que os dentes reforçados com resina composta polimerizada através do pino foto transmissível aumentaram significativamente a resistência à fratura.

Arikawa et al. (2011) desenvolveu um método para melhorar a uniformidade da luz de radiação dos aparelhos fotopolimerizadores e o efeito na polimerização de resinas compostas fotoativadas. Foi utilizada lâmpada de halogênio de quartzo-tungstênio, arco de plasma e diodo emissor de luz, e elementos ópticos adicionais para reduzir a falta de homogeneidade da luz. Concluíram que a utilização desse sistema pode ser um método simples e eficaz para melhorar a uniformidade da intensidade da luz de aparelhos fotopolimerizadores.

Já em 2014, Kameda et al. desenvolveram uma pinça óptica guia em aparelho fotopolimerizador para melhorar a colagem de bráquetes ortodônticos. Como materiais para esta pinça óptica utilizaram o polimetilmetacrilato, polietileno e um policarbonato plástico. Este estudo concluiu que esse dispositivo facilitou a colagem direta de aparelhos ortodônticos, o grau de polimerização da resina e a resistência ao cisalhamento dos bráquetes aderidos ao esmalte foram maiores em comparação ao uso de fotopolimerizador convencional.

Em 2015, de Oliveira AS et al. investigaram o efeito de um protocolo de fotoativação utilizando duas unidades de fotopolimerização simultâneas na resistência de união de bráquetes ao esmalte. Concluíram que a fotoativação simultânea do cimento ortodôntico utilizando duas fontes de luz gerou capacidade similar de união ao método convencional de fotopolimerização.

Li et al. (2021) realizaram um estudo onde foi avaliado a quantidade mínima de exposição radiante e irradiância necessária para ativação de cimentos resinosos fotoativados. Como conclusão obtiveram que a exposição radiante e irradiância mínimas para desencadear uma polimerização adequada do cimento resinoso foram, respectivamente, 6 J/cm² e 10 mW/cm².

Assim, há estudos que desenvolveram sistemas para melhorar a polimerização de restaurações Classe II, para facilitar a colagem de bráquetes ortodônticos, criação de novas fontes de luz, porém, não foram encontrados estudos que desenvolveram algum tipo de sistema para aumentar a polimerização no interior de canais radiculares.

2.3 Testes de resistência de união em dentes tratados por retentores intrarradiculares

A resistência de união entre um pino de fibra de vidro e o substrato dentinário pode ser mensurada através de diferentes métodos. Idealmente, os testes devem ser de baixa sensibilidade técnica e reproduzíveis. Os testes laboratoriais possuem a vantagem de seguir parâmetros específicos, manter variáveis constantes, são capazes de testar diferentes grupos experimentais em uma mesma

configuração de estudo e ter o objetivo de alcançar resultados que auxiliem na experiência clínica (Van Meerbeek et al., 2010). A ISO/TS 11405 (2003) possui orientações sobre a seleção, armazenamento e manuseio do substrato, além de características essenciais de diferentes métodos de análise de resistência de união entre materiais dentários restauradores e a estrutura dentária.

Os testes de resistência de união podem ser divididos, de acordo com a área de superfície adesiva das amostras, em testes micro ($<3 \text{ mm}^2$) e macro ($>3 \text{ mm}^2$). Os testes micro são de microcisalhamento e microtração e os testes macro são os testes de tração, cisalhamento, push-out e pull-out (Sirisha et al., 2014; Van Meerbeek et al., 2010).

Os métodos mais utilizados para avaliar a resistência de união entre retentores intrarradiculares e o substrato dental são os de microtração, teste de push-out e pull-out. Cada teste possui características distintas em relação ao formato das amostras, carga aplicada, além de vantagens e desvantagens (Van Meerbeek et al., 2010; Pignataro et al., 2021).

O teste de microtração foi introduzido por Sano et al. (1994) e vários protocolos de preparação das amostras são utilizados, sendo alguns mais sensíveis à técnica do que outros. Entre esses protocolos, destacam-se duas características distintas, onde em um protocolo não há execução de entalhe na amostra, sendo mais rápido de ser preparado, e em outro protocolo há execução de entalhes nas amostras, chamadas de amostras em formato de ampulheta. Este último protocolo tem o objetivo de concentrar as tensões na interface adesiva, porém o processo pode causar defeitos interfaciais, promover a propagação de trincas, e eventualmente causando falhas prematuras das amostras (Van Meerbeek et al., 2010).

As vantagens do teste de microtração são a economia de dentes (um dente é possível fatiar em várias amostras menores), melhor controle das diferenças regionais (diferentes regiões da dentina), capacidade de testar superfícies irregulares e áreas muito pequenas e facilidade de exames microscópicos devido a área ser menor. As desvantagens são a dificuldade de padronização da amostra, a demanda técnica, o potencial de desidratação das amostras, a dificuldade em mensurar a resistência adesiva inferior a 5 MPa, a dificuldade em confeccionar amostras com geometria consistente, grande quantidade de perda de amostra por

falha pré-teste e variabilidade nos resultados (Ari et al., 2003; Castellan et al., 2010; Hayashi et al., 2008; Sirisha et al., 2014).

Em um estudo realizado por Soares et al. (2008) em que se avaliou o teste de microtração e o teste de push-out através da análise em elementos finitos, verificou-se que no teste de microtração há uma concentração de tensões, causando uma distribuição heterogênea na amostra, fazendo com que haja uma grande variabilidade nos resultados de resistência, não sendo indicado o uso deste método.

O teste de push-out é realizado exclusivamente para avaliar a resistência de união de retentores intrarradiculares (Van Meerbeek et al., 2010). Neste método, é necessário o corte dos dentes em fatias, semelhante ao realizado no teste de microtração, e esse processo pode gerar artefatos durante a preparação das amostras e prejudicar os resultados (Goracci et al., 2004). A carga é aplicada através de um êmbolo montado em uma máquina de teste universal, onde a força deve incidir paralelamente à interface adesiva apenas no pino no interior do canal, sem tocar nas paredes radiculares, promovendo assim a análise da resistência adesiva sob tensões de cisalhamento (Drummond et al., 1996). O push-out possui a vantagem de poder avaliar a resistência de união em diferentes regiões do canal radicular e é considerada uma técnica precisa e confiável para testes em retentores intrarradiculares (Uzun et al., 2016). Por ser um teste em que a carga é paralela à interface adesiva, se assemelha à situação clínica, diferentemente do que ocorre no teste de microtração. Além disso, apresenta menos falhas coesivas e uma distribuição mais uniforme das tensões, sendo mais uma vantagem sobre a microtração (Soares et al., 2008).

Em um estudo realizado por Pereira et al. (2013), utilizaram o teste de push-out para avaliar a resistência de união de diferentes cimentos dentários para cimentação de pinos de fibra de vidro. 80 dentes humanos foram divididos em 8 grupos, variando o tipo de cimento de diferentes marcas comerciais. Após todo o processo de preparação das amostras e realização dos testes, concluíram que os cimentos resinosos auto-adesivos e cimentos de ionômero de vidro apresentaram melhores resultados de resistência adesiva, em todos os seguimentos do dente, em comparação aos cimentos resinosos de polimerização dual.

Outro estudo avaliou as limitações do teste de push-out através da análise de elementos finitos e teve como objetivo investigar como os parâmetros de

geometria das amostras, o módulo de elasticidade da dentina e o preenchimento intracanal pode afetar na resistência de união. Conclui-se que os parâmetros de geometria das amostras e os materiais afetam na resistência, além de ser necessária uma padronização rigorosa entre os testes de push-out para que seja possível a comparação fiel entre os estudos (Chen et al., 2013).

Já o teste de pull-out é um ensaio de cisalhamento realizado para analisar a resistência adesiva de retentores intrarradiculares (Sirisha et al., 2014). Ele apresenta uma melhor distribuição de tensões em comparação aos outros métodos e é capaz de medir com precisão a resistência de união entre o pino e o substrato dental. Porém, o grande número de retentores utilizados torna o teste com um custo elevado (Castellan et al., 2010; Prisco et al., 2003). Este teste tem a vantagem de associar tensões de cisalhamento e de tração, levando em consideração o fator de fricção, e gera forças semelhantes às situações clínicas, sendo considerado o melhor teste para avaliar a resistência de união (da Silva et al., 2008; Dal Piva et al., 2017, 2018a). Além disso, o teste de pull-out é mais adequado do que o teste de push-out quando o objetivo é avaliar a força de retenção do retentor ao longo do canal radicular (Webber et al., 2015).

O teste de pull-out pode ser utilizado para analisar diversos fatores que influenciam na resistência adesiva de retentores intrarradiculares. Um estudo realizado por D'Arcangelo et al. (2007) avaliaram o efeito de quatro diferentes diâmetros de preparo intrarradicular e relacionaram com a espessura de cimento e a resistência adesiva do retentor. Eles concluíram que a espessura de cimento influencia na resistência de união, sendo que em pinos de quartzo, os maiores valores não foram obtidos com menores espessuras de cimentos, mas com preparos maiores. Porém, em pinos de fibra de vidro, quanto maior a espessura da película de cimento, menores são os resultados de resistência adesiva.

Já Macedo et al. (2010) avaliaram o efeito do tipo de cimento, execução de procedimento reembasador do pino e o comprimento, em relação à resistência adesiva pelo teste de pull-out. Realizam três comprimentos diferentes (5 mm, 7,5 mm e 10 mm) e utilizaram três tipos de cimentos resinosos. Concluíram que o comprimento do pino, o processo de reembasamento e o tipo de cimento são fatores importantes para melhorar a retenção dos pinos de fibra de vidro, ou seja, quanto maior o comprimento, maior a resistência adesiva, e o reembasamento do pino com

resina composta também aumenta a retenção do pino.

Nova et al. (2013) realizaram um estudo que avaliou o efeito de diferentes sistemas de cimentos resinosos (condicionamento total e autoadesivo) em relação à resistência adesiva pelo teste de pull-out e comparou em diferentes espessuras de cimentação. Concluíram que diferentes cimentos resinosos influenciam na resistência de união, e que a espessura de cimento por si só não é capaz de gerar diferenças significativas. Além disso, os cimentos resinosos autoadesivos possuem retenção clinicamente aceitável para os pinos de fibra de vidro.

Dal Piva et al. (2018a) avaliaram se a realização de reembasamento dos pinos de fibra de vidro com resina composta apresenta alguma vantagem em termos de distribuição de tensões, contração de polimerização e resistência de união através do teste de pull-out. Foram realizadas testes laboratoriais e análise por elementos finitos. Com os resultados do estudo, concluíram que pinos reembasados com resina composta demonstraram resultados superiores em relação aos pinos convencionais, reduziram as tensões geradas pela contração de polimerização, além de promoverem resistência adesiva superior.

Pignataro et al. (2021) realizaram um estudo para determinar a distribuição de tensões e a resistência adesiva pelo teste de Pull-out de pinos de fibra de vidro com diferentes geometrias, antes e após a ciclagem mecânica. Concluíram que a geometria não influenciou significativamente a resistência adesiva, porém os pinos que promoveram uma menor película de cimento, obtiveram os maiores valores de resistência.

Desse modo, há diferentes testes de resistência de união utilizados para análise entre os retentores intrarradiculares e superfícies dentárias. Deve-se avaliar as características de cada um para selecionar o método mais adequado dependendo do objetivo do estudo a ser realizado.

2.4 Análise em Elementos Finitos (FEA)

A análise em elementos finitos (FEA) é uma ferramenta muito utilizada em pesquisas em diversas áreas, inclusive na odontologia. Ela é capaz de analisar o

comportamento biomecânico dos materiais e substratos, como os dentes tratados por retentores intrarradiculares, e auxilia no desenvolvimento dos testes *in vitro* (Caldas et al., 2018).

Esta análise é considerada um método numérico que consiste em transformar geometrias complexas em finitos elementos de geometria simples e, dessa forma, executar cálculos matemáticos de distribuições de tensões mostrando os resultados em imagens com diferentes escalas de cor, possibilitando o estudo de possíveis regiões de concentrações de tensões que podem causar falhas nas restaurações (Ausiello et al., 2011; Veríssimo et al., 2014).

O processo de como ocorre à resistência adesiva é difícil de ser realizada *in vitro*, mas o FEA é um método capaz de estudar o efeito da adesão e o processo da falha adesiva nas condições de tensões no interior do material (Caldas et al., 2018). Estudos mostraram através do FEA que a presença da adesão causa mudanças significativas na distribuição de tensões e os valores de tensões na estrutura dentária (Santos et al., 2010), porém, o descolamento não é considerado geralmente em simulações computacionais, pois a maioria dos estudos consideram o contato perfeito ou contato colado entre o retentor intrarradicular e a superfície radicular (Maroli et al., 2017; Veríssimo et al., 2014). Assim, estudos que simulam o descolamento através de contatos não colados demonstram uma melhor correlação com a realidade clínica relatada na literatura (Santos et al., 2010; Schmitter et al., 2010).

Na literatura, encontram-se diversos estudos sobre retentores intrarradiculares utilizando a ferramenta da análise em elementos finitos, que analisam variáveis, como tipo de retentor, tipo de cimento utilizado, espessura da película de cimento, quantidade de remanescente dentário e outros aspectos que influenciam na resistência dos dentes tratados endodonticamente (Dal Piva et al., 2017; Ibrahim et al., 2021).

Santos et al. (2010) realizaram um estudo para avaliar se o pino de fibra pode aumentar as tensões na raiz dentária e reduzir o risco de fratura. Análises de distribuição de tensões foram executadas através do FEA, onde se calculou o índice de risco à fratura determinando o mais alto valor de tensão principal dividido pela resistência à tração. Através dos resultados obtidos, concluíram que o menor módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro reduz o risco de descolamento

devido às menores tensões na interface cimento/retentor. Quando a adesão falha, as tensões geradas na raiz pelos pinos de fibra de vidro são maiores que os núcleos metálicos fundidos. Porém, a raiz restaurada por pino de fibra continua menos propensa à fratura, pois o risco de fratura do núcleo de preenchimento resinoso e do pino é maior que o da raiz dentária.

Um estudo realizado por Ausiello et al. (2011) avaliou-se o comportamento biomecânico de caninos superiores restaurados por retentores intrarradiculares e diferentes materiais para restauração coronária. As análises foram feitas através do FEA e concluiu-se que o formato do retentor (cilíndrico ou cônico) não influencia o comportamento biomecânico dos dentes, além disso, o módulo de elasticidade do pino (pino de fibra de vidro e pino de carbono) tem pouca influência na distribuição de tensões ao longo da raiz. Também se verificou que o módulo de elasticidade do material coronário influencia na distribuição de tensões do dente restaurado e a combinação de coroa de resina composta com pino de fibra de vidro mostrou o comportamento biomecânico mais uniforme entre os modelos avaliados.

Veríssimo et al. (2014) avaliaram o efeito do tipo de retentor (núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro), tipo de coroa (metálica de Ni-Cr ou cerâmica com infraestrutura de alumina e cobertura de feldspática) e a quantidade de remanescente coronário (sem remanescente, 1 mm ou 2 mm de remanescente) no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente. Foram realizados testes laboratoriais e pelo método de elementos finitos. Com análise dos resultados, concluíram que a presença de 2 mm de remanescente coronário melhorou o comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente, e que os dentes restaurados com pino de fibra de vidro apresentaram distribuição de tensões mais homogêneas no canal radicular em comparação aos outros materiais utilizados.

Um estudo realizado por Dal Piva et al. (2017) avaliou, através da análise de elementos finitos, a influência na distribuição de tensões causada por diferentes alturas de osso alveolar e espessuras da película de cimento de dentes tratados endodonticamente, restaurados por pino de fibra de vidro. Foram simulados quatro níveis de altura óssea (sem perda óssea, com 1/3, 1/2 e 2/3 de perda óssea) e duas espessuras de cimento (0,3 mm e 1 mm) em dentes com pino de fibra de vidro e restaurados com coroas cerâmicas. Concluiu-se que maiores concentrações de

tensões ocorreram nos grupos com maiores perdas ósseas e nos grupos com espessuras de cimento maiores.

Maroli et al. (2017) analisaram o comportamento biomecânico de dentes sem remanescente coronário restaurados com diferentes formatos e tipos de retentores intrarradiculares. 50 dentes bovinos foram separados em cinco grupos, de acordo com o tipo de retentor, núcleo metálico fundido, pino metálico pré-fabricado, pino de fibra de vidro cilíndrico e cônico e apenas núcleo de preenchimento de resina composta, sem retentor. Concluíram que tanto o núcleo metálico fundido, quanto o pino de fibra de vidro cônico apresentaram as maiores resistências à fratura e são indicados em situações onde há altas cargas mastigatórias como pacientes bruxômanos e com oclusão desequilibrada, porém o pino de fibra de vidro tem a vantagem estética, resolução sem necessidade laboratorial e alta resistência à fratura. Já os pinos paralelos apresentaram maior risco de falha entre os retentores testados. Além disso, o FEA foi considerado uma importante ferramenta para explicar os resultados obtidos nos testes laboratoriais.

Tamineedi et al. (2020) realizaram um estudo fazendo uma simulação da distribuição de tensões em dentes restaurados com pino de fibra de vidro e pino de dentina. Concluíram que ambos apresentaram valores similares de tensão de von Mises e distribuição de tensões, sendo indicados clinicamente.

Ibrahim et al. (2021) comparam as propriedades mecânicas de pinos metálicos, pinos de fibra de vidro e de PEEK (Poliéter-éter-cetona) através da análise tridimensional do FEA e concluíram que o pino de PEEK produziu uma distribuição de tensão e modo de falha mais favorável, seguido do pino de fibra de vidro e do pino metálico. Dessa maneira, a análise em elementos finitos é uma ferramenta com múltiplas funções que auxiliam os resultados dos testes laboratoriais e geram informações de relevância clínica, além de ser um método consagrado na literatura.

2.5 Nova possibilidade quanto a polimerização de cimentos resinosos no interior de canais radiculares

Frente a necessidade de aprimorar a polimerização de cimentos resinosos no interior de canais radiculares, Inagati et al. (2022) avaliaram o efeito da transmissão de luz pelo novo sistema de iluminação através do pino perfurado experimental na resistência adesiva pelo teste de Push-out. Neste estudo, os pinos possuíam o comprimento de 10 mm, foram cimentados em material resinoso análogo à dentina (G10 NEMA, Arlington, VA, EUA) e as amostras foram divididas em 8 grupos variando o tipo de cimento resinoso (fotoativado ou de ativação dual), o modo de fotoativação (com e sem o dispositivo iluminador) e a realização do envelhecimento térmico. Foi verificado que houve um aumento nos valores de resistência adesiva entre o pino e o substrato na porção apical. Concluíram que a utilização do sistema de iluminação e o pino perfurado aumentaram os resultados de resistência adesiva dos retentores cimentados com cimento resinoso dual, sendo necessário mais estudos para avaliar o comportamento biomecânico de todo o conjunto.

Seguindo esta linha de pesquisa, a tese de Gomes (2022) avaliou o efeito da emissão de luz com o dispositivo iluminador na cimentação do mesmo pino de fibra de vidro experimental utilizado neste trabalho, onde foram avaliados tanto a resistência de união Push-out, quanto o grau de conversão dos cimentos resinosos. Já neste estudo, as amostras foram confeccionadas através da cimentação dos retentores com cimentos resinosos fotoativados e de ativação dual em dentes bovinos, e o pino experimental possuía o comprimento de 16 mm. O estudo concluiu que a utilização do iluminador de fibra óptica e o pino experimental melhoraram a resistência adesiva no terço apical, sendo que o grupo que utilizou cimento resinoso dual foi o que obteve o melhor desempenho, e o grau de conversão do cimento resinoso dual na região apical foi superior com a utilização do dispositivo iluminador de fibra óptica, sendo semelhante aos terços cervicais e médio.

Desse modo, esta tese segue a linha de pesquisa no desenvolvimento e aprimoramento do pino perfurado experimental e sistema de iluminação, onde foram realizadas análises para esclarecimentos do comportamento mecânico deste novo sistema de retentores intrarradiculares.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, *in vitro*, a resistência à flexão de 3 pontos dos pinos de fibra de vidro experimentais para verificar o seu comportamento mecânico frente a necessidade ou não de preenchimentos bem como a variação no modo de preenchimento.

Avaliar, *in vitro*, a resistência adesiva entre um novo sistema de pino de fibra de vidro e dentina radicular, associando ou não a utilização do dispositivo iluminador em fibra óptica, através do teste de Pull-out, e a influência do processo de envelhecimento através da ciclagem mecânica.

Avaliar, *in sílico*, a distribuição de tensão pela análise de von Mises, deformação total e tensão máxima principal em dentes restaurados com um novo sistema de pino de fibra e coroa de resina composta.

As hipóteses deste estudo foram:

H1: O preenchimento do pino experimental influenciará na resistência à flexão.

H2: O processo de envelhecimento causará diferença na resistência de união entre o pino de fibra de vidro e o elemento dentário.

H3: O tipo de cimento resinoso causará diferença na resistência de união entre o pino de fibra de vidro e o elemento dentário.

H4: A utilização do pino convencional e do pino perfurado, assim como seu preenchimento, causará alteração na distribuição de tensões do conjunto dente, retentor e coroa.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os principais materiais utilizados nesta pesquisa estão listados no Quadro 1.

Quadro 1 - Principais materiais que foram utilizados na pesquisa

(continua)

Material	Nome Comercial	Fabricante	Composição
Pino de fibra de vidro	Exacto	Angelus, Londrina, Brasil	Fibra de Vidro Tipo E (80%) e Resina Epóxi (20%)*
Pino de fibra de vidro experimental	-	Angelus, Londrina, Brasil	Fibra de Vidro Tipo E (80%) e Resina Epóxi (20%)*
Silano	Silano	Angelus, Londrina, Brasil	Silano e etanol*
Ácido fosfórico	Condac 37%	FGM – Dental group, Joinville, Brasil	Ácido fosfórico 37%*
Sistema adesivo de condicionamento total e frasco único	Ambar	FGM – Dental group, Joinville, Brasil	MDP (10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato), monômeros metacrílicos, fotoiniciadores, co-iniciadores e estabilizantes*
Cimento resinoso fotopolimerizável	Allcem Veneer APS A1	FGM – Dental group, Joinville, Brasil	Monômeros metacrílicos, canforoquinona, co-iniciadores, estabilizantes, pigmentos, partículas de vidro de Bário-Alumínio-Silicato silanizados e dióxido de silício*

Quadro 1 - Principais materiais que foram utilizados na pesquisa

(conclusão)

Material	Nome Comercial	Fabricante	Composição
Cimento resinoso de polimerização dual	Allcem Dual corpo duplo A1	FGM – Dental group, Joinville, Brasil	Pasta base: Monômeros metacrílicos (Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA), canforoquinona, co-iniciadores, pigmentos, micropartículas de vidro de Bário-Alumínio-Silicato, nanopartículas de dióxido de silício, pigmentos inorgânicos e conservantes* Pasta catalisadora: Monômeros metacrílicos, peróxido dibenzoíla e estabilizantes e micropartículas de vidro de Bário-Alumínio-Silicato*
Resina composta fotopolimerizável	Llis EA1	FGM – Dental group, Joinville, Brasil	Monômeros metacrílicos (Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA), canforoquinona, co-iniciadores, silano, vidro de bário-alumínio silicato micronizado, pigmentos e sílica nanométrica*

Legenda: *Dados fornecidos pelos fabricantes.

