



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

LETÍCIA TANK OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA RADICULAR
DE UM CIMENTO RESINOSO DUAL E PINOS DE FIBRA DE VIDRO
CAD/CAM**

Piracicaba
2023

LETÍCIA TANK OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA RADICULAR
DE UM CIMENTO RESINOSO DUAL E PINOS DE FIBRA DE VIDRO
CAD/CAM**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica, na Área de Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. José Flávio Affonso de Almeida

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA LETÍCIA TANK OLIVEIRA E ORIENTADA PELO PROF. DR. JOSÉ FLÁVIO AFFONSO DE ALMEIDA.

Piracicaba
2023

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

OL4a Oliveira, Letícia Tank, 1994-
Avaliação da resistência de união à dentina radicular de um cimento resinoso dual e pinos de fibra de vidro CAD/CAM / Letícia Tank Oliveira. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2023.

Orientador: José Flávio Affonso de Almeida.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Pino de fibra de vidro. 2. Sistemas CAD/CAM. I. Almeida, José Flávio Affonso de, 1979-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações Complementares

Título em outro idioma: Evaluation of bond strength to dentin of dual-cure resin cement and CAD/CAM glass-fiber posts

Palavras-chave em inglês:

Glass fiber post

CAD/CAM systems

Área de concentração: Endodontia

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Flávio Affonso de Almeida [Orientador]

Caio Cezar Randi Ferraz

Rina Andréa Pelegrine Zimmermann

Data de defesa: 24-02-2023

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0002-8015-2818>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/9054589504206483>



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 24 de fevereiro de 2023, considerou a candidata LETÍCIA TANK OLIVEIRA aprovada.

PROF. DR. JOSÉ FLÁVIO AFFONSO DE ALMEIDA

PROF^a. DR^a. RINA ANDRÉA PELEGRINE ZIMMERMANN

PROF. DR. CAIO CEZAR RANDI FERRAZ

A Ata da defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família: Gislaine dos Santos Tank Oliveira, Luís Gonzaga Miller de Oliveira, Gabriela Tank Oliveira e Danilo Henrique da Silva.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. **Dr. José Flávio Affonso de Almeida** pela oportunidade de cursar o mestrado sob sua orientação. Nesse período, agradeço pelos inúmeros momentos que aprendi com você, seja na pesquisa, na clínica de Endodontia, na conduta profissional e sobre a grandiosidade da vida e do ser humano.

A minha família, **Gislaine dos Santos Tank Oliveira, Luís Gonzaga Miller de Oliveira e Gabriela Tank Oliveira**, por sempre me apoiarem e acreditarem em mim. Agradeço por me proporcionarem um ambiente sereno, sempre de muito carinho e respeito.

Ao meu noivo, **Danilo Henrique da Silva** pelo apoio à minha carreira profissional e por me sempre me mostrar novas formas de pensar. Obrigada por toda ajuda neste trabalho, por compartilhar momentos de alegria e de dificuldades.

As colegas dentistas **Dra. Ana Carolina Machado Cardoso e Dr. Leandro Cardoso** pelo apoio à minha pesquisa e por cederem recursos imprescindíveis para a realização deste trabalho. Agradeço a clínica Machado Cardoso e o laboratório de prótese Lab.in pelo auxílio nas etapas laboratoriais

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, na pessoa do magnífico Reitor **Prof. Dr. Antônio José de Almeida Meirelles** e à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, por meio do diretor **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**.

Ao coordenador geral dos cursos de Pós-graduação da FOP-UNICAMP, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**.

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-CAPES (código de financiamento 001)** pela concessão de bolsa de estudos durante o mestrado.

Aos professores de Endodontia do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, **Profa. Dra. Adriana de Jesus Soares, Profa. Dra. Brenda de Paula Figueiredo de Almeida Gomes, Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz e Profa. Dra. Marina Angélica Marciano da Silva**, por todo aprendizado e crescimento profissional que me proporcionaram durante o mestrado.

Aos membros da banca de qualificação, **Profa. Dra. Adriana de Jesus Soares, Prof. Dr. Eduardo Fernandes de Castro e Prof. Dr. Alexandre Rodrigues Freire**, e membros da banca da defesa, **Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz e Profa. Rina Andréa Pelegrine** por aceitarem o convite e dispenderem tempo para contribuir com o enriquecimento deste trabalho.