Fonte: Elaborado pelo autor.

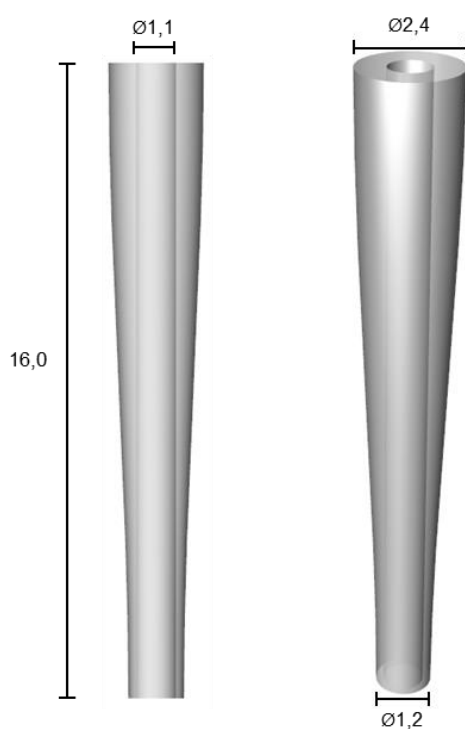
4.1 Novo pino de fibra de vidro experimental

O protótipo do pino de fibra de vidro perfurado parcialmente incolor, foi desenvolvido pela empresa Angelus (Londrina, PR, Brasil), e possui um canal

interno de diâmetro regular em 1,1 mm e 16 mm de comprimento, com conicidade progressiva. A extensão interna vazada permite a inserção da fibra óptica ao longo de toda a extensão do pino, a fim de possibilitar a ação da luz ao longo de todo o comprimento do canal radicular, sobretudo em sua porção apical. O diâmetro externo cervical é de 2,4 mm e apical de 1,2 mm (Figura 1).

Em relação à sua composição, o pino de fibra possui Fibra de Vidro Tipo E (80%) (SiO_2 – 55 a 65%; Al_2O_3 – 15 a 30%; MgO – 3 a 8%; CaO – 9 a 25%) e Resina Epóxi pigmentada (20%).

Figura 1 – Dimensões do novo sistema de pino de fibra de vidro (mm)



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Sistema de ativação utilizando iluminador de fibra óptica

A fibra óptica é um guia de onda dielétrico com um núcleo cilíndrico rodeado por uma casca com índice de refração menor. A luz se propaga no interior da fibra óptica fundamentalmente baseada no princípio de reflexão total.

Dessa forma, foi desenvolvido um dispositivo iluminador de fibra óptica em parceria com a empresa Photonita Metrologia Óptica Ltda (Florianópolis, Santa Catarina, Brasil) que é composto por um dispositivo metálico o qual possui um orifício por onde transpassou um cabo de fibra óptica de 1 mm de diâmetro e secção circular, a qual conduziu a luz advinda do Fotopolimerizador LED Radii-Cal (SDI, Australia), ao longo do canal radicular até a região mais apical do dente, com a finalidade de ativar com mais efetividade o cimento resinoso presente (Figura 2 e 3).

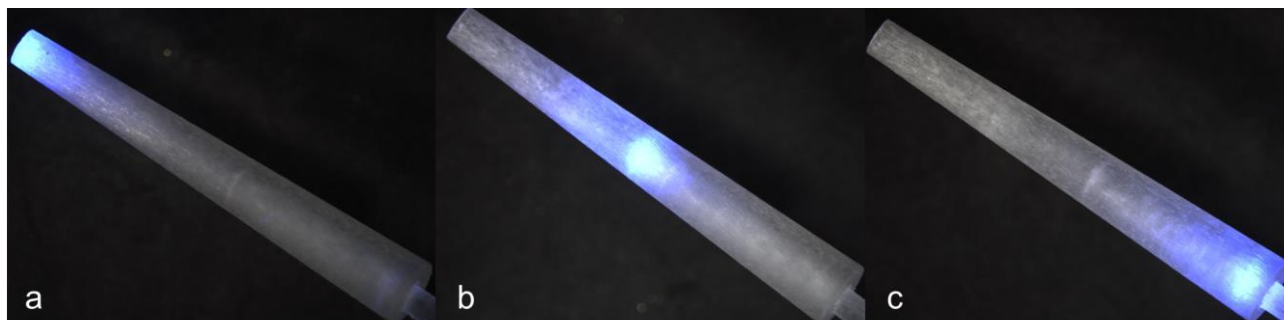
Tanto o sistema iluminador de fibra óptica como o pino de fibra de vidro experimental tiveram os pedido de depósito de patente aprovados pelo INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial) em 2020 sob registros, respectivamente, BR 10 2020 025592 4 e BR 10 2020 020331 2 (Anexos A e B).

Figura 2 – Sistema iluminador de fibra óptica



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 – Transmissão da luz através do pino de fibra de vidro



Legenda: a) Iluminação do terço apical; b) Iluminação do terço médio; c) Iluminação do terço cervical.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Resistência à flexão de 3 pontos

Neste ensaio, 40 pinos de fibra de vidro foram divididos em 4 grupos, de acordo com o tipo (Convencional Exacto nº3 - Angelus e Pino experimental) e o preenchimento do pino experimental (sem preenchimento, preenchidos com fibra óptica e cimento resinoso dual, e preenchidos apenas com cimento resinoso dual) (Quadro 2).

Quadro 2 – Grupos constituídos para o teste de flexão 3 pontos

Grupo (n = 10)	Pino de fibra	Preenchimento
pc	Convencional	-
pp	Perfurado	-
ppf	Perfurado	Fibra óptica e cimento resinoso dual
ppc	Perfurado	Cimento resinoso dual

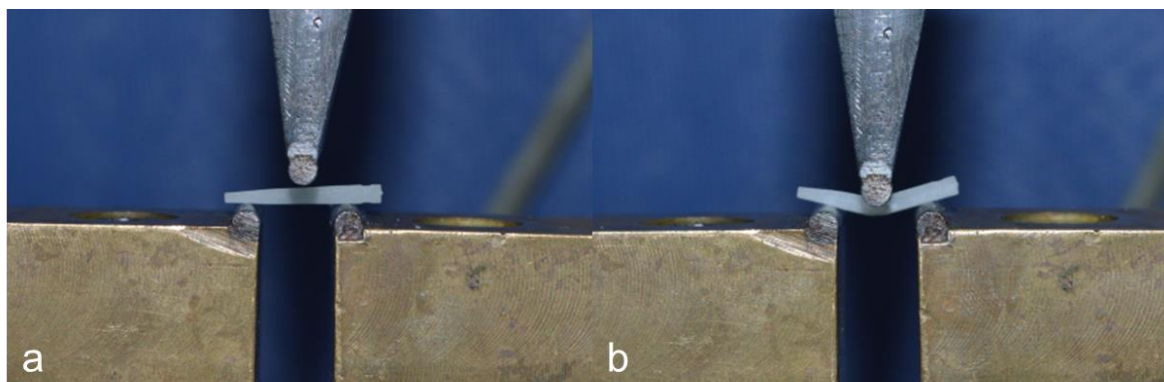
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a confecção das amostras do grupo ppf, os pinos foram preenchidos com a fibra óptica do dispositivo iluminador envoltas por cimento resinoso dual

(Allcem Dual corpo duplo, FGM – Dental group, Joinville, Brasil) e fotoativados por 45 segundos. Já para o grupo ppc, o mesmo cimento resinoso foi injetado no interior dos pinos perfurados e fotoativados por 45 segundos.

As amostras foram apoiadas em ambas as extremidades e submetidos a uma carga estática no centro do seu comprimento. O posicionamento foi feito em um suporte metálico com uma distância de 8 mm que foi acoplado em uma máquina de ensaio universal ensaios (EMIC DL 1000, Paraná, Brasil), com uma célula de carga de 50 Kfg, e uma velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a fratura (Figura 4).

Figura 4 – Amostra posicionada para o teste de flexão



Legenda: a) Pino de fibra convencional posicionado; b) Amostra após a execução do teste.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores foram registrados em Megapascal (MPa) e a resistência à flexão (σ_{3P}) foi calculada pela fórmula ISO 10477:200415. A norma ISO foi modificada neste estudo em razão de o comprimento dos pinos ser menor do que 20 mm:

$$\sigma_{3P} = 8P_{\max} L / \pi d^3$$

Onde $P_{\max}$ é a carga máxima de fratura (em MPa), L é a distância entre os dois pontos de suporte no teste de flexão (8 mm) e d é o diâmetro dos pinos no local da fratura (em mm).

4.4 Teste de resistência adesiva

100 modelos experimentais foram distribuídos em 10 grupos, de acordo com as variáveis apresentadas no Quadro 3.

Quadro 3 – Grupos constituídos conforme variáveis propostas

Grupo (n = 10)	Pino de fibra	Iluminação	Cimento resinoso	Ciclagem Mecânica
CD (controle)	Convencional	S/ fibra óptica	Polimerização dual	Não
CDC	Convencional	S/ fibra óptica	Polimerização dual	Sim
PF	Perfurado	S/ fibra óptica	Fotopolimerizável	Não
PFC	Perfurado	S/ fibra óptica	Fotopolimerizável	Sim
PD	Perfurado	S/ fibra óptica	Polimerização dual	Não
PDC	Perfurado	S/ fibra óptica	Polimerização dual	Sim
POF	Perfurado	C/ fibra óptica	Fotopolimerizável	Não
POFC	Perfurado	C/ fibra óptica	Fotopolimerizável	Sim
POD	Perfurado	C/ fibra óptica	Polimerização dual	Não
PODC	Perfurado	C/ fibra óptica	Polimerização dual	Sim

Fonte: Elaborado pelo autor.

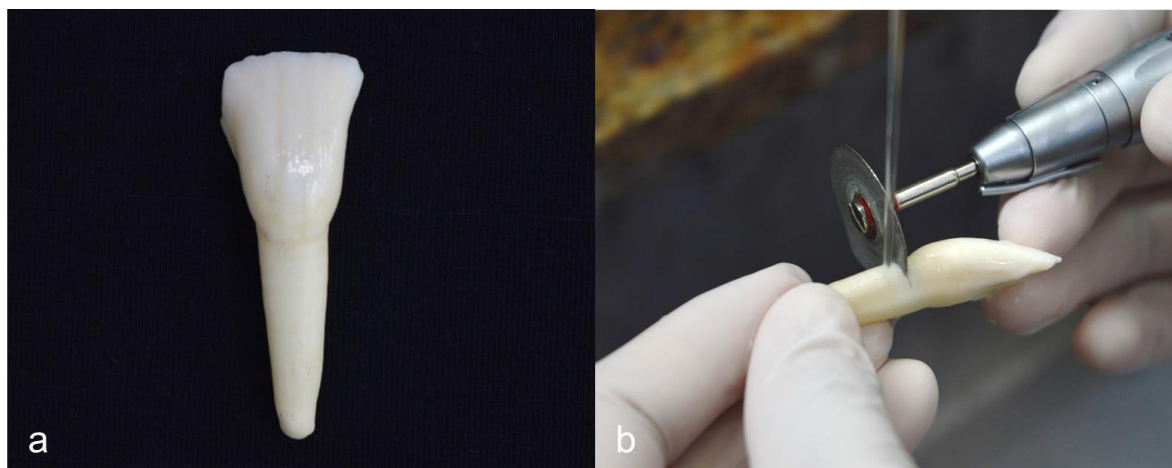
4.4.1 Seleção dos dentes e preparo dos canais

100 incisivos bovinos recém-extraídos apresentando tamanhos e formas semelhantes foram selecionados. Para utilização dos dentes bovinos, foi seguido a lei Arouca (Lei nº 11.794 de 08/10/2008), onde está descrito que não é necessário a análise do Comitê de Ética local (Anexo C).

Com o intuito de padronizar as amostras, com o auxílio de um paquímetro digital (Starrett 727, Starrett, Itu, Brasil), foram medidas as dimensões vestibulo-lingual e mesio-distal dos dentes, com a tolerância de desvio máximo de 10% da média ($10,0 \text{ mm} \pm 1,0 \text{ mm}$ e $8,0 \pm 0,8 \text{ mm}$, respectivamente) (da Silva et al., 2010; Veríssimo et al., 2014). Os dentes bovinos foram limpos e suas raízes seccionadas com disco diamantado (KG Sorensen, Cotia, Brasil) acoplado à peça de mão, sob irrigação constante, para obtenção de um comprimento radicular de 16 mm em todas as amostras (Figura 5). As coroas foram descartadas e as raízes mantidas em água destilada à 4°C até o uso.

Os dentes foram submetidos ao tratamento endodôntico convencional, utilizando o sistema reciprocante com limas R #40 (Reciproc® – VDW Alemanha), irrigação com hipoclorito de sódio 2,5% (Asfer, São Caetano do Sul, Brasil), obturação com cones de guta percha (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e cimento MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brasil).

Figura 5 – Seccionamento dos dentes bovinos

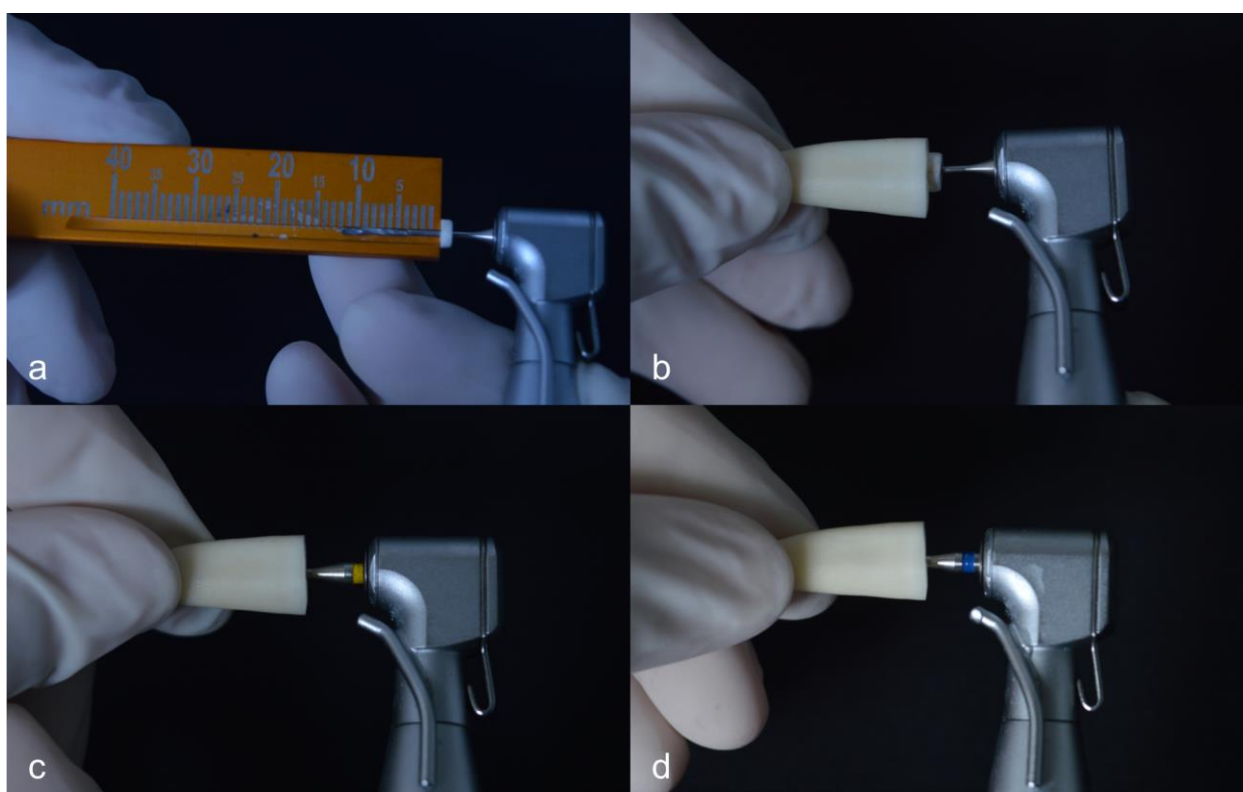


Legenda: a) Dente incisivo bovino; b) Realização do seccionamento com disco diamantado.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.2 Preparo do canal radicular

O preparo dos canais para a instalação dos pinos foi realizado com brocas Largo nº 1, 2 e 3 e completado com a sequência de broca nº 1, 2 e 3 do sistema Exacto (Angelus, Londrina, Brasil), no comprimento de 12 mm, mantendo 4 mm de guta-percha no terço apical (Kvist et al., 1989; Mattison et al., 1984) (Figura 6). Após o preparo, foi realizado a limpeza dos dentes em cuba ultrassônica com água destilada, durante 5 minutos, e os canais secos com cones de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, Brasil).

Figura 6 – Preparo do canal radicular



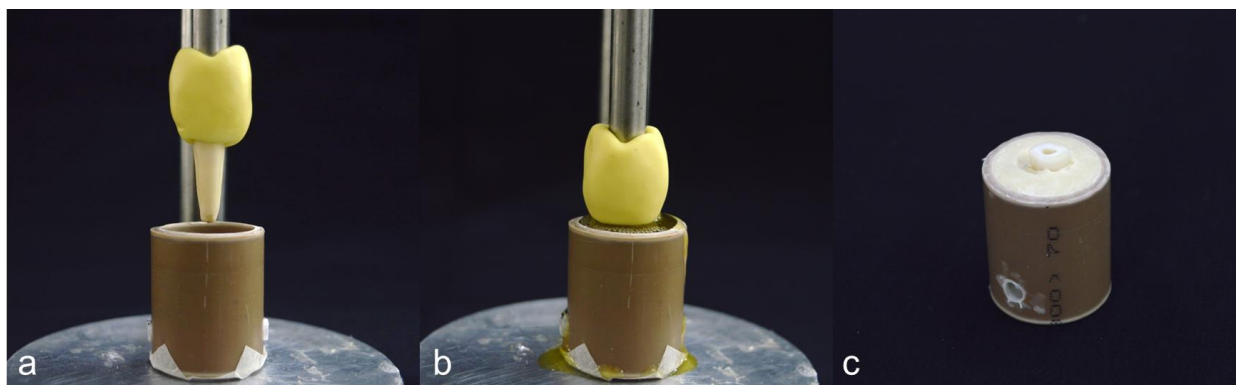
Legenda: a) Utilização de régua endodôntica para medição do comprimento de trabalho; b) Preparo com brocas Largo; c) e d) Sequência de brocas nº 1, 2 e 3 do sistema Exacto.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.3 Inclusão dos dentes nas bases

Para a padronização do posicionamento dos dentes nas bases foi utilizado um delineador de bancada (Bioart, São Paulo, Brasil). A raiz foi fixada na haste vertical do delineador com silicone de condensação (Optosil Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha), perpendicular ao plano horizontal. Um tubo de PVC (diâmetro 25 mm e altura 30 mm) contendo uma perfuração para teste de Pull-out foi preenchido com resina de poliuretano (Resina F160 Axson, Cergy, França) manipulada conforme indicação do fabricante, e a raiz posicionada centralizada no seu interior, mantendo 3 mm de borda cervical exposta (Figura 7).

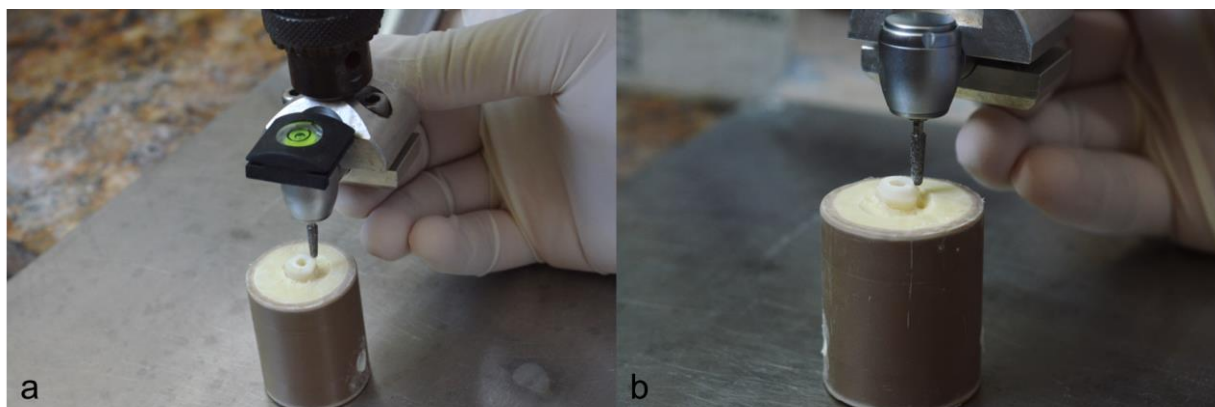
Figura 7 – Inclusão dos dentes em poliuretano



Legenda: a) Raiz fixada no delineador sobre a base; b) Inclusão da raiz em resina de poliuretano; c) Raiz incluída em poliuretano.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o preparo do término cervical, foi utilizada uma ponta diamantada tronco cônica 4137 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil) montada em caneta de alta rotação (Kavo, Biberach, Alemanha) e optou-se pelo término cervical em chanfro. Para padronizar os preparos, foi utilizado um dispositivo acoplado na caneta de alta rotação e em um delineador de bancada, o que permitiu com que a ponta permanecesse perpendicular ao plano horizontal (Figura 8).

Figura 8 – Preparo do término cervical



Legenda: a) Dispositivo acoplado à caneta de alta rotação contendo uma régua de nível para padronizar a angulação; b) Preparo cervical finalizado.
Fonte: Elaborado pelo autor.