Aos funcionários, **Ana Cristina Godoy, André Fernando dos Santos, Maicon Passini, e Maria Helídia Joana Dias**, pelo acolhimento no laboratório de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e disposição em ajudar nas etapas laboratoriais.

Ao engenheiro mecânico **Marcos Blanco Cangiani** e à secretária **Selma Aparecida Barbosa de Sousa Segalla**, do laboratório de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela disposição e auxílio na condução das etapas laboratoriais.

Ao supervisor do CeMi, **Adriano Luís Martins**, por todo ensinamento e

auxílio no centro de microscopia.

Aos professores **Ana Cláudia Rossi e Alexandre Rodrigues Freire** pelos ensinamentos em metodologias de ensino e aprendizagem, análise de elementos finitos e na vida da pós-graduação. Obrigada pela amizade e pelo apoio que vocês têm por mim desde meu primeiro ano da graduação.

Aos amigos e colegas da pós graduação na área de Endodontia, **Ana Beatriz Safay, Ana Cristina Padilha Janini, Ana Laura Lopes Amilcar, Airton Moura Filho, Lopes, David Saldanha de Brito Alencar, Ederaldo Pietrafesa, Erica Mendes Lopes, Fernanda Antonialli, Jéssica Jeuken, Lauter Eston Pelepneko, Leandro Bueno Goboo, Luíza Salles A. Berti, Paulo Henrique Gabriel, Pedro Ivo da Graça Fagundes, Ricardo Honda, Rodolfo Figueiredo de Almeida, Tamares de Andrade da Silva, Tiago Bessa, Walbert de Andrade Vieira e Yanna Omena Soares** pelo apoio e momentos de descontração.

Ao colega da área de Farmacologia, **Victor Augusto Benedicto dos Santos**, pelos ensinamentos, em especial, em estatística.

Aos amigos, **Beatriz Carmona, Beatriz Romano de Cássia, Maria Júlia Assis Vicentin, Thomas Barbin, Willian Peter Boelcke**, companheiros desde a graduação que dividiram os momentos da pós-graduação comigo.

Agradeço a todos aqueles que de certa forma contribuíram com o desenvolvimento deste projeto.

Meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

A utilização de pinos de fibra de vidro (PFV) como retentores radiculares é uma alternativa para reabilitação de dentes que apresentam grandes destruições coronárias. PFV confeccionados a partir da tecnologia CAD/CAM apresentam composição semelhante aos convencionais despertam o interesse dos endodontistas por ser uma alternativa promissora, porém pouco se sabe sobre seu desempenho. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de pinos de fibra de vidro fresados pela técnica CAD/CAM e pinos cônicos de fibra de vidro anatomizados ou não com resina fotoativável, cimentados em canais radiculares de dentes humanos. Foram selecionados trinta dentes incisivos centrais superiores com dimensões semelhantes e divididos em 3 grupos (n=10): PP - PFV pré-fabricado (Exacto, Angelus); PA - PFV anatomizado com resina composta fotoativável (Exacto + Resina Z250, 3M ESPE) e PF - PFV fresado (Fiber CAD - Post & Core, Angelus). Após a remoção das coroas, as raízes foram submetidas ao tratamento endodôntico e desobturação para preparo do pino em um espaço de 10mm. Para a confecção dos pinos CAD/CAM, os condutos foram escaneados por um scanner intraoral (Primescan AC, Sirona Dental) e a construção de um modelo 3D do pino foi realizado no software inLab CAD SW (Sirona Dental Systems). A fresagem foi realizada na fresadora CEREC MC XL (Dentsply Sirona). Todos os pinos foram cimentados nos condutos com um cimento resinoso autoadesivo dual RelyX U200 (3M, Oral Care). As raízes foram seccionadas transversalmente em terços cervical, médio e apical, utilizando-se uma cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 1000). A avaliação de resistência de união foi realizada através do teste de microcisalhamento por extrusão (push-out) em uma máquina de ensaios universais (Instron) nos três terços de cada grupo após 24 horas de armazenamento. A conversão da força de Newton (N) para MPascal (MPa) foi realizada através da razão entre a força (N) e a área. A análise do padrão de fratura foi realizada com auxílio de uma lupa estereoscópica (LEICA MZ75) com aumento de 4x, determinando-se a seguinte classificação para os espécimes: AD – adesiva entre dentina e cimento; AP – adesiva entre pino e cimento; M – falha mista (AD + AP). Os dados de resistência de união foram submetidos à Análise de Variância de dois fatores e teste de Tukey post-hoc ($\alpha=0.05$). Os resultados demonstraram que o grupo PA obteve maior média de resistência de união quando comparado aos outros dois grupos, em todos os terços ($p<0,001$), não diferindo estatisticamente apenas do

grupo PP na região cervical ($p > 0.9999$). O grupo PF obteve menores resultados de resistência de união, diferindo estatisticamente em todos os terços do grupo pino anatomizado e apenas no terço cervical do grupo pino pré-fabricado, porém gerou menor quantidade de falhas AP. Portanto, a resistência de união do pino de fibra fresado foi inferior à abordagem com pino anatomizado com resina.

Palavras-chave: Pino de fibra de vidro. Sistema CAD/CAM.

ABSTRACT

The use of fiberglass posts (FP) as root retainers is an alternative for the rehabilitation of teeth with large coronal destruction. FP made from CAD/CAM technology have a composition similar to conventional ones and arouse the interest of endodontists as a promising alternative, but little is known about their performance. The aim of this study was to evaluate the bond strength of a conical customized (or not) fiberglass posts with light-cured resin and milled fiberglass posts. Thirty maxillary human's central incisor teeth, with similar dimensions, were divided into 3 groups (n=10): PP - Prefabricated FP– (Exacto, Angelus); PA - anatomized FP with composite resin (Exacto + Z250 Resin, 3M ESPE) and PM - milled FP (Fiber CAD - Post & Core, Angelus). After removing the crowns, the roots were submitted to endodontic treatment and desobturation for post preparation in a space of 10mm. For the manufacture of fiberglass posts, the root canals were scanned by an intraoral scanner (Primescan AC, Sirona Dental Systems GmbH) and the construction of a 3D model of this post was performed by the inLab CAD SW software (Sirona Dental Systems). Milling posts were fabricated on a CEREC MC XL milling machine (Dentsply Sirona). The posts were cemented with a dual-cured self-adhesive resin cement RelyX U200 (3M Oral Care). The specimens were sectioned transversally in cervical, middle and apical thirds, by a precision cutter (Isomet 1000). The bond strength values were measured by the microshear test by extrusion (push-out) in a universal testing machine (Instron) of three thirds of each group after 24 hours of storage. Failure modes analysis was performed by a stereoscopic magnifying glass (LEICA MZ75) with 4x magnification. The classification of the specimens was: AD – adhesive between dentin and cement; AP – adhesive between post and cement; M – mixed failure (AD + AP). Means of bond strength were analyzed with two-way ANOVA and Tukey post-hoc test ($\alpha = 0.05$). The results show that PA group had a higher mean bond strength when compared to the other two groups, in all thirds ($p < 0.001$), excepted in the cervical region from group PP ($p > 0.9999$). Milled posts obtained lower bond strength results than customized post group in all thirds, with statistical significance, although they created a lower percentage of adhesive failure between post and cement. Therefore, the bond strength of the milled fiber post was lower than the approach with customized post.

Keywords: Fiberglass posts. CAD/CAM Systems.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 Retentores intrarradiculares	16
2.2 Pinos CAD/CAM	18
3 PROPOSIÇÃO	22
4 MATERIAL E MÉTODOS	23
4.1 Obtenção e padronização das amostras	23
4.2 Preparo das amostras	23
4.3 Divisão dos grupos experimentais	24
4.4 Escaneamento e fresagem	25
4.5 Cimentação	27
4.6 Preparo das amostras para o teste push-out	29
4.7 Teste de microcisalhamento por extrusão - Ensaio push-out	30
4.8 Análise do padrão de fratura	31
4.9 Análise da superfície por microscopia eletrônica de varredura	31
4.10 Análise estatística	31
5 RESULTADOS	32
5.1 Teste de microcisalhamento por extrusão (push-out)	32
5.2 Análise do padrão de fratura	34
5.3 Fotomicrografias em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Lupa estereoscópica	35
6 DISCUSSÃO	39
7 CONCLUSÃO	44
REFERÊNCIAS	45
ANEXOS	54
Anexo 1 – Relatório de Similaridade	54
Anexo 2 – Parecer Consubstanciado Comitê de Ética e Pesquisa	55

1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente geralmente apresentam grandes destruições coronárias resultantes de cáries, substituições de restaurações insatisfatórias, acesso endodôntico tradicionais, traumas e fraturas; fatores que reduzem a resistência dos dentes às forças mecânicas (Heydecke et al., 2001; Wu et al., 2007). Quando há ausência de paredes coronárias residuais, se torna recomendado o uso de pino intrarradicular como método de retenção para a reabilitação (Fernandes et al., 2003 e Schwartz e Robbins, 2004).