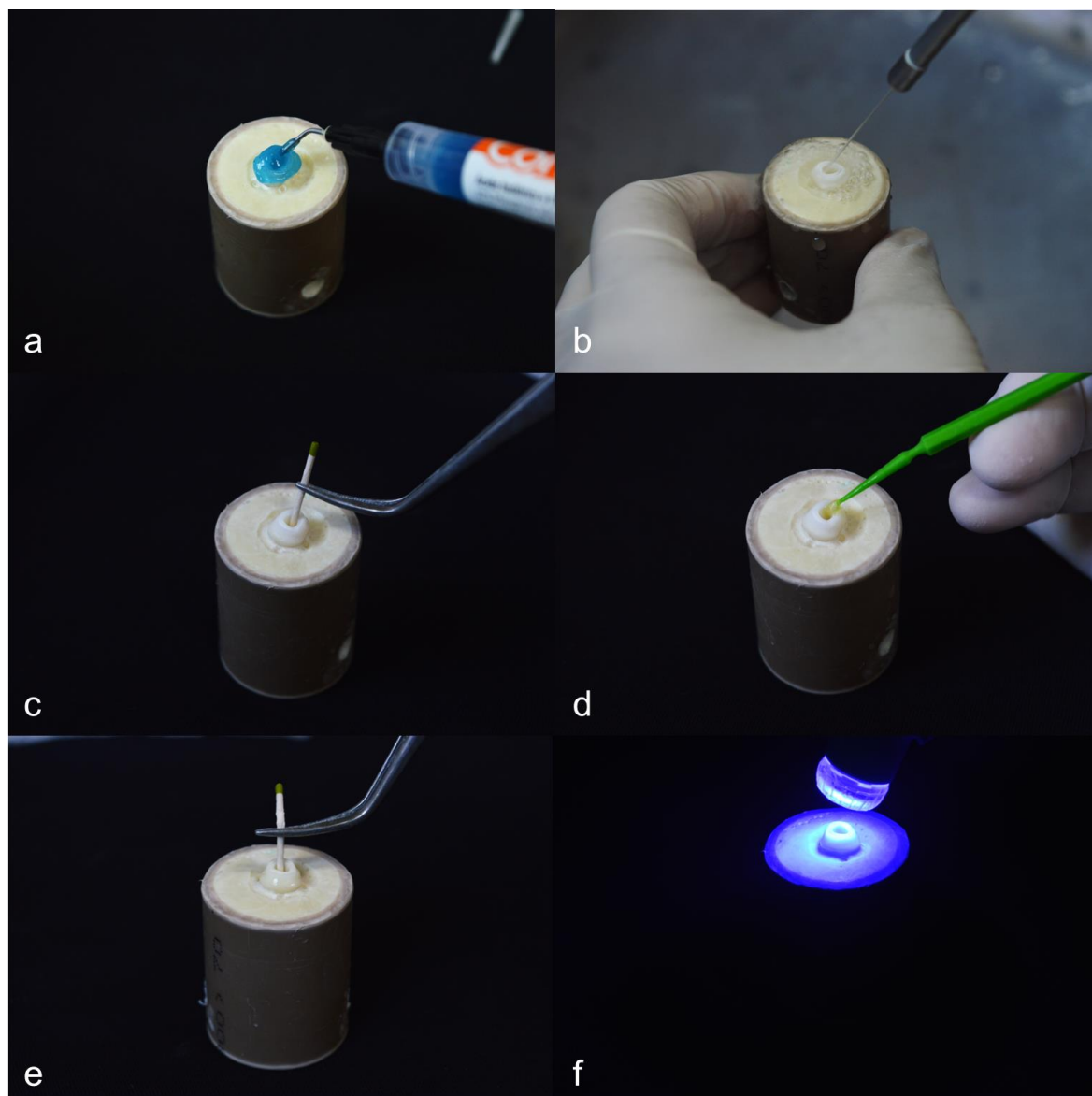
4.4.4 Cimentação dos pinos de fibra de vidro

A etapa de cimentação ocorreu de acordo com as recomendações do fabricante dos cimentos resinosos fotoativado (Allcem Veneer APS A1, FGM Dental Group, Joinville, Brasil) e dual (Allcem Dual A1 corpo duplo, FGM Dental Group, Joinville, Brasil).

Seguindo as recomendações do fabricante do pino experimental, foi realizado a limpeza com álcool 70% em cuba ultrassônica (BioWash, Bio-art, São Carlos, Brasil) durante 180 segundos e posterior aplicação de silano (Angelus, Londrina, Brasil), deixando agir por 1 minuto.

O tratamento do canal radicular foi realizado com aplicação de ácido fosfórico 37% (Condac 37%, FGM – Dental group, Joinville, Brasil) por 15 segundos e lavagem abundante com spray de ar/água. Em seguida, o canal foi seco com cones de papel absorvente (Tanari, Manaus, Brasil), o sistema adesivo (Ambar, FGM – Dental group, Joinville, Brasil) foi aplicado de forma ativa com auxílio de um microaplicador (KG Brush Extrafine, São Paulo, Brasil), o excesso removido com cones de papel e procedeu-se a fotoativação por 20 segundos (Figura 9).

Figura 9 – Condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo



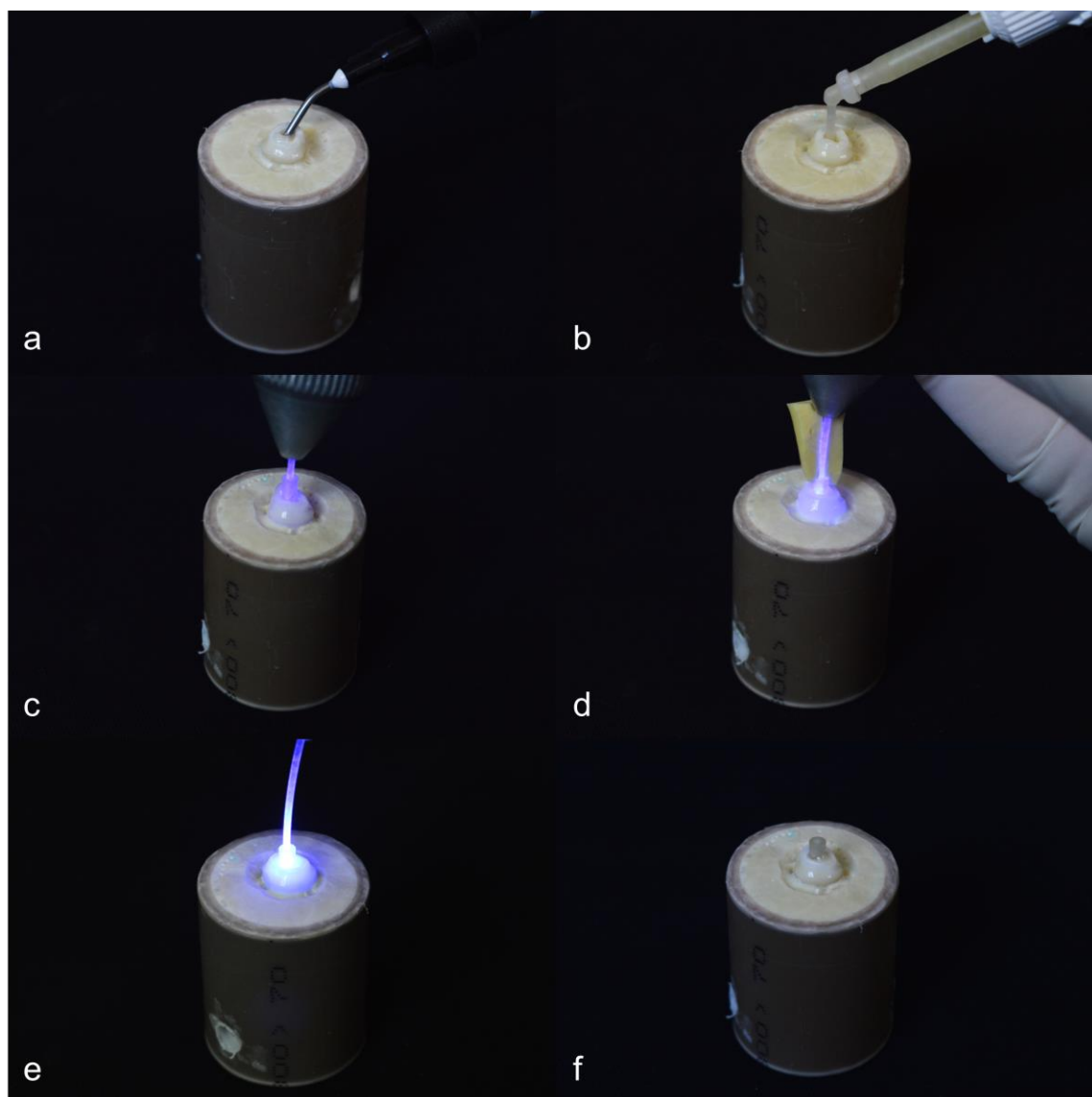
Legenda: a) Aplicação do ácido fosfórico 37% no canal radicular e término cervical; b) Lavagem com ar/água; c) Remoção da umidade com cone de papel; d) Aplicação do sistema adesivo com microaplicador; e) Remoção dos excessos de adesivo com cone de papel; f) Fotoativação do sistema adesivo.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os cimentos resinosos fotoativado ou dual foram aplicados no interior do canal radicular com pontas aplicadoras, o pino inserido no canal radicular, o excesso de cimento foi removido e procedeu-se a fotoativação do conjunto. Para os grupos que utilizaram o pino experimental, o aparelho LED foi acoplado com a fibra óptica, a qual foi introduzida dentro do pino promovendo a ativação do cimento na porção apical do canal radicular. Nesta etapa, verificou-se que foi necessário que o pino

perfurado fosse inserido no canal radicular já com a fibra óptica acoplada no pino, para que o cimento não penetrasse na perfuração interna do pino. Depois disso, a ponta foi recuada 4 mm até o terço médio e fotoativada, e então recuada até o terço cervical e realizado novamente o processo de fotoativação. Para preencher o orifício interno do pino, foi injetado cimento resinoso dual. Os grupos que não utilizaram a fibra óptica, a fotoativação ocorreu de forma convencional, de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 10).

Figura 10 – Cimentação do pino de fibra de vidro e processo de fotoativação



Legenda: a) Aplicação do cimento resinoso fotoativado; b) Aplicação do cimento resinoso dual; c) Fotoativação do terço apical; d) Fotoativação do terço médio com auxílio de um guia de silicone para padronização da distância; e) Fotoativação do terço cervical; f) Pino de fibra experimental cimentado.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para estipular o tempo de fotopolimerização foi calculado o tempo necessário para que o cimento resinoso em cada terço do canal radicular atingisse a exposição radiante de 16J.

Para isso, um potenciômetro (Nova Handheld Laser Power Meter, Ophir Optronics, Jerusalém, Israel) foi utilizado para verificar a potência do aparelho Fotopolimerizador LED Radian-Cal (SDI, Australia) com o sistema de fibra óptica, atingindo o valor de 1626 mW. Para calcular a irradiância, foi levado em consideração a área da fibra óptica de 0,00785 cm², e tendo como resultado 207,13 mW/cm², ou seja, 0,207 J/cm².

O cálculo do tempo de fotopolimerização ocorreu conforme equação abaixo:

$$\text{Exposição radiante (J)} = \text{Irradiância} \left(\frac{\text{J}}{\text{cm}^2} \right) \times \text{Tempo (s)}$$

Assim:

$$\text{Tempo (s)} = \frac{\text{Exposição radiante (J)}}{\text{Irradiância} \left(\frac{\text{J}}{\text{cm}^2} \right)}$$

$$\text{Tempo (s)} = \frac{16 \text{ (J)}}{0,207 \left(\frac{\text{J}}{\text{cm}^2} \right)}$$

$$\text{Tempo (s)} \cong 80 \text{ segundos}$$

Dessa forma, foi realizado a fotoativação de 80 segundos nos terços apical, médio e cervical, totalizando 240 segundos, ou seja, 4 minutos. Já a fotoativação do cimento resinoso sem o sistema iluminador de fibra óptica seguiu conforme as recomendações do fabricante, fotoativando por 45 segundos (Quadro 4).

Quadro 4 – Processo de fotoativação dos pinos de fibra de vidro

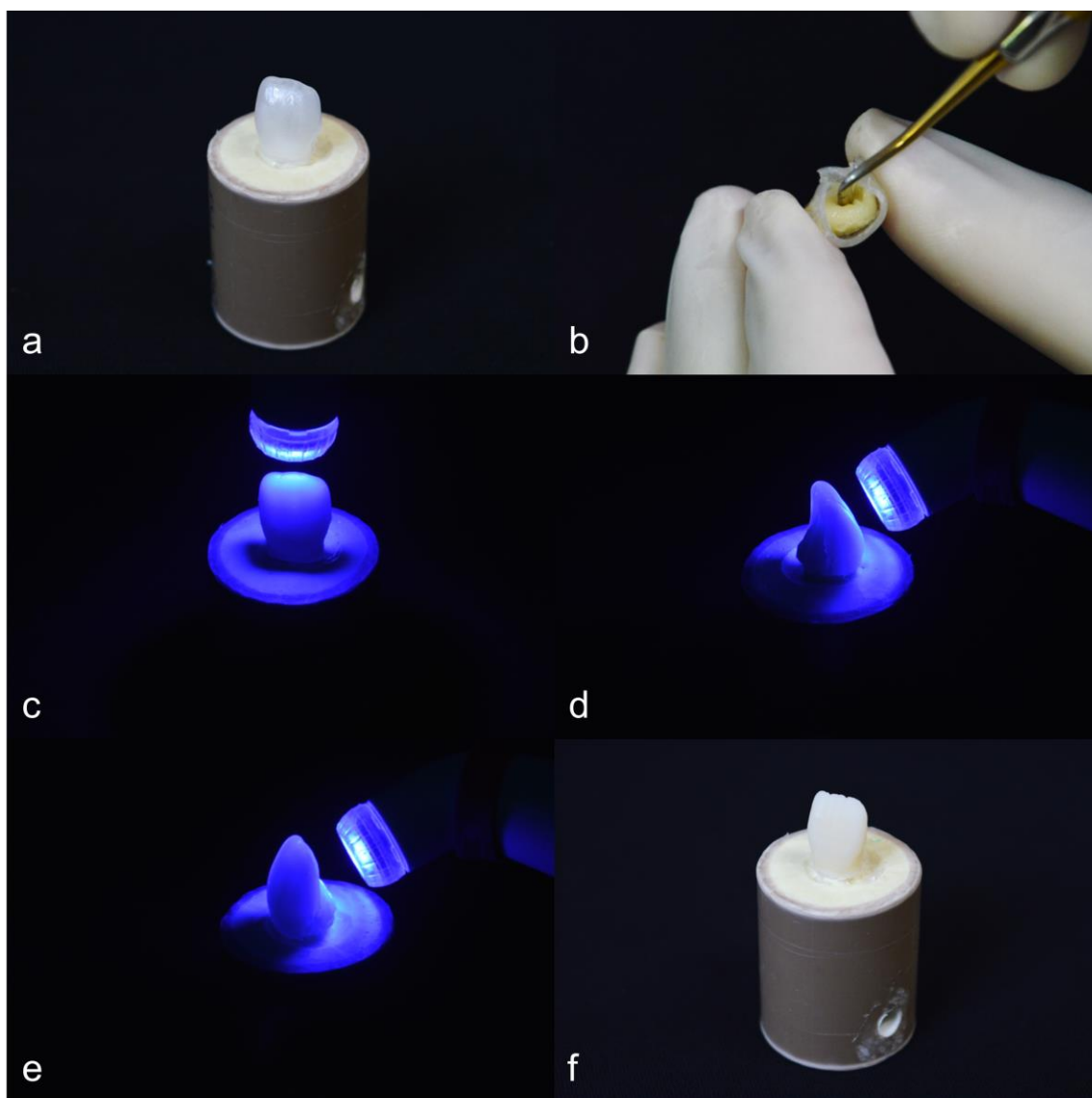
Pino de fibra	Iluminação	Tempo de fotoativação
Convencional	S/ fibra óptica	45 segundos (terço cervical);
Perfurado	S/ fibra óptica	45 segundos (terço cervical);
Perfurado	C/ fibra óptica	80 segundos (terço apical) + 80 segundos (terço médio) + 80 segundos (terço cervical).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a cimentação, com o auxílio de uma matriz pré-fabricada com anatomia de incisivo central superior, as coroas sobre os retentores foram confeccionadas com resina composta (Llis EA1, FGM – Dental group, Joinville, Brasil) e polimerizadas por 40 segundos em cada face da coroa (Figura 11).

Vale ressaltar que a resina foi aplicada diretamente sobre o remanescente do pino de modo a estabelecer um corpo único e sem a realização de cimentação da etapa coronária sobre o munhão como é feito usualmente. Isto teve o propósito de determinar melhor padronização das condições metodológicas para a análise principal em questão, que era da resistência adesiva do retentor intrarradicular à dentina radicular.

Figura 11 – Confeção das coroas em resina composta



Legenda: a) Matriz pré-fabricada de incisivo central superior; b) Aplicação da resina composta na matriz; c) Fotoativação na superfície incisal; d) Fotoativação da superfície vestibular; e) Fotoativação da superfície palatina; f) Coroa finalizada.

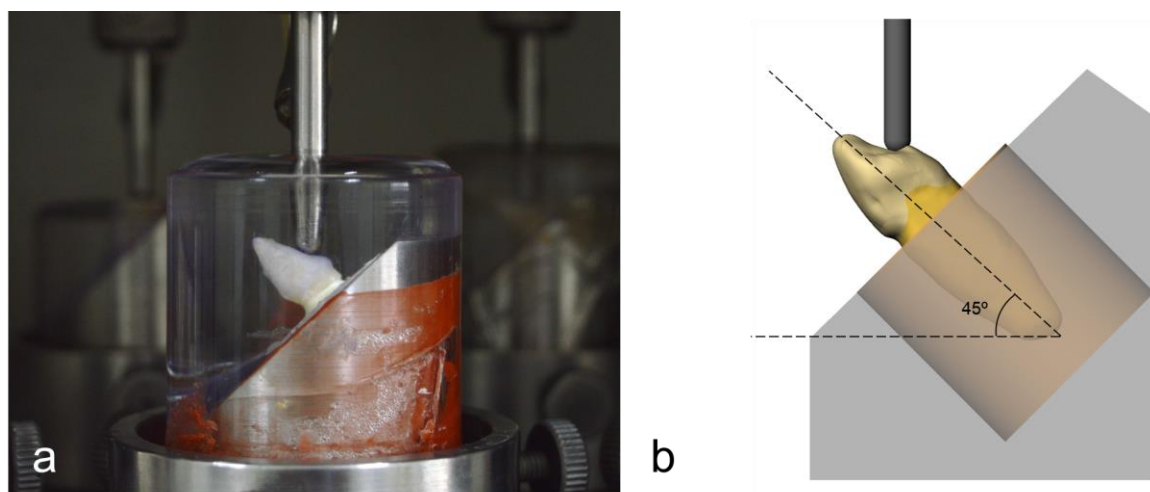
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.5 Processo de envelhecimento

O ensaio de envelhecimento foi realizado em um simulador de ciclos mastigatórios (Cicladora Mecânica ERIOS, Modelo: ER-11000 Plus, São Paulo,

Brasil), onde as amostras foram posicionadas sobre bases metálicas com angulação de 45° , imersas em água a $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$, de modo que os pistões de 1,6 mm de diâmetro aplicaram uma carga de 84 N na região central da face palatina da coroa, com frequência de 4 Hz por 1.000.000 de ciclos, simulando assim cerca de 5 anos de desgaste, de acordo com a literatura (Dal Piva et al., 2018a; Rosentritt et al., 2009) (Figura 12).

Figura 12 – Ciclagem mecânica das amostras



Legenda: a) Posicionamento do pistão na região central da face palatina da coroa na cicladora mecânica; b) Ilustração da amostra posicionada sobre base metálica com angulação de 45° .

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.6 Execução do teste de Pull-out

Para preparar as amostras para o teste de Pull-out, aplicou-se cera utilidade (Cera periférica nº6, Lysanda, São Paulo, Brasil) na base de poliuretano ao redor da coroa para promover um alívio. Um tubo de PVC (diâmetro 25 mm e altura 25 mm) contendo uma perfuração para teste de Pull-out foi preenchido com resina acrílica quimicamente ativada (VIPI Flash, VIPI, Pirassununga, Brasil) e a coroa incluída centralizada em seu interior (Figura 13).

Figura 13 – Inclusão das coroas para o teste de Pull-out

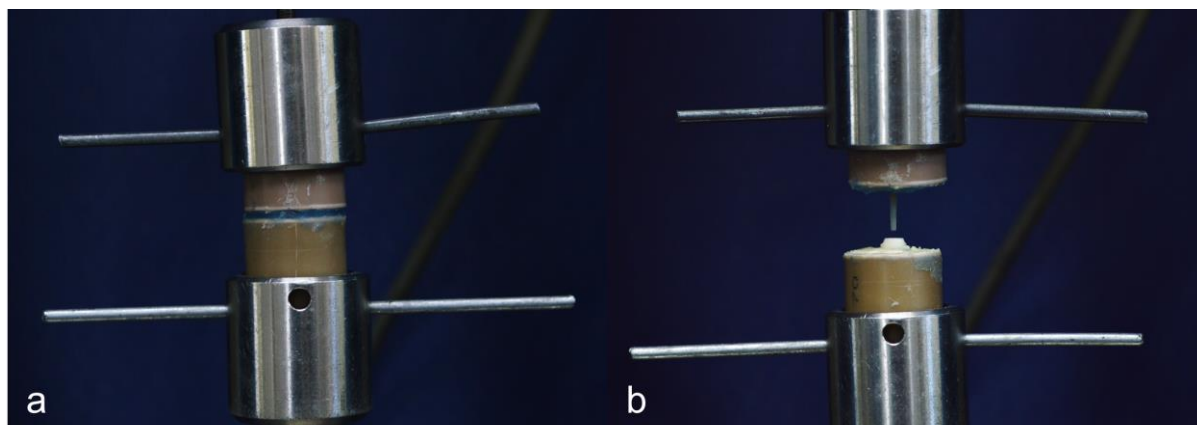


Legenda: a) Preenchimento do tubo de PVC com resina acrílica quimicamente ativada; b) Inclusão da coroa; c) Amostra preparada para o teste de Pull-out.
Fonte: Elaborado pelo autor.

O ensaio de resistência de união foi realizado na máquina de teste universal (EMIC DL 1000, EMIC, Brasil).