Dentre os retentores radiculares, os pinos pré-fabricados de fibra de vidro têm sido utilizados no auxílio do reestabelecimento da função, na proteção ao remanescente dental, no selamento coronário e na retenção do material restaurador impedindo possíveis infecções bacterianas secundárias (Wu et al., 1998; Hommez et al., 2002; Iglesia-Puig e Arellano-Cabornero, 2004; Mindiola et al., 2006;).

Os pinos de fibra de vidro se destacam principalmente por apresentarem módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina, translucidez natural e bons resultados estéticos (Goracci e Ferrari, 2011). Por conta das características de rigidez semelhante à dentina, os pinos de fibra de vidro absorvem as tensões geradas pelas forças mastigatórias e protegem o remanescente radicular. Assim, reduzem os riscos de fraturas radiculares verticais, pois possibilitam a construção de uma unidade mecanicamente homogênea (Asmussen et al., 1998.), além de permitir instalação imediata.

Para a fixação dos pinos intrarradulares é necessária a utilização de materiais resinosos, em virtude da sua natureza química baseada em fibras de vidro cobertas por resina epóxi (Goracci et al., 2007). Os cimentos resinosos são os materiais mais utilizados para cimentação de pinos intrarradulares devido a características como: baixa sorção e solubilidade, eficiente união aos tecidos dentários e estruturas protéticas e excelentes propriedades mecânicas (Bandéca et al., 2015; Manso et al., 2011; Meyer et al., 1998). Esses cimentos podem ser classificados quanto ao seu modo de ativação, isto é, química, física (fotoativação) ou duplamente ativados e pelo seu modo de união à dentina o qual implica na utilização prévia de um adesivo ou não (Chang et al., 2013; Hofmann et al., 2001).

A cimentação dos retentores intrarradiculares é um procedimento desafiador devido às características anatômicas do canal e dentina radicular e também do material de união entre pino, cimento e dentina (Goracci et al., 2004 e Tay et al., 2005). Vários fatores contribuem para que a cimentação seja crítica, entre eles: fator de contração de polimerização do cimento resinoso (Braga et al., 2002), o fato de que o canal radicular não permite o devido acesso da luz durante a polimerização do cimento resinoso e por isso podem causar falha na conversão dos monômeros resinosos durante a cimentação (Foxton et al., 2003). Além disso, agentes irrigantes do tratamento endodôntico podem prejudicar a adesão com materiais resinosos, como por exemplo o hipoclorito de sódio, ácido etilenodiamino tetra-acético (EDTA) e ácido cítrico (Sim et al., 2001 e Eldeniz et al., 2005). A clorexidina por outro lado, não afeta essa adesão (Perdigão et al., 1994).

Dessa forma, para a cimentação de pinos de fibra de vidro, utiliza-se os cimentos duplamente ativados (dual) para aliar a fotoativação com a ativação química, já que a luz do fotopolimerizador apresenta dificuldade de alcance nas regiões mais apicais. Segundo Hayashi et al., 2008, a dificuldade em conseguir alta resistência de união deve-se à polimerização incompleta de sistemas adesivos fotopolimerizáveis no terço mais apical, podendo esta ser minimizada utilizando materiais de dupla ativação.

Outro aspecto importante do sistema de retenção a ser levado em consideração é a anatomia radicular. Canais amplos acabam gerando uma camada mais espessa de cimento resinoso, que acabam não sendo suficientemente resistentes às forças oclusais (Grandini et al., 2005(a)). Por isso, sugere-se que reembasamento do retentor intrarradicular com resina composta possa evitar essa ampla linha de cimento resinoso, agregando ainda suas boas propriedades mecânicas ao pino de fibra de vidro (Aksornmuang et al., 2004).