A base da amostra foi fixada na parte inferior e a coroa fixada com o auxílio de um dispositivo de união metálico na parte superior. Uma força de tração foi aplicada com o auxílio de uma célula de carga de 1000 Kgf a uma velocidade de 1 mm / min até ocorrer a falha (Figura 14). Os valores de carga máxima foram registrados em Newton (N).

Figura 14 – Ensaio de Pull-out



Legenda: a) Amostra posicionada na EMIC; b) Amostra após a execução do teste de tração.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5 Análise do modo de falha

Todas as amostras foram analisadas após o teste de Pull-out, utilizando um estereomicroscópio (Discovery V20 CarlZeiss, Jena, Thuringia, Alemanha) com 7,5x de magnificação para avaliar as características das falhas ocorridas no teste de Pull-out.

As falhas foram classificadas em: A) Adesiva ao longo da interface pino/cimento (Adesiva PC); B) Adesiva ao longo da interface cimento/dentina radicular (Adesiva CD); C) Mista predominantemente adesiva na interface cimento/dentina (Mista CD) D) Mista predominantemente adesiva na interface pino/cimento (Mista PC) (Dal Piva et al., 2016).

4.6 Análise em Elementos Finitos

A análise *in silico* foi realizada através da Análise em Elementos Finitos (FEA) com um software (ANSYS 19.1, Canonsburg, EUA), onde a análise estática estrutural simulou a condição semelhante do teste *in vitro*.

Os modelos 3D foram editados no software CAD Rhinoceros (version 5.0, McNeel North America, Seattle, EUA) para representar três grupos distintos: pino convencional (pc), novo sistema de pino de fibra de vidro perfurado (pp) e o novo pino de fibra perfurado com preenchimento de cimento resinoso (ppc). Para obter dimensões semelhantes às amostras laboratoriais, uma amostra do teste *in vitro* foi escaneada por um escâner de bancada (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Áustria), foi gerado um arquivo em formato aberto (.stl) e transferido para o software CAD Rhinoceros para elaboração do modelo, juntamente com os outros elementos modelados.

Os modelos finalizados foram exportados em formato STEP para o software de análise (ANSYS 19.1, Canonsburg, EUA) onde foram finalizadas as etapas de pré e pós-processamento. A confecção das malhas e a densidade foram ajustadas

para obter resultados suficientes e precisos para correta interpretação dos resultados. Para isso, foram empregadas malhas de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta.

Neste estudo foi realizada a análise estática estrutural, no qual o módulo de elasticidade longitudinal (E) e o coeficiente de Poisson estão informados no Quadro 5. Todos os materiais presentes na composição do sistema foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Quadro 5 – Módulo elástico (E) e coeficiente de Poisson (ν) dos materiais utilizados na análise em elementos finitos

Material	E (GPa)	ν	Referências
Dentina	18,6	0,32	Soares et al., 2010
Poliuretano	3,6	0,3	Soares et al., 2010
Pino de fibra de vidro	40	0,22	Bula do fabricante
Cimento resinoso	7	0,3	Pignataro et al., 2021
Resina composta	10	0,3	Pignataro et al., 2021
Guta percha	0,69	0,45	Singh et al., 2015

Fonte: Elaborado pelo autor.

Todas as conexões entre os elementos foram consideradas contatos colados. A base de poliuretano foi fixada em todas as direções (x, y, z) com deslocamento zero para a definição das condições de contorno.

Em relação ao carregamento, com o intuito de proceder à simulação das situações clínica e de forma semelhante à carga aplicada na análise *in vitro*, uma carga de 84 N foi aplicada na área de contato da face lingual (45° inclinação) seguindo a metodologia aplicada em Dal Piva et al. (2017).

Um teste de convergência de malha de 10% foi realizado para garantir que a malha não interfira nos resultados. Para o teste de coerência, foram realizadas

análises da tensão de von Mises e deformação total, com a finalidade de verificar a fidedignidade dos contatos, fixações e carregamentos.

Para avaliação da distribuição de tensão, foram realizadas análise de Tensão Máxima Principal. A concentração de tensão (CT) é definida pela razão entre o pico de tensão e a média de tensão em uma determinada região (Dal Piva et al., 2018b).

Assim, a concentração de tensão na raiz, no pino e na linha de cimentação foram calculadas pela seguinte fórmula:

$$\text{Concentração de tensão (CT)} = \frac{\text{Pico de tensão (PT)}}{\text{Média de tensão (MT)}}$$

A propriedade de resistência consiste na força necessária para a fratura de uma estrutura de área conhecida (Dal Piva et al., 2018b). Desse modo, o risco de falha (RF) foi calculado pela seguinte fórmula:

$$\text{Risco de falha (RF)} = \frac{\text{Pico de tensão (PT)}}{\text{Resistência}}$$

Assim, o risco de falha do pino consistiu no pico de tensão do material dividido pela sua resistência à flexão. Já para o risco de falha da raiz, foi feito o cálculo dividindo o pico de tensão pela resistência à tração. E para o cálculo do risco de falha adesiva, foi dividido o pico de tensão da linha de cimentação pela resistência adesiva (Dal Piva et al., 2018b).

4.7 Análise estatística

No delineamento deste estudo foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, o tipo do pino de fibra de vidro, o tipo de ativação do cimento resinoso e o envelhecimento. Sendo as variáveis resposta o valor de resistência à flexão (MPa) e resistência de união (N) obtido no teste de Pull-out.

A unidade experimental foi o sistema formado pelo dente, pino de fibra, cimento resinoso e coroa de resina composta, denominado corpo-de-prova.

A estatística descritiva foi constituída no cálculo de médias e desvios padrão. A estatística inferencial consistiu no teste de normalidade (Shapiro-Wilk), teste de análise de variância (ANOVA) 1, 2 e 3 fatores, seguido da comparação através do teste Tukey 5%. A análise estatística foi feita por meio do programa computacional Jamovi 2.2.5 (Sydney, Australia).

5 RESULTADO

5.1 Resistência à flexão de 3 pontos

A estatística descritiva dos resultados obtidos está descrita na Tabela 1.

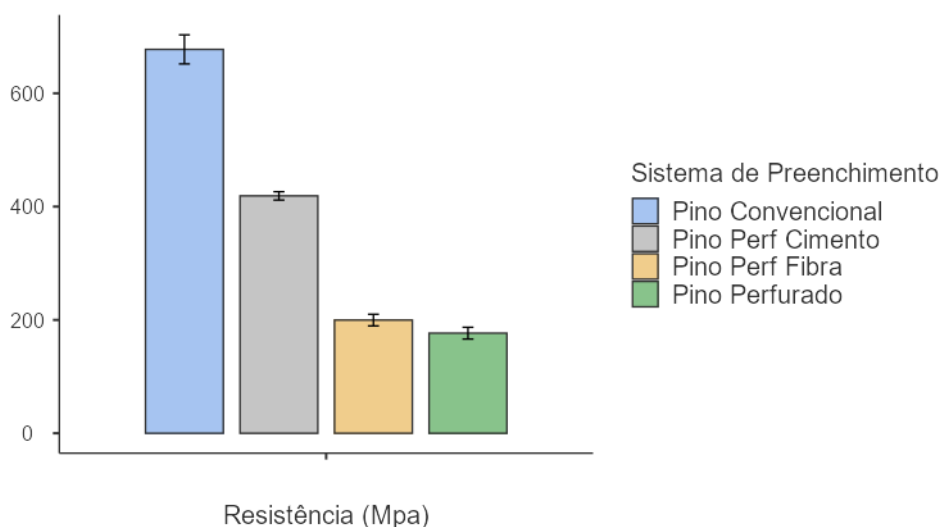
Um gráfico de colunas foi gerado para facilitar a visualização da comparação dos resultados de média e desvio padrão entre os grupos (Figura 15).

Tabela 1 – Estatística descritiva dos dados obtidos da resistência à flexão de 3 pontos (MPa)

Grupo	Média	Desvio Padrão	Shapiro-Wilk p
Pino Convencional (pc)	677	81.1	0.934
Pino Perfurado (pp)	177	32.8	0.174
Pino Perfurado Fibra (ppf)	200	32.5	0.139
Pino Perfurado Cimento (ppc)	419	23.2	0.572

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 15 – Gráfico de colunas contendo a média e desvio padrão da resistência à flexão 3 pontos



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para verificar a normalidade dos dados, foi realizado o teste de Shapiro-Wilk. Como todos os valores de p foram superiores a 0,05 (Tabela 1), considerou-se que são valores que seguem a curva normal, podendo realizar a análise de variância ANOVA 1 Fator (Tabela 2) e Teste Tukey 5% (Tabela 3).

Tabela 2 – ANOVA 1 Fator dos dados de resistência à flexão

	Razão F	Graus de liberdade 1	Graus de liberdade 2	p valor
Resistência à flexão	219	3	19.2	< .001

Fonte: Elaborado pelo autor.

O valor de p obtido na ANOVA 1 Fator foi menor que 0.05, assim demonstrando que houve diferença estatística significativa (Tabela 2).

Tabela 3 – Teste Tukey 5% em relação aos dados de resistência à flexão

Grupo	Média Resistência à flexão (MPa)	1	2	3
Pino Convencional	677	****		
Pino Perf Cimento	419		****	
Pino Perf Fibra	200			****
Pino Perfurado	177			****

Fonte: Elaborado pelo autor.

No Teste Tukey 5% é possível observar que o pino de fibra de vidro convencional obteve o maior valor de resistência à flexão, sendo estatisticamente significativa em relação aos demais grupos experimentais. Em relação aos grupos experimentais, o pino de fibra de vidro perfurado preenchido com cimento resinoso obteve o maior valor de resistência, sendo estatisticamente significativa em comparação ao pino de fibra perfurado preenchido com a fibra óptica e sem preenchimento (Tabela 3).

5.2 Teste de resistência adesiva

Para a aquisição da resistência adesiva (MPa) foi realizado o cálculo dividindo o valor obtido em Newton dividido pela área de superfície adesiva (mm²).

Para analisar os resultados de todos os grupos e verificar a influência da ciclagem mecânica na resistência adesiva, foi realizada a Análise de Variância ANOVA 2 Fatores. Com a finalidade de analisar todos os resultados em uma mesma análise estatística as variáveis (pino de fibra, utilização do sistema iluminador e tipo de cimento) foram agrupadas, e posteriormente serão descritas as estatísticas isolando cada fator de estudo.

Inicialmente foi feita a estatística descritiva dos dados obtidos (Tabela 4). Para verificar a normalidade dos dados, foi realizado o teste de Shapiro-Wilk. Assim como no teste de resistência à flexão, todos os valores de p do teste de Shapiro-Wilk foram superiores a 0,05 (Tabela 4), podendo realizar a Análise de Variância ANOVA 2 Fatores (Tabela 5).

Tabela 4 – Estatística descritiva dos dados obtidos de resistência adesiva (MPa) tendo como variáveis os grupos e a ciclagem mecânica

Grupo	Média	Desvio Padrão	Shapiro-Wilk p
Convencional Dual (CD)	12.2	1.21	0.594
Perfurado Dual (PD)	11.1	1.32	0.154
Perfurado Foto (PF)	10.9	1.29	0.214
Perfurado Óptico Dual (POD)	13.7	1.16	0.650
Perfurado Óptico Foto (POF)	11.9	1.48	0.057
Convencional Dual Ciclado (CDC)	10.1	1.33	0.450
Perfurado Dual Ciclado (PDC)	9.25	1.11	0.167
Perfurado Foto Ciclado (PFC)	8.37	1.25	0.660
Perfurado Óptico Dual Ciclado (PODC)	10.8	0.95	0.297
Perfurado Óptico Foto Ciclado (POFC)	9.82	1.02	0.479

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 5 – ANOVA 2 Fatores dos dados de resistência adesiva tendo como variáveis os grupos e a ciclagem mecânica

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	Razão F	p valor
Grupo	82.01	4	20.503	13.732	< .001
Ciclagem	129.05	1	129.050	86.434	< .001
Grupo x ciclagem	3.63	4	0.907	0.608	0.658
Resíduo	134.37	90	1.493		

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores de p das variáveis grupo e ciclagem foram menores que 0.05, assim demonstrando que houve diferença estatística significativa. O teste de Post-Hoc escolhido para analisar onde ocorreu essa diferença foi o teste Tukey 5% (Tabelas 6 a 8) (Figura 16).

Tabela 6 – Teste Tukey 5% em relação aos grupos sem ciclagem mecânica

Grupo	Média Resistência adesiva (MPa)	1	2
POD	13.7	****	
CD	12.2	****	****
POF	11.9		****
PD	11.1		****
PF	10.9		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 6 mostra o Teste Tukey 5% em relação aos grupos sem ciclagem mecânica. Pode-se observar que o grupo POD obteve o maior resultado de resistência adesiva, apresentando diferença estatística entre os todos os grupos, exceto com o grupo CD. Já os demais grupos não apresentaram diferença estatística significativa entre si.

Tabela 7 – Teste Tukey 5% em relação aos grupos com ciclagem mecânica

Grupo	Média Resistência adesiva (MPa)	1	2	3
PODC	10.8	****		
CDC	10.1	****	****	
POFC	9.82	****	****	
PDC	9.25		****	****
PFC	8.37			****

Fonte: Elaborado pelo autor.

Já a Tabela 7 mostra o Teste Tukey 5% em relação aos grupos com a ciclagem mecânica. Observou-se que o grupo PODC obteve o maior resultado de resistência adesiva, porém apresentou diferença estatística apenas com os grupos PDC e PFC. Além disso, os grupos CDC, POFC e PDC não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si. E o grupo PFC foi o que obteve o menor resultado obtendo diferença estatística com todos os grupos, com exceção do PDC.

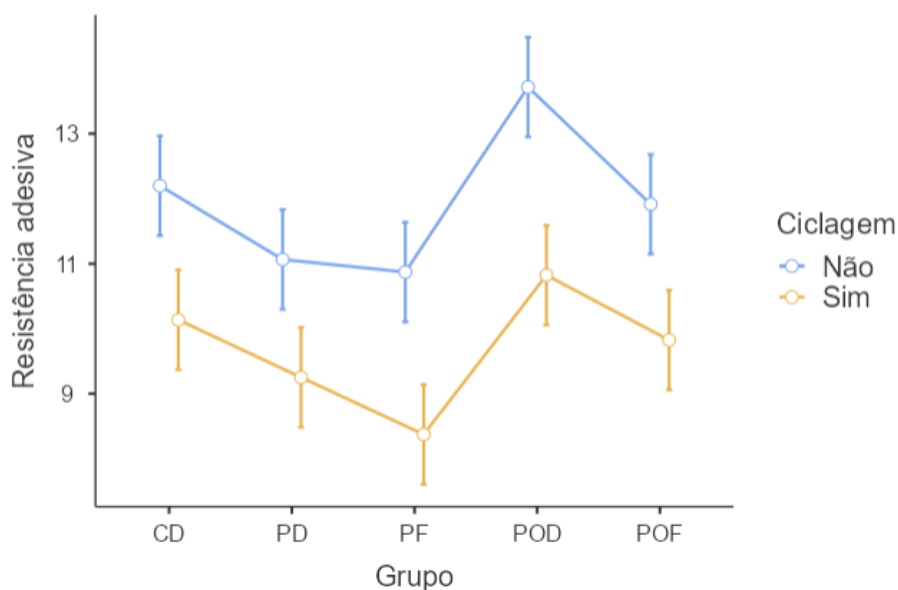
Tabela 8 – Teste Tukey 5% em relação à ciclagem mecânica

Ciclagem	Média Resistência adesiva (MPa)	1	2
Não	12.0	****	
Sim	9.68		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 8 consta o Teste Tukey 5% em relação apenas à ciclagem mecânica. Pode-se observar que os grupos sem ciclagem obtiveram maiores resultados de resistência adesiva em comparação aos grupos ciclados.

Figura 16 – Gráfico das médias marginais estimadas entre todos os grupos



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 16 possui um gráfico das médias marginais estimadas entre todos os grupos. Neste gráfico é possível observar todos os resultados descritos anteriormente, onde os grupos não ciclados obtiveram resultados superiores aos grupos ciclados, e pode-se observar a diferença dos resultados entre os grupos.

Para analisar a influência do tipo de cimento e da utilização do iluminador de fibra óptica nos grupos que utilizaram o pino perfurado, foi realizada análise de variância ANOVA 3 Fatores (Tabela 9).

Tabela 9 – ANOVA 3 Fatores dos dados de resistência adesiva dos grupos de pino perfurado tendo como variáveis o tipo de cimento, a utilização do iluminador e a ciclagem mecânica.

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	Razão F	p valor
Ciclagem	108.0428	1	108.0428	73.8620	< .001
Fibra óptica	56.4648	1	56.4648	38.6014	< .001
Cimento	18.7502	1	18.7502	12.8183	< .001
Ciclagem x Fibra óptica	0.5662	1	0.5662	0.3870	0.536
Ciclagem x Cimento	0.0183	1	0.0183	0.0125	0.911
Fibra óptica x Cimento	3.7368	1	3.7368	2.5546	0.114
Ciclagem x Fibra óptica x Cimento	2.7714	1	2.7714	1.8946	0.173
Resíduo	105.3191	72	1.4628		

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores de p das variáveis Ciclagem, Fibra óptica e Cimento foram menores que 0.05, assim demonstrando que houve diferença estatística significativa. O teste de Post-Hoc escolhido para analisar onde ocorreu essa diferença foi o teste Tukey 5% (Tabelas 10 a 12) (Figura 17).

Tabela 10 – Teste Tukey 5% em relação à ciclagem mecânica entre os grupos de pino perfurado

Ciclagem	Média Resistência adesiva (MPa)	1	2
Não	11.9	****	
Sim	9.57		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação à ciclagem mecânica entre os grupos de pino perfurado, pode-se observar que os grupos sem ciclagem obtiveram maiores resultados de resistência adesiva em comparação aos grupos ciclados (Tabela 10).

Tabela 11 – Teste Tukey 5% em relação à utilização do iluminador de fibra óptica entre os grupos de pino perfurado

Fibra óptica	Média Resistência adesiva (MPa)	1	2
Sim	11.6	****	
Não	9.89		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação à utilização do iluminador de fibra óptica entre os grupos de pino perfurado, pode-se observar que os grupos que utilizaram o iluminador obtiveram resultados maiores de resistência adesiva em comparação que não utilizaram o iluminador (Tabela 11).

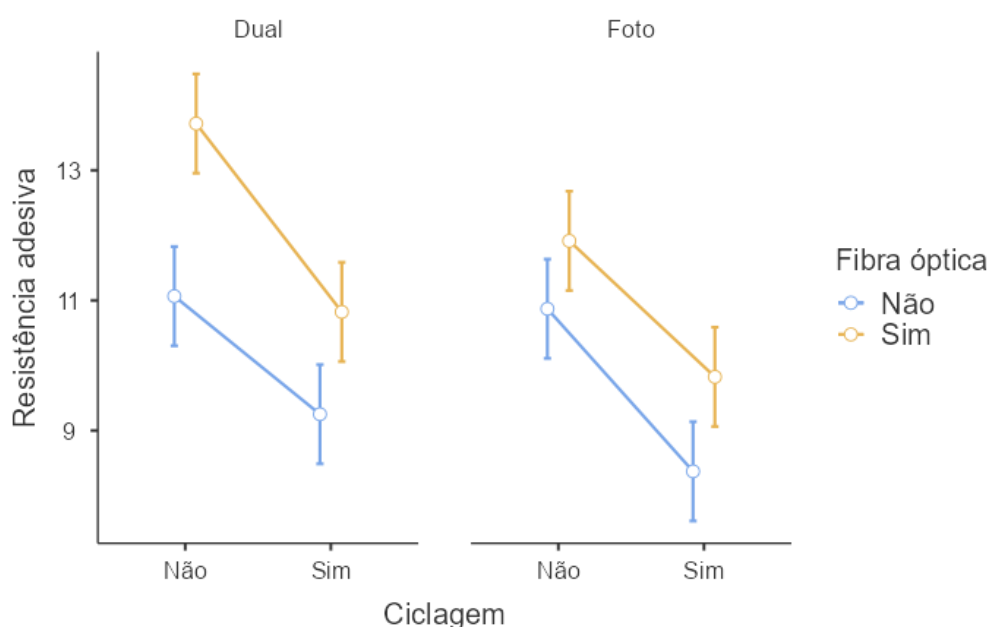
Tabela 12 – Teste Tukey 5% em relação ao tipo de cimento resinoso entre os grupos de pino perfurado

Cimento resinoso	Média Resistência adesiva (MPa)	1	2
Polimerização			
Dual	11.2	****	
Fotoativado	10.2		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação ao tipo de cimento resinoso entre os grupos de pino perfurado, pode-se observar que os grupos em que foi utilizado o cimento resinoso dual para cimentação dos pinos de fibra obtiveram resultados maiores de resistência adesiva em comparação aos que utilizaram o cimento fotoativado (Tabela 12).

Figura 17 – Gráfico das médias marginais entre os grupos que utilizaram o pino de fibra perfurado, tendo como variáveis o tipo de cimento, a utilização do iluminador de fibra óptica e a ciclagem mecânica



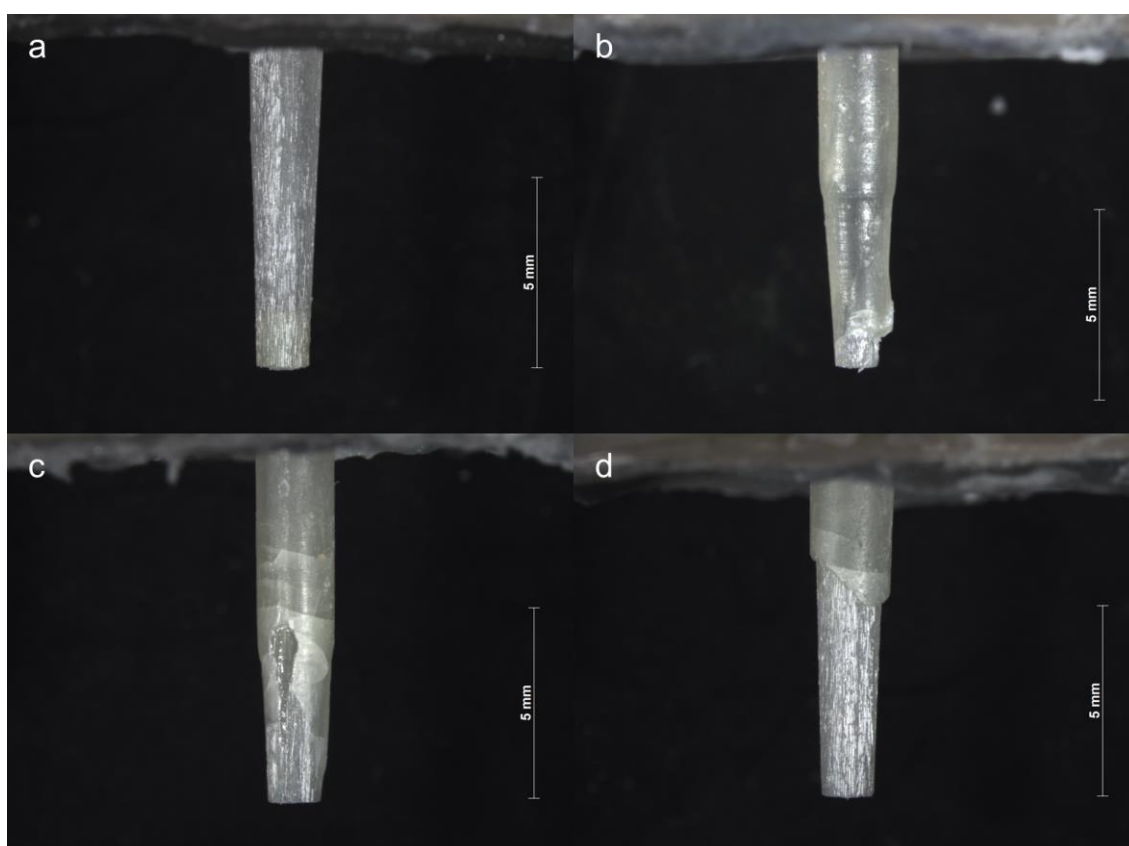
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para resumir os resultados dos grupos experimentais, a Figura 17 possui um gráfico das médias marginais de resistência adesiva, levando em consideração as variáveis Ciclagem, Fibra óptica e Cimento. Neste gráfico é possível observar que os grupos ciclados obtiveram resultados inferiores independentemente do tipo de cimento e da utilização do iluminador de fibra óptica. Além disso, em ambos os tipos de cimentos é possível analisar que a utilização do iluminador aumentou os resultados de resistência adesiva.

5.3 Análise do modo de falha

Após o teste de Pull-out, todas as amostras foram analisadas em estereomicroscópio e classificadas de acordo com a Figura 18.

Figura 18 – Classificação do modo de falha através das imagens de estereomicroscópio dos pinos de fibra de vidro após o teste de Pull-out



Legenda: Imagens em estereomicroscópio com aumento de 7,5x. a) Falha adesiva ao longo da interface pino/cimento (Adesiva PC); b) Falha adesiva ao longo da interface cimento/dentina radicular (Adesiva CD); c) Falha mista predominantemente adesiva na interface cimento/dentina (Mista CD); d) Falha Mista predominantemente adesiva na interface pino/cimento (Mista PC).

Fonte: Elaborado pelo autor.

A estatística descritiva será apresentada a seguir nas Tabelas 13 e 14. Para facilitar a visualização das diferenças entre os grupos, foram confeccionados dois gráficos de colunas (Figuras 19 e 20).

Tabela 13 – Porcentagem da frequência do modo de falha

Modo de falha	%
Mista CD	22
Adesiva PC	56
Mista PC	8
Adesiva CD	14
Total	100

Fonte: Elaborado pelo autor.

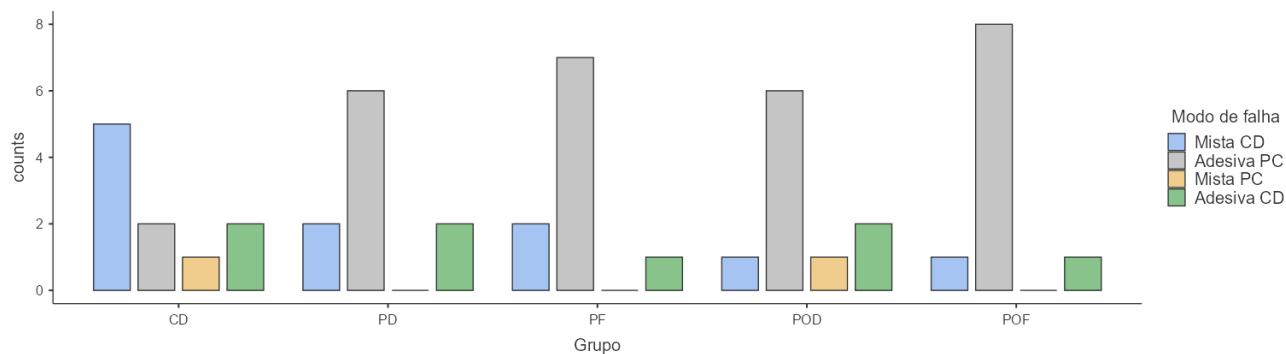
Tabela 14 – Frequência em porcentagem do modo de falha em cada grupo (%)

Grupo	Mista CD	Adesiva PC	Mista PC	Adesiva CD
CD	50	20	10	20
PD	20	60	-	20
PF	20	70	-	10
POD	10	60	10	20
POF	10	80	-	10
CDC	40	-	30	30
PDC	30	50	10	10
PFC	20	80	-	-
PODC	20	50	10	20
POFC	-	90	10	-

Legenda: CD (grupo controle); PD (perfurado e cimento dual); PF (perfurado e cimento fotoativado); POD (perfurado, fotoativação com fibra óptica e cimento dual); POF (perfurado, fotoativação com fibra óptica e cimento fotoativado); CDC (grupo controle ciclado); PDC (perfurado, cimento dual e ciclado); PFC (perfurado, cimento fotoativado e ciclado); PODC (perfurado, fotoativação com fibra óptica, cimento dual e ciclado); POFC (perfurado, fotoativação com fibra óptica, cimento fotoativado e ciclado).

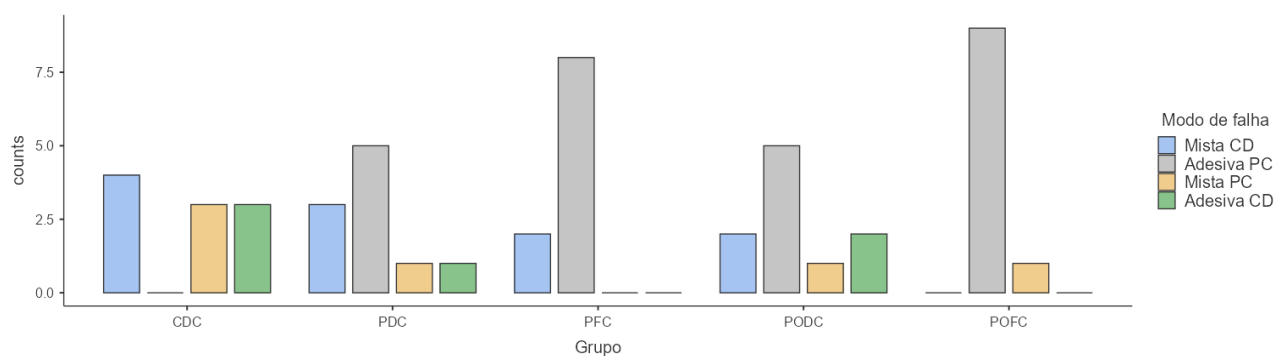
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 – Gráfico de coluna representando a frequência de cada modo de falha entre os grupos sem envelhecimento



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 – Gráfico de coluna representando a frequência de cada modo de falha entre os grupos com envelhecimento



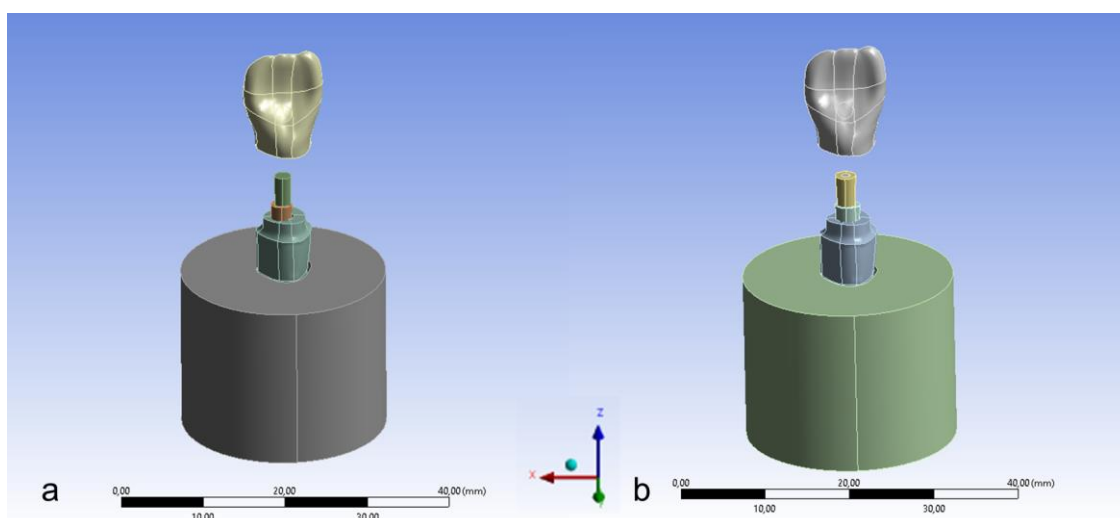
Fonte: Elaborado pelo autor.

O modo de falha com maior frequência foi a adesiva entre pino e cimento (56%), seguida da mista predominantemente adesiva entre cimento e dentina (22%), adesiva entre cimento e dentina (14%) e a mista predominantemente adesiva entre pino e cimento (8%).

5.4 Análise em Elementos Finitos

Para o processamento da Análise em Elementos Finitos, todos os componentes receberam as propriedades dos materiais semelhantes ao estudo *in vitro* (Figura 21). E para cada grupo, foram obtidas a quantidade de nós e elementos das malhas, que demonstra a homogeneidade entre os grupos (Quadro 6).

Figura 21 – Desenhos modelados das amostras e seus respectivos componentes



Legenda: a) Componentes do grupo do pino convencional (grupo pc); b) Componentes dos grupos dos pinos perfurados (grupo pp e ppc).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 6 – Nós e elementos obtidos em cada grupo

Grupo	Nós	Elementos
pc	117.324	77.085
pp	116.586	76.953
ppc	115.086	73.683

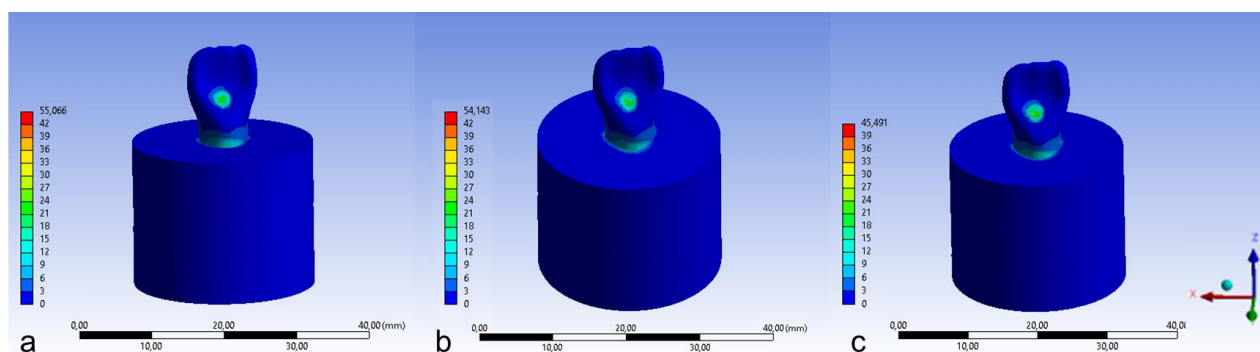
Legenda: pc (Pino Convencional); pp (Pino Perfurado) e ppc (Pino Perfurado preenchido com Cimento).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Todos os resultados que demonstram a distribuição de tensões serão apresentados em escalas de cor, onde cada tonalidade representa uma faixa de tensão ou deformação gerada nas estruturas avaliadas.

Através dos resultados da tensão de Von Mises (MPa) e deformação total (mm) foi possível observar um fluxo de energia distribuído por todos os componentes, assim, pode-se inferir que os contatos preestabelecidos funcionaram e foram coerentes. Tensões de compressão foram evidenciadas em maior magnitude na região onde foi aplicada a carga e foram distribuídas para os demais componentes (Figuras 22 e 23).

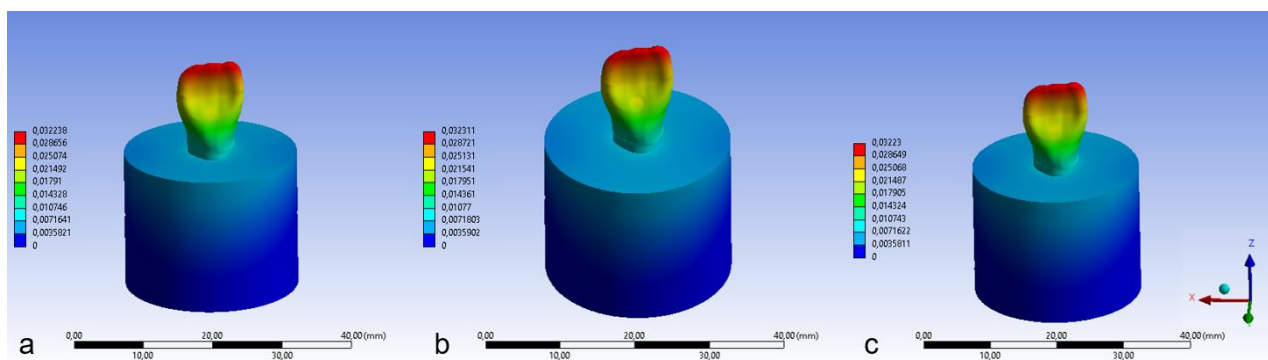
Figura 22 – Resultado da Tensão de von Mises dos grupos experimentais



Legenda: a) Resultado da tensão de von Mises do grupo pc: 55,06 MPa; b) Resultado da tensão de von Mises do grupo pp: 54,14 MPa; c) Resultado da tensão de von Mises do grupo ppc: 45,49 MPa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 23 – Resultado da deformação total dos grupos experimentais

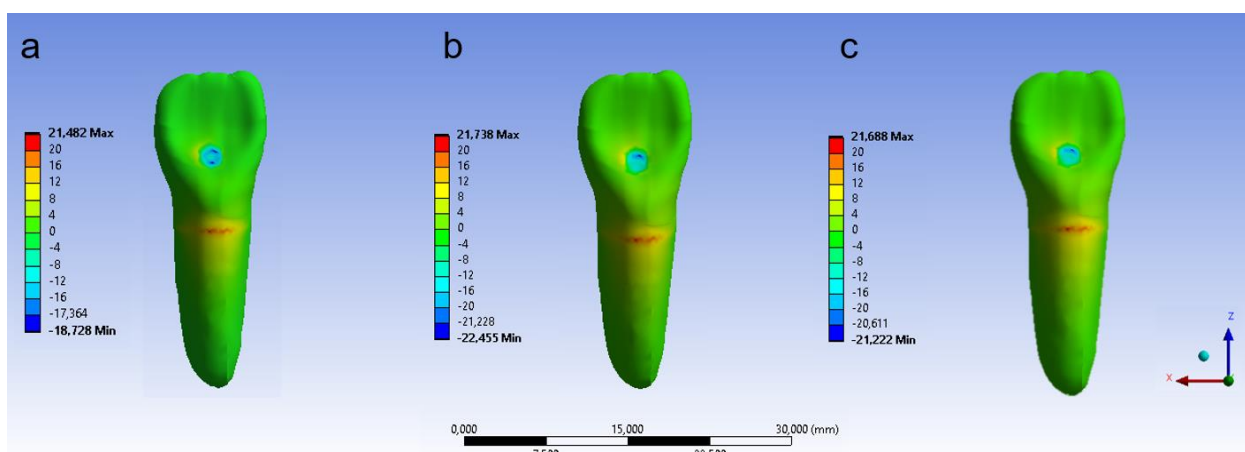


Legenda: a) Resultado da deformação total do grupo pc: 0,032 mm; b) Resultado da deformação total do grupo pp: 0,032 mm; c) Resultado da deformação total do grupo ppc: 0,032 mm.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação à análise de Tensão Máxima Principal, foram obtidas imagens da distribuição de tensões do conjunto dente, pino e coroa (Figura 24), e também separadamente de cada elemento como a raiz (Figura 25), pino de fibra (Figura 27) e linha de cimentação (Figura 29). Dessa forma, facilitando a visualização de áreas que podem gerar maior concentração de tensão e acarretar no início de uma falha. Além disso, para cada elemento foram confeccionados gráficos de distribuição de tensão levando em consideração a tensão de tração e os elementos do modelo geométrico de cada grupo (Figuras 26, 28 e 30).

Figura 24 – Resultados das análises de tensão máxima principal (MPa) do conjunto dente, pino de fibra e coroa

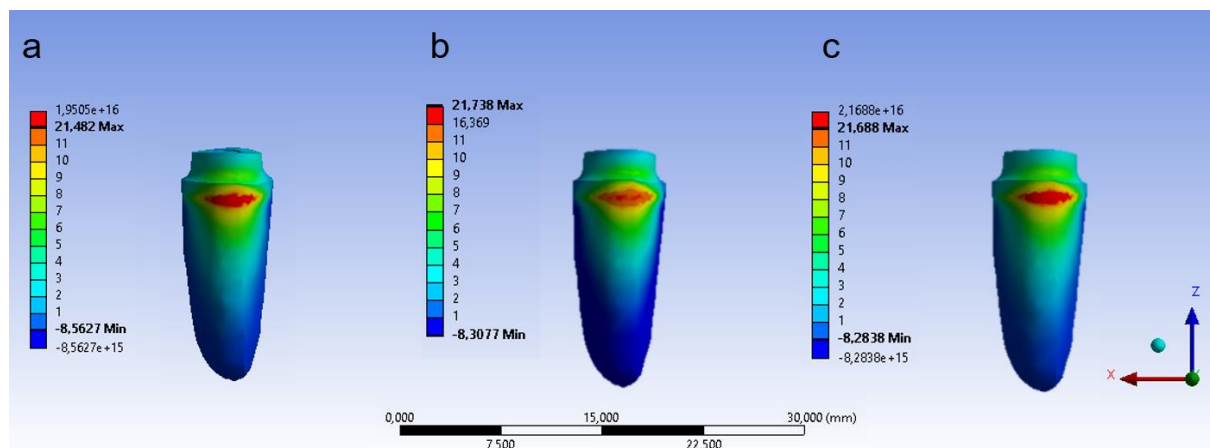


Legenda: a) Resultado da tensão máxima principal do grupo pc: 21,48 MPa; b) Resultado da tensão máxima principal do grupo pp: 21,73 MPa; c) Resultado da tensão máxima principal do grupo ppc: 21,68 MPa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação aos resultados da distribuição de tensões do conjunto dente, pino e coroa, pode-se verificar que houve semelhança entre todos os grupos ocorrendo a concentração de tensão na região cervical (Figura 24).

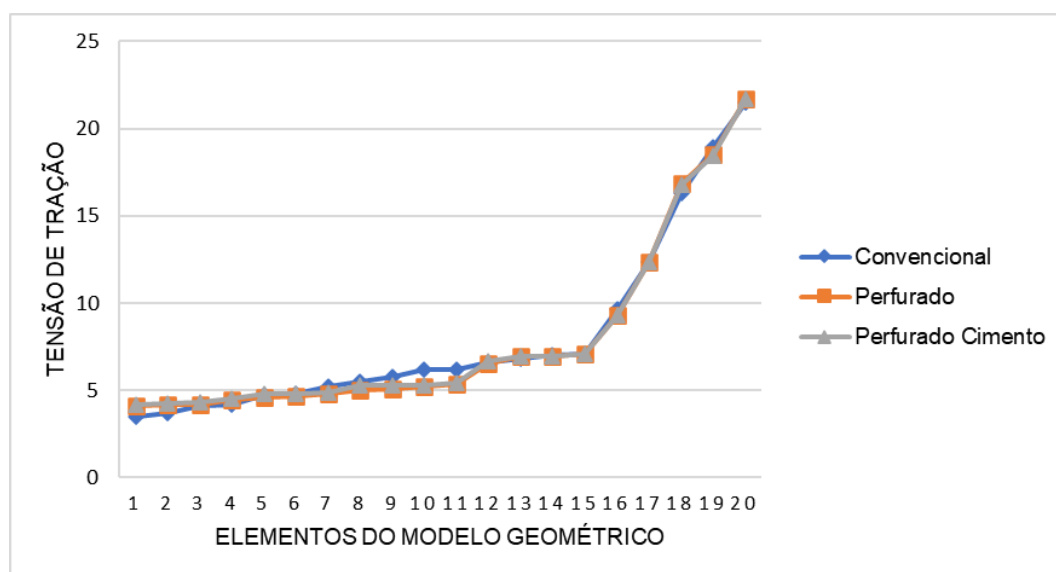
Figura 25 – Resultados das análises de tensão máxima principal (MPa) da raiz



Legenda: a) Resultado da tensão máxima principal do grupo pc: 21,48 MPa; b) Resultado da tensão máxima principal do grupo pp: 21,73 MPa; c) Resultado da tensão máxima principal do grupo ppc: 21,68 MPa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

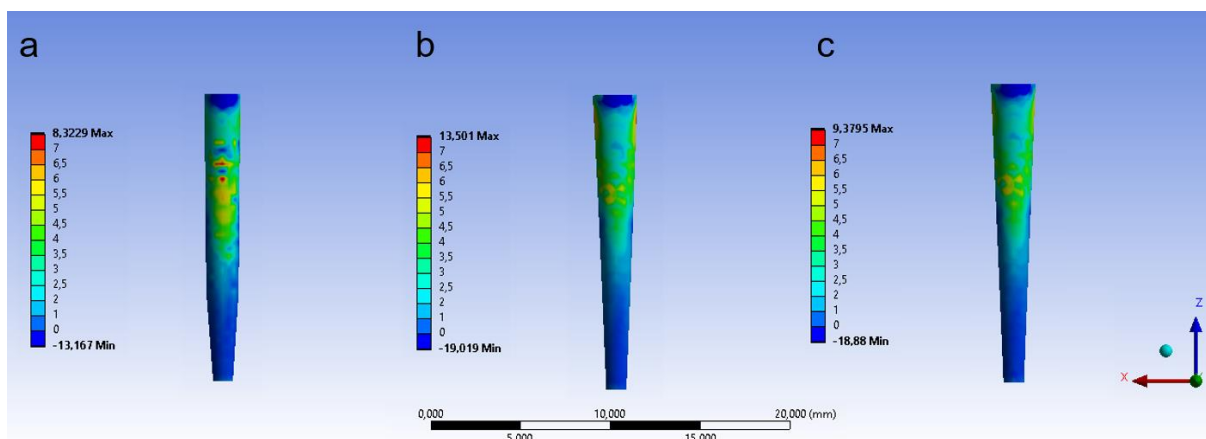
Figura 26 – Gráfico da distribuição da tensão máxima principal (MPa) da raiz



Fonte: Elaborado pelo autor.