Recentemente, foi lançado um material para confecção de retentores intrarradiculares, que almeja ajuste preciso no conduto. O Fiber Cad- Post & Core (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, Brasil), são blocos em fibras de vidro para confecção de núcleos anatômicos e estéticos em uma fresadora CAD/CAM. De acordo com a bula do material, são compostos por 75-80% de fibras de vidro no sentido unidirecional e 20-25% de Resina Epóxi.

Dentre as potenciais vantagens citadas pelo fabricante estão: estética, confecção de próteses metal-free sem necessidade de opacificação do núcleo; resistência, pois suporta forças mecânicas próximas a 1.000 MPa; retentividade, devido a seu posicionamento anatômico no conduto, o que garante alta adesão do núcleo; Segurança, pois seu módulo de elasticidade similar à dentina que minimiza riscos de fratura da raiz; simplicidade técnica; processo de confecção universal; cimentação facilitada com utilização de cimentos adesivos ou fosfato de zinco e ajustes de fácil realização.

Além das vantagens do material, o bloco de fibra de vidro permite ao dentista preparar as peças protéticas dentro do seu próprio consultório através de um scanner intraoral, uma fresadora ou impressora 3D. Esse fluxo digital é chamado de Chairside. Outros pinos de fibra de vidro CAD/CAM já foram estudados (Moustapha et al., 2019 e 2018; Ruschel et al., 2018), porém são todos do fluxo labside, isto é, necessitam de uma etapa de escaneamento do modelo analógico.

Alguns estudos avaliaram o desempenho de pinos de fibra de vidro CAD/CAM frente a forças mecânicas avaliando resistência a fratura, adaptação marginal e resistência a tração (Bankoğlu Güngör et al., 2017; Pang et al., 2018; Ruschel et al., 2018, Moustapha et al., 2019 e Guimarães et al. 2022. Nenhum estudo avaliou a resistência de união frente ao microcisalhamento desse material confeccionado por escaneamento direto. Portanto, o objetivo deste trabalho será avaliar a resistência de união do pino anatômico Fiber Cad– Post & Core e comparar os resultados nos grupos com pino cônico de fibra de vidro convencional anatomizado ou não com resina composta fotoativável.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Retentores intrarradiculares

A finalidade principal de retentores radiculares na endodontia é a reposição de estrutura dental perdida que facilite o suporte e retenção da coroa. A utilização de retentores nas raízes de dentes danificados é empregada há tempos. Relatos indicam que essas restaurações foram utilizadas no início de 1728 por Pierre Fauchard e em 1746, Claude Mouton publicou o desenho da coroa de ouro com uma haste de ouro fixada na raiz (Smith et al., 1998).

Alguns materiais são utilizados como retentores intrarradiculares, entre eles os núcleos metálicos fundidos e os pinos pré-fabricados. Os núcleos metálicos fundidos são feitos com metais ou ligas metálicas como ouro, titânio, níquel-cromo, prata-paládio e cobre-alumínio e são formados uma porção intrarradicular e uma porção coronária (Mankar et al., 2012). Podem ser confeccionados utilizando a técnica direta com um padrão de resina acrílica ou indireta com o auxílio de impressões elastoméricas do conduto preparado e ambas necessitam de uma etapa laboratorial chamada de fundição (Kiat-amnuay et al., 1999). Apesar da sua resistência e adaptação ao conduto, possuem algumas desvantagens como: tempo clínico elevado, módulo de elasticidade elevado, maior transmissão de estresse à estrutura dental e estética desfavorável, além de produzirem falhas catastróficas em dentes (Assif e Gorfil 1994; Cormier et al., 2001; Rosenstiel et al., 1998; Schwartz e Robbins 2004).

Pinos não metálicos feitos de fibras reforçadas foram combinados com compostos resistentes, como carbono, fibra de vidro, quartzo ou polietileno à matriz de resina (Freedman 1996). Os primeiros pinos desse tipo foram pinos de fibra de carbono, os quais posteriormente foram cobertos com fibras de quartzo para aumentar a estética (Duret et al., 1990).