Sobre os resultados obtidos na região da raiz, tanto pela imagem quanto pelo gráfico de distribuição de tensão, pode-se observar semelhança entre os grupos, onde o pico de tensão ocorreu na região abaixo do término cervical (Figuras 25 e 26).

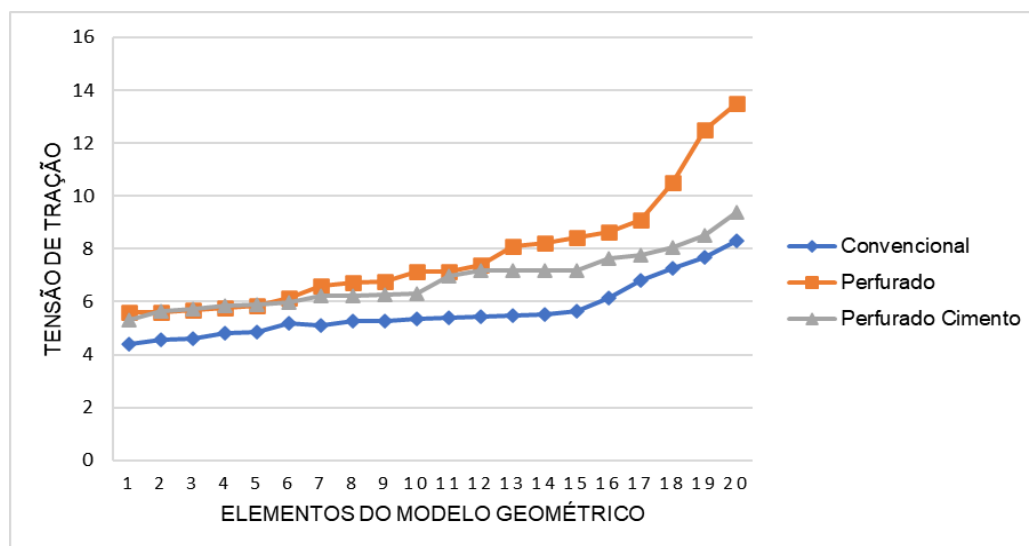
Figura 27 – Resultados das análises de tensão máxima principal (MPa) dos pinos de fibra de vidro



Legenda: a) Resultado da tensão máxima principal do grupo pc: 8,32 MPa; b) Resultado da tensão máxima principal do grupo pp: 13,50 MPa; c) Resultado da tensão máxima principal do grupo ppc: 9,37 MPa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 28 – Gráfico da distribuição da tensão máxima principal (MPa) dos pinos de fibra de vidro

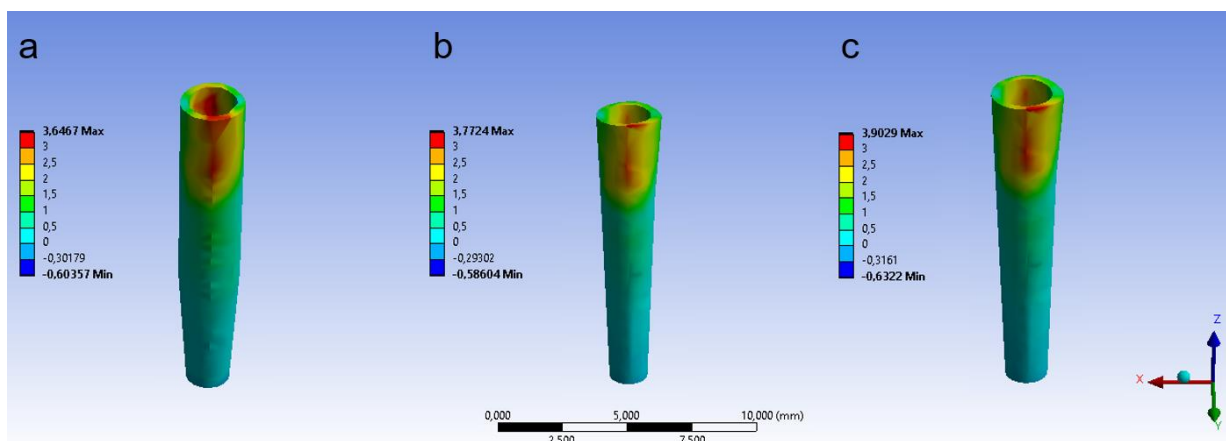


Fonte: Elaborado pelo autor.

Já em relação aos resultados dos pinos de fibra de vidro, nas imagens obtidas não é possível observar diferença entre os grupos (Figura 27), porém no gráfico de distribuição de tensão pode-se observar que o grupo do pino perfurado

obteve um pico de tensão maior que os demais grupos, o que pode ser ocasionado devido ao fato do pino não possuir nenhum preenchimento (Figura 28).

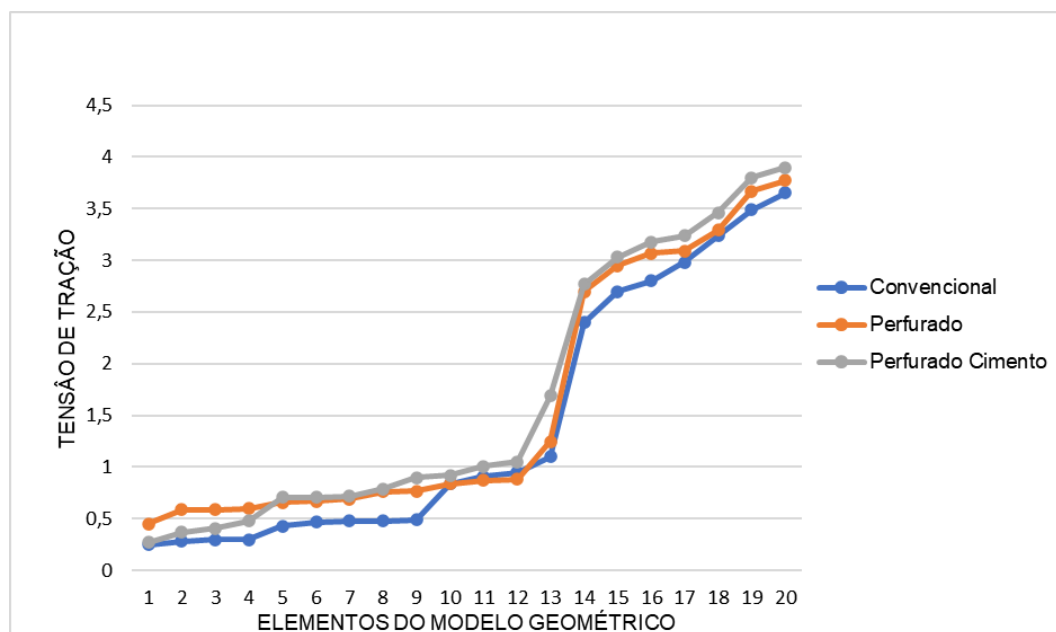
Figura 29 – Resultados das análises de tensão máxima principal (MPa) da linha de cimentação



Legenda: a) Resultado da tensão máxima principal do grupo pc: 3,64 MPa; b) Resultado da tensão máxima principal do grupo pp: 3,77 MPa; c) Resultado da tensão máxima principal do grupo ppc: 3,90 MPa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 30 – Gráfico da distribuição da tensão máxima principal (MPa) da linha de cimentação



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados obtidos pela avaliação da linha de cimentação foram semelhantes entre os grupos. Nas imagens da distribuição de tensão é possível visualizar que os picos de tensão ocorreram na região cervical (Figura 29). Já no gráfico (Figura 30), observa-se que o grupo do pino convencional obteve valores de tensão um pouco abaixo dos demais grupos, porém o valor da tensão máxima foi semelhante entre eles.

Os resultados da tensão máxima principal, resistência, pico de tensão, média de tensão, concentração de tensão e risco de falha foram calculados para as regiões da raiz, do pino de fibra e da linha de cimentação em todos os grupos, e estão apresentados nas Tabelas 15 a 17.

Tabela 15 – Resultados da tensão máxima principal da região da raiz, resistência à tração, pico de tensão, média de tensão, concentração de tensão e risco de falha

Grupo	Resistência à Tração (MPa)**	Pico de Tensão (MPa)	Média de Tensão (MPa)	Concentração de Tensão (MPa)	Risco de Falha
Convencional	44,4	21,48	1,79	11,98	0,48
Perfurado	44,4	21,73	1,73	12,52	0,48
Perfurado cimento	44,4	21,68	1,73	12,49	0,48

Legenda: **Dados obtidos da literatura (Staninec et al., 2002).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o cálculo do risco de falha da região da raiz, foram utilizados os mesmos dados de resistência à tração da dentina em todos os grupos (44,4 MPa) (Staninec et al., 2002). Como os resultados de pico de tensão e média de tensão foram semelhantes entre os grupos, tanto a concentração de tensão e o risco de falha foram similares. Assim, independente do sistema utilizado, não houve influência na distribuição de tensão na raiz (Tabela 15).

Tabela 16 – Resultados da tensão máxima principal da região do pino, resistência à flexão, pico de tensão, média de tensão, concentração de tensão e risco de falha

Grupo	Resistência à Flexão (MPa)	Pico de Tensão (MPa)	Média de Tensão (MPa)	Concentração de Tensão (MPa)	Risco de Falha
Convencional	677	8,32	1,16	7,11	0,01
Perfurado	177	13,50	2,13	6,31	0,07
Perfurado cimento	419	9,37	1,85	5,04	0,02

Fonte: Elaborado pelo autor.

Já para os resultados obtidos da região do pino de fibra de vidro, o grupo que teve o maior pico de tensão foi o Perfurado (13,50 MPa) e o menor foi o grupo Convencional (8,32 MPa). Pode-se observar que devido o valor de resistência à flexão for o menor entre os grupos (177 MPa), o grupo Perfurado também foi o que obteve o maior valor de risco de falha entre eles. Sobre os resultados de concentração de tensão, o grupo Perfurado preenchido com cimento foi o que obteve o menor valor (5,04 MPa), o que demonstra uma melhor distribuição das tensões (Tabela 16).

Tabela 17 – Resultados da tensão máxima principal da região da linha de cimentação, resistência adesiva, pico de tensão, média de tensão, concentração de tensão e risco de falha

Grupo	Resistência Adesiva (MPa)	Pico de Tensão (MPa)	Média de Tensão (MPa)	Concentração de Tensão (MPa)	Risco de Falha
Convencional	12,2	3,64	0,66	5,52	0,29
Perfurado	11,1	3,77	0,56	6,68	0,33
Perfurado preenchido cimento	11,1	3,90	0,59	6,60	0,35

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação aos resultados da região da linha de cimentação, assim como os resultados da região da raiz, houve similaridade do pico de tensão e média de tensão entre os grupos, o que reflete nos resultados de concentração de tensão e risco de falha, sendo que os menores valores foram do grupo Convencional (5,52 MPa e 0,29, respectivamente) (Tabela 17).

6 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de novos sistemas de pinos e sistemas de fotoativação experimentais buscam otimizar os resultados de resistência adesiva, com o objetivo de promover um excelente comportamento clínico e melhorar a taxa de sobrevivência dos tratamentos a longo prazo nos casos de pinos de fibra de vidro, que variam de 71% a 100%, em 10 anos (Marchionatti et al., 2017). Para isso, é essencial que os pinos tenham resistência para que suporte as cargas mastigatórias (Gutiérrez et al., 2022). Com os resultados obtidos de resistência à flexão, a hipótese (H1) de que o preenchimento do pino experimental influenciaria na resistência à flexão foi aceita.

O teste de flexão é capaz de medir a resistência do retentor de forma isolada do conjunto, assim, ele é um teste importante para verificar a resistência do material, principalmente na utilização de sistemas que utilizam novos materiais, variações de formato e diferentes métodos de fabricação, como nos pinos fresados por CAD-CAM (Desenho assistido por computador e Manufatura assistida por computador) (Ruschel et al., 2018). No estudo de Ruschel et al. (2018) foi realizado o teste de flexão de 3 pontos em pinos de fibra de vidro (Trilor Blanks, Saronno, Itália) usinados pelo sistema CAD-CAM, e foram divididos em dois grupos, variando a direção das fibras de vidro, sendo elas diagonais ($357,2 \pm 30,7$ MPa) ou horizontais ($101,8 \pm 4,3$ MPa). Ambos os resultados foram inferiores aos obtidos nesta tese nos grupos do pino convencional ($677 \pm 81,1$ MPa) e do pino perfurado preenchido com cimento resinoso ($419 \pm 23,2$ MPa). Um dos motivos para esta diferença nos resultados é o direcionamento das fibras de vidro, as quais as fibras no sentido do longo eixo do pino promovem uma maior resistência à flexão (Ruschel et al., 2018).

Um outro estudo encontrado na literatura, avaliou a resistência à flexão de 3 pontos de um sistema de pino de fibra de carbono cilíndrico perfurado preenchido com cimento resinoso (Bovolato et al., 2020). Este pino possuía diâmetro de 1,4mm e orifício interno de 0,7mm. No artigo, mesmo o pino de carbono sendo preenchido com cimento resinoso, a resistência foi inferior ($90,38 \pm 2,22$ MPa) ao obtido nesta tese para o pino experimental sem preenchimento ($177 \pm 32,8$ MPa), e essa

diferença nos resultados pode ser explicada pelos diâmetros distintos dos pinos e dos materiais da composição dos mesmos (Ruschel et al., 2018).

Entre os grupos avaliados, o pino perfurado sem preenchimento foi o que obteve o menor valor de resistência à flexão ($177 \pm 32,8$ MPa) devido ao fato dele não ser um corpo sólido e nas regiões mais apicais a espessura de material ser muito pequena (espessura de 0,1 mm). Já o pino perfurado com preenchimento com a própria fibra óptica, também obteve resultado semelhante ($200 \pm 32,5$ MPa), uma possível explicação foi que o pino e a fibra óptica se comportaram como dois corpos distintos, ocorrendo uma força de cisalhamento entre os dois materiais, dessa forma, a fibra óptica não foi capaz de promover um aumento da resistência, diferentemente do pino perfurado preenchido com cimento resinoso, que por ter adesão ao material do pino, promoveu um aumento da resistência à flexão ($419 \pm 23,2$ MPa) (Lo Giudice et al., 2019).

Mesmo sendo um teste bastante utilizado, deve-se levar em consideração suas limitações, como não ser capaz de simular totalmente a complexidade da situação clínica, simplificações, incluindo a ausência do dente, agente cimentante, adesão do cimento resinoso, direção da carga aplicada, entre outras características relevantes na cavidade oral (Ruschel et al., 2018). Por esses motivos, nesta tese foram realizados outros testes como o de resistência adesiva Pull-out, envelhecimento por ciclagem mecânica, análise de falha e análise por elementos finitos.

O processo de envelhecimento através da ciclagem mecânica tem o objetivo de reproduzir o desgaste que os materiais sofrem no meio bucal (Dal Piva et al., 2016). Assim, pelos resultados obtidos, a hipótese (H2) de que o processo de envelhecimento causaria diferença na resistência de união entre o pino de fibra de vidro e o elemento dentário foi aceita.

Para a execução da ciclagem é necessário ajustar alguns fatores como posição da amostra, valor da carga aplicada e quantidade de ciclos (Nakano et al., 2021). As condições da cavidade oral foram simuladas pela ciclagem mecânica que replicou a angulação da carga aplicada durante a mastigação com a amostra posicionada em 45° , simulando o ângulo em que a carga mastigatória é aplicada no incisivo central superior (Naumann et al., 2006). Esta angulação varia de acordo com o dente que o estudo utiliza para as amostras, como nos dentes posteriores onde a

aplicação da carga é feita perpendicular ao plano oclusal (Firmino et al., 2021; Nakano et al., 2021). Alguns estudos indicam que os dentes anteriores apresentam mais falhas do que os dentes posteriores devido à ação de forças oblíquas que promovem a flexão do pino e como consequência, tensões de tração, compressão e cisalhamento atuam de forma prejudicial no dente restaurado, diferentemente das forças de compressão verticais que ocorrem em molares e pré-molares (Marchionatti et al., 2017; Naumann et al., 2005; Schmitter et al., 2007).

Além disso, a ciclagem pode ocorrer em ambiente sem a presença de água (Firmino et al., 2021), porém com a finalidade de aproximar a simulação da cavidade oral, a temperatura da água em que as amostras permaneceram durante o processo foi de aproximadamente 37°C, o que corresponde à temperatura bucal (Özcan et al., 2010). Em relação ao valor da carga aplicada foi utilizada 84 N na região palatina da coroa e a quantidade de 1.000.000 de ciclos, simulando cerca de 5 anos de desgaste (Dal Piva et al., 2018a; Rosentritt et al., 2009). Para a execução do processo de envelhecimento, há a possibilidade de a carga aplicada durante a ciclagem ocorrer diretamente sobre o retentor intrarradicular, sem a presença de núcleo de preenchimento ou coroa (Dal Piva et al., 2016), porém com o objetivo de reproduzir de maneira mais fiel, neste estudo foram confeccionadas coroas em resina composta sobre os pinos e a carga foi aplicada sobre as mesmas (Pignataro et al., 2021).

Um estudo prévio verificou que o comportamento elástico do pino de fibra de vidro pode afetar negativamente a coroa e o núcleo de preenchimento, induzindo micro trincas durante a ciclagem mecânica. Nesta tese, mesmo o fato do núcleo de preenchimento e a coroa ser um corpo único, o processo de envelhecimento diminuiu os resultados de resistência adesiva independentemente do tipo do pino e do cimento resinoso utilizado, possivelmente devido à presença desses micro defeitos causados pela ciclagem (Lazari et al., 2018).

O teste de resistência adesiva Pull-out foi utilizado porque combina as tensões de tração e cisalhamento, promovendo a simulação da situação clínica (de Souza et al., 2016), porém tem a desvantagem de não ser possível mensurar a resistência adesiva nos terços. Inagati et al. (2022) avaliaram a resistência adesiva pelo teste de Push-out utilizando o mesmo pino perfurado experimental e sistema de iluminação que esta tese, porém cimentando em material resinoso análogo à

dentina, e por meio deste teste foi verificado que houve um aumento nos valores de resistência adesiva entre o pino e o substrato na porção apical, sendo necessário mais estudos para avaliar o comportamento biomecânico de todo o conjunto (Inagati et al., 2022).

A realização do teste de Pull-out para avaliar a resistência adesiva em pinos perfurados já foi realizada em um estudo anterior, porém com pinos de fibra de vidro e de fibra de carbono, com outras dimensões (cilíndrico, 12mm de comprimento, 1,4mm diâmetro externo e 0,8mm diâmetro interno) comparado ao desta tese, e sem nenhum dispositivo adicional de fotoativação. Os valores de resistência adesiva foram superiores nos pinos perfurados preenchidos com cimento resinoso ($7,65 \pm 0,42$ MPa) do que nos pinos sólidos ($6,36 \pm 0,61$ MPa) (Inaba et al., 2013). Mas, ambos os resultados foram inferiores aos obtidos nesta tese (Tabela 4). Não é possível realizar esta comparação de forma rigorosa, pois os materiais e dimensões dos pinos foram diferentes. Entretanto, um fator que pode ser levado em consideração é a presença do dispositivo de fotoativação utilizado nesta tese que com a capacidade de fotoativar as regiões apicais, aumentou os resultados de resistência adesiva, independentemente do tipo de cimento resinoso, corroborando com resultados anteriores (Inagati et al., 2022).

Um outro fator que pode influenciar nos resultados de Pull-out é a espessura da linha de cimentação. O aumento dessa espessura resulta na diminuição da resistência adesiva. Além disso, há um aumento nos resultados de resistência adesiva quando o preparo do canal radicular é realizado pela broca de mesmo formato e diâmetro do pino de fibra de vidro (Aleisa et al., 2021). Pelo fato de o pino convencional ser de dupla conicidade, e a broca utilizada ter o mesmo formato e dimensões, ele apresenta uma maior adaptação ao preparo do canal radicular em comparação ao pino perfurado devido o mesmo ser de conicidade única. Este fator pode influenciar nos resultados, pois quanto maior a adaptação ao canal, maior a resistência adesiva do pino de fibra de vidro (Dal Piva et al., 2018a). Um método utilizado para melhorar a adaptação dos pinos no canal radicular é a reanatomização ou reembasamento com resina composta (Bhaktikamala et al., 2022). Neste método, uma resina composta é aderida ao pino de fibra, o conjunto é posicionado no interior do preparo radicular e a fotopolimerização ocorre inicialmente dentro do canal e finalizada fora da boca (de Souza et al., 2016). Com isso, a resina composta modela

o interior do canal, fazendo com que a adaptação do pino melhore consideravelmente, influenciando positivamente nos resultados de resistência adesiva (Dal Piva et al., 2018a). Nesta tese, não foi realizada a etapa de reanatomização do pino pois o objetivo principal foi a transmissão da luz para fotopolimerização do cimento resinoso no interior do canal, assim, mais estudos são necessários para verificar se o dispositivo iluminador é capaz de fotoativar adequadamente o cimento em casos que o pino de fibra é reanatomizado com resina composta.

Uma outra hipótese (H3) aceita foi que o tipo de cimento resinoso causaria diferença na resistência de união entre o pino de fibra de vidro e o elemento dentário. Sabe-se que a diferença principal entre um cimento dual e fotoativado é a presença de fotoiniciadores, sendo um exemplo a canforoquinona, presente no cimento fotoativado, que faz com que ao receber a energia da luz do aparelho fotopolimerizador, seja iniciada a reação de polimerização, onde os monômeros formam cadeias e se transformam em polímeros (Anusavice, 2013).

Pelos resultados obtidos de resistência adesiva, os grupos que utilizaram cimentos fotoativados obtiveram resultados inferiores em comparação aos grupos de cimento dual (Tabela 12). Isso se deve ao fato da utilização do cimento fotoativado ser mais crítica pela necessidade de depender exclusivamente da luz para a polimerização, já os cimentos duais são capazes de promover uma polimerização parcial na ausência ou na baixa presença de luz (Ho et al., 2011; Szesz et al., 2015). Nesta tese, a utilização do cimento fotoativado para cimentação dos pinos de fibra perfurados foi realizada para avaliar ao máximo a capacidade de propagação de luz do dispositivo iluminador de fibra óptica, porém, pelos resultados obtidos, a utilização dos cimentos duais continuam sendo o mais indicado (Manso, Carvalho, 2017).

Sobre a análise do modo de falha, verificou-se que não houve diferença entre os grupos envelhecidos e não envelhecidos, porém é possível analisar que a maior predominância de falha dos grupos dos pinos convencionais foi mista entre o cimento resinoso e o dente, e dos grupos que utilizaram o pino perfurado foi a falha adesiva entre o pino e o cimento resinoso (Tabela 14). Estes resultados diferem aos encontrados no estudo de Inagati et al. (2022). Isso se deve ao fato de terem sido realizados testes diferentes de resistência adesiva, Push-out em comparação com o

Pull-out, e por não utilizarem o substrato dentário nas amostras, assim a falha com maior predominância dos grupos do pino perfurado foi a falha adesiva entre o cimento resinoso e o material resinoso G10 análogo à dentina (Inagati et al., 2022).

Uma importante característica para a adesão entre o cimento resinoso e o elemento dentário é a formação da camada híbrida, que é uma camada formada pelas fibras colágenas da dentina entremeadas pelo material resinoso (Wakabayashi et al., 1994). Esta camada é essencial para promover a resistência adesiva entre o substrato dentário e o cimento resinoso, dessa forma, a presença da camada híbrida nesta tese pode ter promovido uma maior adesão entre o cimento e a dentina, e consequentemente, ocorrendo uma maior frequência de falhas entre o pino de fibra de vidro e o cimento (Abuhaimed, Neel, 2017).

Além disso, como no próprio processo de fabricação foi necessária uma adaptação para manufatura do pino perfurado, o processo de fresagem faz com que ocorra uma diminuição da rugosidade externa do pino, diminuindo a resistência de união entre os pinos de fibra de vidro e os agentes cimentantes (Gomes et al., 2018; Valandro et al., 2006). Adicionalmente, no pino convencional, por ter uma anatomia externa mais cilíndrica em comparação ao pino perfurado, as fibras de vidro se encontram contidas pela matriz de resina epóxi, havendo um maior contato entre essa matriz de resina e o cimento resinoso. Já no pino perfurado, por ser um pino totalmente cônico, há uma maior exposição das fibras de vidro, podendo influenciar na adesão do agente cimentante no pino (Ruschel et al., 2018)

Um fator positivo para a utilização do pino perfurado é a reversibilidade em caso de eventual necessidade de remoção do retentor para retratamento endodôntico. Esta remoção é um desafio para o clínico pela dificuldade de visualização e acesso, além disso, uma grande quantidade de dentina radicular pode ser perdida caso a remoção não seja feita adequadamente (Aydemir et al., 2018). Clinicamente, para o procedimento de remoção dos pinos são utilizadas pontas de ultrassom e instrumentos rotatórios que podem causar perfurações e fraturas radiculares, assim, ao utilizar o pino experimental as paredes externas podem atuar protegendo as paredes do canal radicular e facilitar a remoção do mesmo (Krishnarayan, Gehlot, 2022).

Estudos anteriores realizados por Gomes (2022) e Inagati et al. (2022) avaliaram o efeito da emissão de luz com fibra óptica na cimentação do mesmo pino

de fibra de vidro experimental utilizado neste trabalho, onde foram avaliados tanto a resistência de união Push-out, quanto o grau de conversão dos cimentos resinosos. Os estudos concluíram que a utilização do iluminador de fibra óptica e o pino experimental contribuiu para aumentar os valores de resistência adesiva entre o cimento e o substrato, e o grau de conversão do cimento resinoso dual na região apical foi superior com a utilização do dispositivo iluminador de fibra óptica. Isso comprova que a fotoativação foi mais eficiente devido à capacidade do iluminador de conduzir a luz nas regiões apicais, que geralmente possuem menores valores de grau de conversão dos cimentos (Pulido et al., 2016). Analisando estes resultados com a resistência adesiva, verificou-se que há uma correlação entre eles. Desse modo, corroborando com estudos prévios, o aumento do grau de conversão dos cimentos resinosos está intimamente ligado ao aumento dos valores de resistência adesiva dos pinos de fibra de vidro (Cerutti et al., 2011; Gomes, 2022; Pulido et al., 2016).

Além das dificuldades de transmissão de luz na cimentação de pinos sólidos, existem outros problemas relacionados à adesão, como a morfologia da dentina no canal radicular e a densidade tubular significativamente menor no terço apical da raiz (Ferrari et al., 2000), o que acarreta valores de resistências adesiva significativamente mais baixas em comparação com os terços médio e cervical de raízes restauradas com os pinos de fibra de vidro (Bell-Rönnlöf et al., 2019). Assim, a utilização conjunta do pino perfurado com o dispositivo iluminador, auxilia na transmissão de luz, aumentando o grau de conversão dos cimentos e, conseqüentemente, na resistência de união dos pinos de fibra de vidro (Inagati et al., 2022).

Pelos resultados obtidos do FEA, a hipótese (H4) de que a utilização de diferentes pinos e o preenchimento do pino perfurado causaria alteração nas distribuições de tensões do conjunto dente, retentor e coroa foi negada.

Primeiramente, um fator que poderia influenciar na resistência do pino experimental seria a presença do orifício interno e o seu diâmetro. Entretanto, um estudo anterior avaliou a distribuição de tensões em diferentes diâmetros do orifício interno e a concentração de tensões foi semelhante independente da variação do diâmetro. Assim, o orifício central de 1,1 mm não aumentou a concentração de

tensões nas paredes externas do pino e foi selecionado como parâmetro para fabricação das amostras (Inagati et al., 2022).

Um estudo prévio avaliou a distribuição de tensões de diferentes formatos de pinos de fibra de vidro, e os resultados do FEA apresentaram uma concentração de tensões na região cervical para todos os grupos, com magnitudes diferentes, porém, mapas de tensões semelhantes (Pignataro et al., 2021). Nessa região de tensão, uma possível falha mecânica pode se iniciar e esses resultados corroboram com os resultados desta tese e com estudos anteriores (de Andrade et al., 2019; Penteado et al., 2020).

Analizando os resultados numéricos da análise por elementos finitos, na avaliação isolada dos retentores, o pino perfurado sem preenchimento foi o que obteve o maior pico de tensão (13,50 MPa) e o maior risco de falha entre os grupos (0,07) (Tabela 16). Neste trabalho, o maior pico de tensão foi proporcional à maior possibilidade de falha, porém os valores médios de tensão também devem ser avaliados (Dal Piva et al., 2018b). Esses valores foram ocasionados pelo resultado da resistência à flexão do pino perfurado (177 MPa), assim, pode-se inferir que entre os grupos avaliados no FEA, este grupo foi o que obteve o maior risco de falha, o que fez com que no teste *in vitro* de Pull-out, as amostras do pino experimental serem preenchidas com cimento resinoso.

Os resultados obtidos nesta tese corroboram com estudos anteriores e têm a função de embasar estudos posteriores sobre este assunto. Estudos a longo prazo de resistência adesiva e estudos clínicos devem ser realizados para fortalecer a utilização do pino de fibra de vidro perfurado e o sistema iluminador de fibra óptica.

7 CONCLUSÃO

Com base nas proposições desta tese, pode-se concluir que:

- a) No teste de resistência à flexão, o grupo controle (pino de fibra de vidro convencional) obteve o maior valor e o preenchimento do pino perfurado influenciou nos resultados, sendo que entre os pinos experimentais, o grupo do pino perfurado preenchido com cimento resinoso obteve o maior valor.
- b) No teste de resistência adesiva, a utilização do dispositivo iluminador em fibra óptica aumentou os resultados nos grupos dos pinos perfurados, sendo que o grupo com cimento resinoso dual (POD) obteve o melhor desempenho. Além disso, os grupos com cimento resinoso dual obtiveram resultados superiores em relação ao cimento fotoativado.
- c) O processo de envelhecimento diminuiu os valores de resistência adesiva entre os pinos de fibra de vidro e o elemento dentário, independente do pino e do cimento resinoso utilizado.
- d) Pela análise de elementos finitos, a utilização do pino convencional e do pino perfurado, assim como seu preenchimento, não causou alteração na distribuição de tensões do conjunto dente, retentor e coroa, porém, isoladamente, o pino perfurado sem preenchimento foi o que obteve o maior pico de tensão e o maior risco de falha.

REFERÊNCIAS*

- Abreu RT, Monteiro JB, Abu-Hasna A, Santos TS, Dal Piva AO, Pucci CR, et al. Bond strength of cemented fiber posts to teeth with simulated internal root resorption. *J Clin Exp Dent*. 2020 Mar;12(3):e277-84. doi: 10.4317/jced.56568.
- Abuhaimed TS, Abou Neel EA. Sodium hypochlorite irrigation and its effect on bond strength to dentin. *Biomed Res Int*. 2017;2017:1930360. doi:10.1155/2017/1930360.
- Aleisa K, Habib SR, Ansari AS, Altayyar R, Alharbi S, Alanazi SAS, et al. Effect of luting cement film thickness on the pull-out bond strength of endodontic post systems. *Polymers (Basel)*. 2021;13(18):3082. doi:10.3390/polym13183082.
- Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater*. 1997 May;13(3):146-50. doi: 10.1016/S0109-5641(97)80115-7.
- Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
- Ari H, Yaşar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod*. 2003 Apr;29(4):248-51. doi: 10.1097/00004770-200304000-00004.
- Arikawa H, Takahashi H, Minesaki Y, Muraguchi K, Matsuyama T, Kanie T, et al. A method for improving the light intensity distribution in dental light-curing units. *Dent Mater J*. 2011;30(2):151-7. doi: 10.4012/dmj.2010-114. PubMed PMID: 21383521.
- Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: a 3D FE analysis. *Dent Mater*. 2011 Dec;27(12):1285-94. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.009.
- Aydemir S, Arukaslan G, Sarıdağ S, Kaya-Büyükbayram I, Yıldıran Y. Comparing fracture resistance and the time required for two different fiber post removal systems. *J Prosthodont*. 2018;27(8):771-4. doi:10.1111/jopr.12575.
- Baran I, Arslan M, Gungor H. Effect of different framework materials of resin-bonded bridges on load to fracture values and stress distribution. *Niger J Clin Pract*. 2018 Dec;21(12):1585-9. doi: 10.4103/njcp.njcp_281_18. PubMed PMID: 30560821.
- Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater*. 2012;28(1):52-71. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.594.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Bell-Rönnlöf AL, Jaatinen J, Lassila L, Närhi T, Vallittu P. Transmission of light through fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater J*. 2019;38(6):928-33. doi: 10.4012/dmj.2018-217.

Bhaktikamala A, Chengprapakorn W, Serichetaphongse P. Effect of different post materials and adaptability on fracture resistance and fracture mode in human endodontically treated teeth. *Int J Dent*. 2022;2022:9170081. doi: 10.1155/2022/9170081.

Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2003;73(4):431-5. doi: 10.1043/0003-3219(2003)073<0431:EOANCL>2.0.CO;2. PubMed PMID: 12940564.

Bishara SE, VonWald L, Zamtua J. Effects of different types of light guides on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(4):447-51. doi: 10.1016/s0889-5406(98)70191-x. PubMed PMID: 9790330.

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*. 2008 Apr;24(4):483-91. doi: 10.1016/j.dental.2007.04.010. PubMed PMID: 17675147.

Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater*. 2003;19:199-205. doi: 10.1016/S0109-5641(02)00030-1. PubMed PMID: 12628431.

Bovolato L, Tonini R, Boschi G, Cavalli G, Salgarello SA. Novel hollow fiber sandwich composite post system: mechanical characteristics. *Minerva Stomatol*. 2020;69(2):63-71. doi: 10.23736/S0026-4970.19.04235-3.

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):962-70. doi: 10.1016/j.dental.2005.04.018. PubMed PMID: 16085301.

Caldas RA, Bacchi A, Barão VAR, Versluis A. Should adhesive debonding be simulated for intra-radicular post stress analyses? *Dent Mater*. 2018 Sep;34(9):1331-41. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.025. PubMed PMID: 29945798.

Castellan CS, Santos-Filho PC, Soares PV, Soares CJ, Cardoso PE. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. *J Adhes Dent*. 2010;12(6):477-85. doi: 10.3290/j.jad.a17856. PubMed PMID: 20157648.

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*. 2001 Jul;86(1):101-6. doi: 10.1067/mpr.2001.114842a. PubMed PMID: 11491072.

Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):100-5. doi: 10.1016/j.dental.2005.12.007. PubMed PMID: 16430956.

Cerutti F, Acquaviva PA, Gagliani M, Ferrari M, Mangani F, Depero LE, et al. Degree of conversion of dual-cure resins light-cured through glass-fiber posts. *Am J Dent*. 2011;24(1):8-12. PubMed PMID: 21469400.

Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod*. 2013;39(2):283-7. doi: 10.1016/j.joen.2012.11.002. PubMed PMID: 23321247.

Chieruzzi M, Pagano S, Cianetti S, Lombardo G, Kenny JM, Torre L. Effect of fibre posts, bone losses and fibre content on the biomechanical behaviour of endodontically treated teeth: 3D-finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;74:334-46. doi: 10.1016/j.msec.2016.12.022. PubMed PMID: 28254302.

Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J*. 2009;28(6):671-8. doi: 10.4012/dmj.28.671. PubMed PMID: 20019417.

da Fonseca GF, de Andrade GS, Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS. Computer-aided design finite element modeling of different approaches to rehabilitate endodontically treated teeth. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018 Oct-Dec;18(4):329-35. doi: 10.4103/jips.jips_168_18. PubMed PMID: 30449961.

da Silva LM, Andrade AM, Machuca MF, da Silva PM, da Silva RV, Veronezi MC. Influence of different adhesive systems on the pull-out bond strength of glass fiber posts. *J Appl Oral Sci*. 2008 Jun;16:232-5. doi: 10.1590/S1678-77572008000300013.

da Silva NR, Raposo LHA, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2010 Nov;104(5):306-17. doi: 10.1016/S00223913(10)60146-1. PubMed PMID: 20970537.

de Andrade GS, Tribst JP, Dal Piva AO, Bottino MA, Borges AL, 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; 11(1):e1-8. doi: 10.4317/jced.55295.

de Souza NC, Marcondes ML, da Silva D, Borges GA, Júnior LB, Spohr AM. Relined fiberglass post: effect of luting length, resin cement, and cyclic loading on the bond to weakened root dentin. *Oper Dent* 2016;41:e174–e182. doi: 10.2341/15-233-L.

Dal Piva AM, Campos F, Alves ML, Sousa RS, Lima JM, Souza RO. Influence of alveolar bone level on the pull-out bond strength of fiber-reinforced composite posts to root dentin. *Gen Dent*. 2016 Mar-Apr;64(2):e5-8. PubMed PMID: 26943098.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza ROAE, Borges ALS. Influence of alveolar bone loss and cement layer thickness on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod*. 2017 May;43(5):791-5. doi: 10.1016/j.joen.2016.11.020. PubMed PMID: 28343925.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Bottino MA, Souza ROA. Do mechanical advantages exist in relining fiber posts with composite prior to its cementation? *J Adhes Dent*. 2018a;20(6):511-8. doi: 10.3290/j.jad.a41611.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Souza ROAE, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater*. 2018b;34(9):1342-1350. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.024.

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*. 2007 Sep;98(3):193-8. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60055-9. PubMed PMID: 17854620.

D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M, Caputi S. Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelain veneers. *J Endod*. 2010;36(1):153-6. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.036. PubMed PMID: 20003956.

D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M, Vadini M, De Angelis F, Trubiani O, et al. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. *Int Endod J*. 2008 Apr;41(4):322-8. doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01367.x. PubMed PMID: 18217989.

de Oliveira AS, Mirapalhete RC, Amaral CC, de Moraes RR. A modified photoactivation protocol using two simultaneous light-curing units for bonding brackets to enamel. *Braz Dent J*. 2015;26(4):393-7. doi: 10.1590/0103-6440201300133

de Oliveira DC, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MA. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent*. 2015;43(12):1565-72. doi: 10.1016/j.jdent.2015.08.015. PubMed PMID: 26343422.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):733-43. PubMed PMID: 17873980.

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.* 2008 Feb;39(2):117-29. PubMed PMID: 18560650.

Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res.* 1996;32(4):533-41. doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(199612)32:4<533::AID-JBM6>3.0.CO;2-S. PubMed PMID: 895314.

Durmuş G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):547-54. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.006. PubMed PMID: 24630398.

Ericson D, Paulsson L, Sowiak H, Dérand T. Reduction of cusp deflection resulting from composite polymerization shrinkage, using a light-transmitting cone. *Scand J Dent Res.* 1994;102(4):244-8. doi: 10.1111/j.1600-0722.1994.tb01188.x. PubMed PMID: 8091125.

Escribano AB, Bru JLS, Navarro LF, Cervantes PJR, González AP, Marín FTS. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006;31(1):47-54. doi: 10.2341/04-169.

Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):510-5. doi: 10.1067/mod.2002.121558.

Fadag A, Negm M, Samran A, Samran A, Ahmed G, Alqerban A, et al. Fracture Resistance of Endodontically Treated Anterior Teeth Restored with Different Post Systems: An In Vitro Study. *Eur Endod J.* 2018 Sep 7;3(3):174-8. doi: 10.14744/eej.2018.70299. PubMed PMID: 32161874.

Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec;90(6):556-62. doi: 10.1016/j.prosdent.2003.09.006. PubMed PMID: 14668756.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000; 13: 255-60.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec;14(6):543-9. PubMed PMID: 12066701.

Firmino AS, Tribst JPM, Nakano LJN, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, Paes-Junior TJA. Silica-Nylon reinforcement effect on the fracture load and stress distribution of a resin-bonded partial dental prosthesis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2021;41(2):e45–54. doi: 10.11607/prd.4347.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Le Bell-Rönnlöf AM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. *Eur J Oral Sci*. 2006 Jun;114(3):250-6. doi: 10.1111/j.1600-0722.2006.00357.x. PubMed PMID: 16776775.

Fokkinga WA, Le Bell AM, Kreulen CM, Lassila LV, Vallittu PK, Creugers NH. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*. 2005;38(4):230-7. doi: 10.1111/j.1365-2591.2005.00941.x. PubMed PMID: 15810973.

Galhano G, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Comparison of resin push-out strength to root dentin of bovine- and human-teeth. *Indian J Dent Res*. 2009 Jul-Sep;20(3):332-6. doi: 10.4103/0970-9290.57378. PubMed PMID: 19884718.

Giachetti L, Grandini S, Calamai P, Fantini G, Scaminaci Russo D. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and a self-adhesive material: push-out test. *J Dent*. 2009 Aug;37(8):638-42. doi: 10.1016/j.jdent.2009.04.007. PubMed PMID: 19477571.

Giachetti L, Russo DS, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent*. 2004 Nov;32(8):629-34. doi: 10.1016/j.jdent.2004.06.004. PubMed PMID: 15476957.

Gomes KGF, Faria NS, Neto WR, Colucci V, Gomes EA. Influence of laser irradiation on the push-out bond strength between a glass fiber post and root dentin. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1):97-102. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.01.013.

Gomes LCL. Influência de um novo dispositivo acessório de fotopolimerização com fibra óptica e pino de fibra de vidro experimental nas propriedades mecânicas, físico-químicas e adesão dos cimentos resinosos [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

Gonçalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Sousa Neto MD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2006;96(5):339-44. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.08.030. PubMed PMID: 17098497.

Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01298.x. PubMed PMID: 21564118.

Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*. 2004 Aug;112(4):353-61. doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00146.x. PubMed PMID: 15279655.

Gutiérrez MA, Guerrero CA, Baldion PA. Efficacy of CAD/CAM glass fiber posts for the restoration of endodontically treated teeth. *Int J Biomater*. 2022;2022:8621835. doi: 10.1155/2022/8621835.

Haenel T, Hausnerova B, Steinhaus J, Price RB, Sullivan B, Moeginger B. Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. *Dent Mater*. 2015;31(2):93-104. doi: 10.1016/j.dental.2014.11.003.

Harashima I, Nomata T, Hirasawa T. Degree of conversion of dual-cured composite luting cements. *Dent Mater J*. 1991;10:8-17.

Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, et al. The root canal bonding of chemical-cured total-etch resin cements. *J Endod*. 2008 May;34(5):583-6. doi: 10.1016/j.joen.2008.02.003. PubMed PMID: 18436039.

Ho YC, Lai YL, Chou IC, Yang SF, Lee SY. Effects of light attenuation by fibre posts on polymerization of a dual-cured resin cement and microleakage of post-restored teeth. *J Dent*. 2011 Apr;39(4):309-15. doi: 10.1016/j.jdent.2011.01.009.

Ibrahim RO, Al-Zahawi AR, Sabri LA. Mechanical and thermal stress evaluation of PEEK prefabricated post with different head design in endodontically treated tooth: 3D-finite element analysis. *Dent Mater J*. 2021;40(2):508-18. doi: 10.4012/dmj.2020-053.

Inaba Y, Teraoka F, Nakagawa M, Imazato S. Development of a new direct core build-up method using a hollow fiber-reinforced post. *Dent Mater J*. 2013;32(5):718-24. doi: 10.4012/dmj.2013-038.

Inagati CM, Grangeiro MTV, Rossi NR, Tribst JPM, Nakano LJN, Carvalho PCK, et al. Effect of light emission through an optical fiber device on the bond strength of a hollow experimental intraradicular post. *J Adhes Dent*. 2022;24(1):325-333. doi: 10.3290/j.ad.b3240659.

International Organization for Standardization - ISO. ISO 11405:2003: dental materials - testing of adhesion to tooth structure. Geneva: ISO; 2003.

Jongsma LA, Bolhuis PB, Pallav P, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. *J Adhes Dent*. 2010 Feb;12(1):55-62. doi: 10.3290/j.jad.a17534.

Kameda T, Ohkuma K, Sano N, Terada K. Development of optical guiding forceps for a direct bonding system using light cured resin adhesives. *Dent Mater J*. 2014;33(4):510-21. doi: 10.4012/dmj.2014-039. PubMed PMID: 24988886.

Kim YK, Kim SK, Kim KH, Kwon TY. Degree of conversion of dual-cured resin cement light-cured through three fibre posts within human root canals: an ex vivo study. *Int Endod J*. 2009 Aug;42(8):667-74. doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01565.x. PubMed PMID: 19467047.

Kirkpatrick SJ. A primer on radiometry. *Dent Mater*. 2005;21(1):21-26. doi: 10.1016/j.dental.2004.10.002.

Komada W, Miura H, Okada D, Yoshida K. Study on the fracture strength of root reconstructed with post and core: alveolar bone resorbed case. *Dent Mater J*. 2006 Mar;25(1):177-82. doi: 10.4012/dmj.25.177. PubMed PMID: 16706315.

Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent*. 2003;28(2):127-35. PubMed PMID: 12670067.

Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel--human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater*. 2008 Jul;24(7):888-94. doi: 10.1016/j.dental.2007.11.003. PubMed PMID: 18155759.

Krishnarayan PP, Gehlot PM. Influence of glass fiber post design and luting cements on ease of post removal and fracture strength of endodontically retreated teeth: an in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2022;12(2):199-209. doi: 10.4103/jispcd.JISPCD_249_21.

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont*. 2004 May-Jun;17(3):357-63. PubMed PMID: 15237886.

Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal retained posts. *J Endod*. 1989 Dec;15(12):578-80. doi: 10.1016/S0099-2399(89)80153-0. PubMed PMID: 2701001.

Lamichhane A, Xu C, Zhang FQ. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont*. 2014 Feb;6(1):60-5. doi: 10.4047/jap.2014.6.1.60. PubMed PMID: 24605208.

Lazari PC, de Carvalho MA, Del Bel Cury AA, Magne P. Survival of extensively damaged endodontically treated incisors restored with different types of posts-and-core foundation restoration material. *J Prosthet Dent* 2018; 119(5):769–76.

Le Bell-Rönnlöf AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Load-bearing capacity of human incisor restored with various fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater*. 2011;27(6):e107-e15. doi: 10.1016/j.dental.2011.02.009. PubMed PMID: 21444107.

Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013;29(2):139-56. doi: 10.1016/j.dental.2012.11.005. PubMed PMID: 23199807.

Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)*. 2006;119(4):305-11. PubMed PMID: 16537026.

Li Q, Lin HL, Zheng M, Ozcan M, Yu H. Minimum radiant exposure and irradiance for triggering adequate polymerization of a photo-polymerized resin cement. *Materials (Basel)*. 2021;14(9):2341. doi: 10.3390/ma14092341.

Lombardo GH, Souza RO, Michida SM, de Melo RM, Bottino MA, Valandro LF. Resin bonding to root canal dentin: effect of the application of an experimental hydrophobic resin coating after an all-in-one adhesive. *J Contemp Dent Pract*. 2008 May 1;9(4):34-42. PubMed PMID: 18473025.

Lopes GR, Freitas VP, Matos JD, Andrade VC, Nishioka RS, Casas EB. Stress distribution in dental roots restored with different post and core materials. *J Int Oral Health*. 2019;11:127-31. doi: 10.4103/jioh.jioh_49_19.

Lopes MB, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17:171-5. doi: 10.1590/S1517-74912003000200014.

Lo Giudice G, Ferrari Cagidiaco E, Lo Giudice R, Puleio F, Nicita F, Calapaj M. Evaluation of mechanical properties of a hollow endodontic post by three point test and SEM analysis: a pilot study. *Materials (Basel)*. 2019;12(12):1983. doi: 10.3390/ma12121983.

Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod*. 2010 Sep;36(9):1543-6. doi: 10.1016/j.joen.2010.04.014. PubMed PMID: 20728724.

Manfredi M, Figini L, Gagliani M, Lodi G. Single versus multiple visits for endodontic treatment of permanent teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. 2016 Dec 1;12:CD005296. doi: 10.1002/14651858.CD005296.pub3.

Manso AP, Carvalho RM. Dental cements for luting and bonding restorations: self-adhesive resin cements. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):821-34. doi: 10.1016/j.cden.2017.06.006. PubMed PMID: 28886770.

Mao H, Chen Y, Yip KH, Smales RJ. Effect of three radicular dentine treatments and two luting cements on the regional bond strength of quartz fibre posts. *Clin Oral Investig*. 2011 Dec;15(6):869-78. doi: 10.1007/s00784-010-0453-3. PubMed PMID: 20706751.

Marchionatti AME, Wandscher VF, Rippe MP, Kaizer OB, Valandro LF. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res*. 2017 Jul 3;31:e64. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0064. PubMed PMID: 28678974.

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*. 2017;76:839-44. doi: 10.1016/j.msec.2017.03.152. PubMed PMID: 28482598.

Marques de Melo R, Bottino MA, Galvão RK, Soboyejo WO. Bond strengths, degree of conversion of the cement and molecular structure of the adhesive-dentine joint in fibre post restorations. *J Dent*. 2012 Apr;40(4):286-94. doi: 10.1016/j.jdent.2012.01.003. PubMed PMID: 22306531.

Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassel KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prothet Dent*. 1984;51:785-9. doi: 10.1016/0022-3913(84)90377-9. PubMed PMID: 6376781.

Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont*. 2003 Nov-Dec;16(6):593-6. PubMed PMID: 14714836.

Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J*. 2006 Mar;25(1):145-50. doi: 10.4012/dmj.25.145. PubMed PMID: 16706310.

Nakano LJN, Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Paes-Junior TJA. Maximum fracture load and stress concentration in resin-bonded fixed partial dentures of indirect composite resin reinforced by silica-nylon mesh. *J Dent Health Oral Disord Ther*. 2021;12(5):96–101. doi: 10.15406/jdhodt.2021.12.00558.

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*. 2005;113(6):519-24. doi: 10.1111/j.1600-0722.2005.00257.x.

Naumann M, Rosentritt M, Preuss A, Dietrich T. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. *J Dent*. 2006;34(10):790-5. doi: 10.1016/j.jdent.2006.03.003.

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*. 2013;41(11):1020-6. doi: 10.1016/j.jdent.2013.08.011. PubMed PMID: 24007789.

Oliveira LV, Maia TS, Zancopé K, Menezes M de S, Soares CJ, Moura CCG. Can intra-radicular cleaning protocols increase the retention of fiberglass posts? A systematic review. *Braz Oral Res*. 2018 Mar 15;32:e16. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0016.

Onofre RS, Pinheiro HA, Poletto-Neto V, Bergoli CD, Cenci MS, Cenci TP. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent*. 2020;96:103334. doi: 10.1016/j.jdent.2020.103334.

Overton JD, Sullivan DJ. Early failure of Class II resin composite versus Class II amalgam restorations placed by dental students. *J Dent Educ*. 2012;76(3):338-40. PubMed PMID: 22383602.

Özcan M, Cura C, Brendeke J. Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *J Adhes Dent*. 2010 Dec;12(6):451-9. doi: 10.3290/j.jad.a17857. PubMed PMID: 20157647.

Park JS, Lee JS, Park JW, Chung WG, Choi EH, Lee Y. Comparison of push-out bond strength of fiber-reinforced composite resin posts according to cement thickness. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep;118(3):372-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.11.007. PubMed PMID: 28222875.

Penteado MM, Mendes Tribst JP, Dal Piva AMO, Archangelo KC, Bottino MA, Souto Borges AL. Influence of different restorative material and cement on the stress distribution of ceramic veneer in upper central incisor. *Indian J Dent Res* 2020; 31(2):236–40. doi: 10.4103/ijdr.IJDR_150_18.

Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis Só MV. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. *J Prosthet Dent*. 2013;110(2):134-40. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60353-4. PubMed PMID: 23929375.

Pignataro RRD, Samico RP, Mendes Campaner L, Bottino MA, Borges A, Tribst JP. Influence of different fibreglass post geometries on the stress distribution and pull-out bond strength before and after mechanical cycling. *Eur Endod J*. 2021;6(2):170-6. doi: 10.14744/eej.2020.95967.

Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater*. 2009;25(7):899-908. doi: 10.1016/j.dental.2009.01.098. PubMed PMID: 19243817.

Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: a review of what we need to know. *J Dent Res*. 2015;94(9):1179-86. doi: 10.1177/0022034515594786. PubMed PMID: 26156516.

Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc*. 2011;77:b9. PubMed PMID: 21507291.

Price RBT. Light curing in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):751-78. doi: 10.1016/j.cden.2017.06.008. PubMed PMID: 28886767.

Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent*. 2003;28(5):515-21. PubMed PMID: 14531596.

Pucci CR, de Oliveira RS, Caneppele TM, Torres CR, Borges AB, Tay FR. Effects of surface treatment, hydration and application method on the bond strength of a silorane adhesive and resin system to dentine. *J Dent*. 2013 Mar;41(3):278-86. doi: 10.1016/j.jdent.2012.11.016.

Pulido CA, de Oliveira Franco AP, Gomes GM, Bittencourt BF, Kalinowski HJ, Gomes JC, et al. An in situ evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts. *J Prosthet Dent*. 2016;116(4):570-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.019.

Rasines Alcaraz MG, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin PR, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014 Mar;(3):CD005620. doi: 10.1002/14651858.CD005620.pub2.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent*. 2004;6(2):117-21. PubMed PMID: 15293420.

Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater*. 2004 Sep;20(7):617-22. doi: 10.1016/j.dental.2003.10.004. PubMed PMID: 15236935.

Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*. 2009 Mar;25(3):348-52. doi: 10.1016/j.dental.2008.08.009. PubMed PMID: 18829097.

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*. 2018;82:187-192. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.035.

Rüttermann S, Braun A, Janda R. Shear bond strength and fracture analysis of human vs. bovine teeth. *PLoS One*. 2013;8(3):e59181. doi: 10.1371/journal.pone.0059181. PubMed PMID: 23527125.

Saker S, Özcan M. Retentive strength of fiber-reinforced composite posts with composite resin cores: Effect of remaining coronal structure and root canal dentin conditioning protocols. *J Prosthet Dent*. 2015 Dec;114(6):856-61. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.06.015.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho B, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236-40. doi: 10.1016/0109-5641(94)90067-1. PubMed PMID: 7664990.

Santos AFV, Meira JBC, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res*. 2010;89(6):587-91. doi: 10.1177/0022034510363382. PubMed PMID: 20348486.

Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2):173-8.

Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S. Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomater*. 2010 Sep;6(9):3747-54. doi: 10.1016/j.actbio.2010.03.012. PubMed PMID: 20227533.

Shimokawa CA, Turbino ML, Harlow JE, Price HL, Price RB. Light output from six battery operated dental curing lights. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;69:1036-42. doi: 10.1016/j.msec.2016.07.033. PubMed PMID: 27612800.

Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. *J Dent*. 2013;41(5):455-63. doi: 10.1016/j.jdent.2013.02.002. PubMed PMID: 23416195.

Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J*. 2011;22(3):230-7. doi: 10.1590/s0103-64402011000300009. PubMed PMID: 21915521.

Singh SV, Bhat M, Gupta S, Sharma D, Satija H, Sharma S. Stress distribution of endodontically treated teeth with titanium alloy post and carbon fiber post with different alveolar bone height: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent* 2015;9:428-32. doi: 10.4103/1305-7456.163228. PubMed PMID: 26430375.

Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*. 2014 Jul;17(4):305-11. doi: 10.4103/0972-0707.136340. PMID: 25125840.

Soares CJ, Raposo LH, Soares PV, Santos-Filho PCF, Menezes MS, Soares PBF, et al. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores-in vitro and FEA analysis. *J Prosthodont*. 2010;19(2):130-7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00527.x. PubMed PMID: 20002972.

Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Soares PV, Qian F, et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater*. 2008;24(10):1405-11. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.004. PubMed PMID: 18420265.

Soares FZ, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO. Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater*. 2016 Nov;32(11):1385-93. doi: 10.1016/j.dental.2016.09.019. PubMed PMID: 27692438.

Souza AC, Gonçalves FC, Anami LC, Melo RM, Bottino MA, Valandro LF. Influence of insertion techniques for resin cement and mechanical cycling on the bond strength between fiber posts and root dentin. *J Adhes Dent*. 2015 Apr;17(2):175-80. doi: 10.3290/j.jad.a33993. PubMed PMID: 25859568.

Staninec M, Marshall GW, Hilton JF, Pashley DH, Gansky SA, Marshall SJ, et al. Ultimate tensile strength of dentin: Evidence for a damage mechanics approach to dentin failure. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):342-5. doi: 10.1002/jbm.10230.

Szesz A, Cuadros-Sánchez J, Hass V, Cruz GK, Arrais CAG, Reis A, et al. Influence of delivered radiant exposure values on bonding of fiber posts to root canals. *J Adhes Dent*. 2015;17(2):181-8. doi: 10.3290/j.jad.a34057.

Tammineedi S, Kakollu S, Thota MM, Basam RC, Basam LC, Vemuri S. Comparison of stress distribution in teeth restored with fiber post and dentin post by applying orthotropic properties: A three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent*. 2020;23(6):589-92. doi: 10.4103/JCD.JCD_551_20.

Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod*. 2010 Apr;36(4):609-17. doi: 10.1016/j.joen.2009.12.002. PubMed PMID: 20307732.

Tribst J, Anami LC, Özcan M, Bottino MA, Melo RM, Saavedra G. Self-etching primers vs acid conditioning: impact on bond strength between ceramics and resin cement. *Oper Dent*. 2018 Jul/Aug;43(4):372-9. doi: 10.2341/16-348-L. PubMed PMID: 29513637.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, de Melo RM, Borges ALS, Bottino MA, Özcan M. Short communication: Influence of restorative material and cement on the stress distribution of posterior resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Aug;96:279-84. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.004. PubMed PMID: 31077955.

Uzun I, Keskin C, Özsu D, Güler B, Aydemir H. Push-out bond strength of oval versus circular fiber posts irradiated by erbium-doped yttrium aluminum garnet laser. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):425-30. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.01.023. PubMed PMID: 27061630.

Valandro LF, Yoshiga S, de Melo RM, Galhano GAP, Mallmann A, Marinho CP, et al. Microtensile bond strength between a quartz fiber post and a resin cement: effect of post surface conditioning. *J Adhes Dent*. 2006;8(2):105-11.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, A Neves, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26(2):e100-e121. doi: 10.1016/j.dental.2009.11.148. PubMed PMID: 20006379.

Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PCF. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent*. 2014 Mar;111(3):234-46. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.006. PubMed PMID: 24199605.

Von Beetzen M, Li J, Nicander I, Sundström F. Microhardness and porosity of Class 2 light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand. *Oper Dent*. 1993;18(3):103-9. PubMed PMID: 8415161.

Wakabayashi Y, Kondou Y, Suzuki K, Yatani H, Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int J Prosthodont*. 1994;7(4):302-6.

Wandscher VF, Bergoli CD, de Oliveira AF, Kaizer OB, Souto Borges AL, Limberguer Ida F, et al. Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Mar;43:69-77. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.11.016. PubMed PMID: 25553557.

Webber MB, Michida SM, Marson FC, de Oliveira GC, Silva CO. Analysis of bond strength by pull out test on fiber glass posts cemented in different lengths. *J Int Oral Health*. 2015;7(4):7-12.

Zanchi CH, Münchow EA, Ogliari FA, Chersoni S, Prati C, Demarco FF, et al. Development of experimental HEMA-free three-step adhesive system. *J Dent.* 2010 Jun;38(6):503-8. doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.006.

Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2013 Mar;41(3):207-15. doi: 10.1016/j.jdent.2012.10.004. PubMed PMID: 23069329.

ANEXO A – Registro de patente aceito pelo INPI do sistema iluminador de fibra óptica



15/12/2020 870200157095

11:12

29409161920836135

Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2020 025592 4

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 2

Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica

CPF/CNPJ: 48031918000124

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa

Endereço: Rua Quirino de Andrade, 215

Cidade: São Paulo

Estado: SP

CEP: 01049-010

País: Brasil

Telefone: 11 56270217

Fax: 11 56270103

Email: auin@unesp.br

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 15/12/2020 às 11:12, Petição 870200157095

Depositante 2 de 2**Nome ou Razão Social:** PHOTONITA LTDA**Tipo de Pessoa:** Pessoa Jurídica**CPF/CNPJ:** 05013932000192**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Jurídica:** Pessoa Jurídica**Endereço:** Rod. SC-401, km 01, no. 600**Cidade:** Florianópolis**Estado:** SC**CEP:** 88030-000**País:** BRASIL**Telefone:****Fax:****Email:****Dados do Pedido****Natureza Patente:** 10 - Patente de Invenção (PI)

Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54): DISPOSIÇÃO INTRODUTIDA EM DISPOSITIVO ACESSÓRIO PARA APARELHO FOTOPOLIMERIZADOR DE EMISSÃO DE LUZ

Resumo: Trata-se de dispositivo acessório (10) do tipo acoplado em aparelho fotopolimerizador (AP); dito dispositivo acessório (10) é confeccionado em alumínio ou outro material adequado e compreendido por peças interconectáveis, sendo uma peça base de conexão (11) com anel de borracha (12) para acoplamento na ponteira (p1) do aparelho fotopolimerizador (AP) e montagem de ponteira (13), por sua vez, passível de sustentar o cabo de fibra óptica (14) de seção circular e diâmetro (d1) de 1mm que, também, é instalada em canal (11A) previsto na base de conexão (11) para a emissão de luz (L1) proveniente do aparelho fotopolimerizador (AP) em locais de difícil acesso como interior do canal radicular até o terço apical ou outros locais adequados.

Figura a publicar: 1**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Petição Eletrônica em 15/12/2020 às 11:12, Petição 870200157095

Dados do Procurador

Procurador:

Nome ou Razão Social: Renan Padron Almeida

Numero OAB:

Numero API:

CPF/CNPJ: 33778301896

Endereço: Rua Joaquim Antunes 819

Cidade: São Paulo

Estado: SP

CEP: 05415012

Telefone: 1156270570

Fax:

Email: renan.padron@unesp.br

Dados do Inventor (72)

Inventor 1 de 3**Nome:** TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR**CPF:** 08749168878**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Física:** Professor do ensino superior**Endereço:** R. Dirceu de Almeida, 255 , Parque São Domingos**Cidade:** São Paulo**Estado:** SP**CEP:** 12245-000**País:** BRASIL**Telefone:****Fax:****Email:****Inventor 2 de 3****Nome:** CARLOS AURÉLIO PEZZOTTA**CPF:** 19744394889**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Física:** Engenheiro, arquiteto e afins**Endereço:** Rod. Virgílio Várzea, 1510**Cidade:** Florianópolis**Estado:** SC**CEP:** 88032-001**País:** BRASIL**Telefone:****Fax:****Email:****Inventor 3 de 3****PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Petição Eletrônica em 15/12/2020 às 11:12, Petição 870200157095

ANEXO B – Registro de patente aceite pelo INPI do pino de fibra de vidro experimental



02/10/2020 870200124850

17:03

29409161920834957

Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2020 020331 2

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 1

Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica

CPF/CNPJ: 48031918000124

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa

Endereço: Rua Quirino de Andrade, 215

Cidade: São Paulo

Estado: SP

CEP: 01049-010

País: Brasil

Telefone: 11 56270217

Fax: 11 56270103

Email: auin@unesp.br

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 02/10/2020 às 17:03, Petição 870200124850

Dados do Pedido

Natureza Patente: 10 - Patente de Invenção (PI)

Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54): DISPOSITIVO ODONTOLÓGICO PARA ACOPLAMENTO DE INSTRUMENTO DE FIBRA ÓPTICA DE FOTOPOLIMERIZADOR

Resumo: Trata-se de dispositivo odontológico (10) do tipo utilizado para polimerização de agentes cimentantes em tratamentos endodônticos; dito dispositivo odontológico (10) compreende peça única (11) pré-fabricada confeccionada em fibra de vidro ou outro tipo de material adequado translúcido para uso odontológico provido de canal longitudinal (CL) passível de receber instrumento de fibra óptica (FP) e transmitir a passagem de luz (L1) de forma integral até atingir a porção apical do conduto radicular e áreas do cimento odontológico para polimerização de agentes cimentantes resinosos.

Figura a publicar: 1

Dados do Procurador

Procurador:

Nome ou Razão Social: Renan Padron Almeida

Numero OAB:

Numero API:

CPF/CNPJ: 33778301896

Endereço: Rua Joaquim Antunes 819

Cidade: São Paulo

Estado: SP

CEP: 05415012

Telefone: 1156270570

Fax:

Email: renan.padron@unesp.br

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 02/10/2020 às 17:03, Petição 870200124850

Dados do Inventor (72)

Inventor 1 de 1

Nome: TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR**CPF:** 08749168878**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Física:** Professor do ensino superior**Endereço:** Rua Dirceu de Almeida 255, Parque São Domingos**Cidade:** São Paulo**Estado:** SP**CEP:** 05126-110**País:** BRASIL**Telefone:****Fax:****Email:****Documentos anexados**

Tipo Anexo	Nome
Procuração	Proc e Posse 07-2018.pdf
Comprovante de pagamento de GRU 200	GRU 2 Comprovaantes.pdf
Relatório Descritivo	Relatório.pdf
Reivindicação	Reivindicações.pdf
Desenho	Desenhos.pdf
Resumo	Resumo.pdf

Acesso ao Patrimônio Genético

- ☒ Declaração Negativa de Acesso - Declaro que o objeto do presente pedido de patente de invenção não foi obtido em decorrência de acesso à amostra de componente do Patrimônio Genético Brasileiro, o acesso foi realizado antes de 30 de junho de 2000, ou não se aplica.

Declaração de veracidade

- ☒ Declaro, sob as penas da lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 02/10/2020 às 17:03, Petição 870200124850

ANEXO C – Documento para utilização dos dentes bovinos

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de São José dos Campos



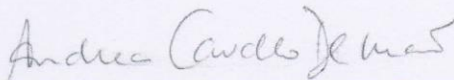
CEUA - Comissão de Ética no
Uso de Animais

São José dos Campos, 10 de agosto de 2021

Ofício nº 05/2021-CEUA-ICT-SJC-UNESP

O protocolo de nº 09/2021, intitulado **"Avaliação da resistência adesiva entre um novo pino de fibra de vidro à dentina radicular, e de métodos de cimentação, quanto a influência no grau de conversão de cimentos resinosos"** de sua responsabilidade tendo como orientador Prof.Dr. **TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR**, não necessita ser analisado por esta CEUA, devido a pesquisa em tela não envolver a utilização de vertebrados e sim o uso de **dentes bovinos, como substrato comercialmente disponível**, de acordo com a Lei nº 11.794 de 08/10/2008 – Lei "Arouca".

Atenciosamente


Prof. Dra. Andrea Carvalho de Marco Ferraz
Coordenadora

Doutorando LEONARDO JIRO NOMURA NAKANO

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese
ICT-CSJC-UNESP

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028 / 9307
Fax (12) 3947-9028 – carlos.guedes@unesp.br / Cristiane.koga-ito@unesp.br