Plotino e colaboradores em 2006, avaliaram o módulo flexural e resistência à flexão de diferentes tipos de pino endodônticos em comparação com a dentina radicular humana. Foram utilizados pinos de fibras de carbono, fibras de sílica e zircônia, fibras de vidro de zircônia, de ouro fundido, de aço inoxidável, de titânio e barras de dentina. Para cada tipo de pino, 10 espécimes foram confeccionados para

o teste de flexão em três pontos. Os resultados apontam que os pinos de fibra reforçados por compósito apresentaram um módulo de elasticidade mais semelhante à dentina. Também, os pinos metálicos possuíram maiores diferenças para o módulo de flexão quando comparado à dentina.

Os pinos de fibra de vidro foram introduzidos por Goldberg e Burstone, em 1992. Em seu estudo, foi avaliado a microestrutura em microscopia eletrônica de varredura e as propriedades flexurais e os resultados foram comparados com trabalhos anteriores. O pino de fibra de vidro testado continha 43-45 % volume de fibra, enquanto comparados com seus antecedentes, os quais possuíam 5-15% de volume. A resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram aproximadamente 565 MPa e 20 GPa, respectivamente. Devido a essas propriedades, o pino de fibra de vidro se mostrou um material compatível para restaurações intrarradiculares.

Apesar dos trabalhos apresentarem bom desempenho mecânico do pino de fibra de vidro, pinos pré-fabricados têm a desvantagem de nem sempre se adaptarem ao formato e diâmetro dos canais radiculares, um aspecto importante para dentes com canais radiculares espaçosos ou frágeis (Gomes et al., 2016; Mirmohammadi et al., 2013).

Rocha e colaboradores em 2017 avaliaram o efeito da anatomização dos pinos de fibra de vidro na resistência de união a um cimento resinoso autoadesivo. Os pinos (n=12) foram preparados seguindo a limpeza da superfície com álcool e aplicação de silano por 1 minuto. Metade dos pinos foram customizados da seguinte forma: colocação de resina composta translúcida (CT, Filtek Z350 XT, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) no pino e o conjunto pino/resina inserido no canal radicular previamente isolado com gel hidrossolúvel; fotopolimerização por 5 segundos; remoção e fotopolimerização por mais 40 segundos. Após a cimentação, as raízes foram seccionadas em três cortes (cervical, médio e apical), e fotografadas com câmera digital acoplada a lupa estereomicroscópica para avaliação da linha de cimentação pino/resina/cimento/dentina e foram submetidas ao teste de microcisalhamento por extrusão (push-out). Os resultados apontaram que o grupo customizado teve menores áreas de bolhas na cimentação do que o grupo não customizado. Além disso, as médias de resistência de união (MPa) foram maiores no grupo anatomizado para todos os terços avaliados. Concluiu-se que a anatomização

do pino de fibra de vidro é uma prática interessante para aumentar a resistência de união e obter uma camada de cimento mais uniforme.

Além de estudos *in vitro* que corroboram a eficácia do pino de fibra de vidro, estudos avaliaram a performance desse material em pacientes. Por exemplo, Naumann e colaboradores em 2005, observaram a longevidade de restaurações com pino de fibra de vidro durante dois anos em um estudo observacional clínico. Cento e cinco pinos foram cimentados em 83 pacientes da clínica odontológica de Charité, Universidade de Berlin, Alemanha, no período de 2000 a 2001, que necessitavam de restaurações em dentes tratados endodonticamente e não possuíam tecido duro de suporte para restauração adesiva de resina. Dois tipos de pinos de fibra de vidro foram utilizados, um de formato paralelo com configuração de superfície serrilhada (FibreKorw, Jeneric Petroni, EUA) em três tamanhos (diâmetro 1,0, 1,25 e 1,5 mm) e outro de formato cônico e liso (Luscent Anchorsw, Dentatus, Suécia) foi usado nos mesmos tamanhos. Para cimentação foi utilizado o sistema adesivo EBSw-Multi (3M ESPE, Alemanha) e o cimento resinoso dual Compolutew (3M ESPE, Alemanha). Todos os procedimentos de cimentação dos pinos e reconstruções dos núcleos foram realizadas por um único operador e as restaurações finais foram feitas por estudantes de odontologia da clínica odontológica da mesma universidade, dentro de três meses após a colocação do pino. Como resultado desse trabalho, temos que 3,8% das restaurações falharam após 12 meses e 11,4% após 24 meses e não houve diferenças significativas na frequência de falhas entre os dois tipos de pino após 1 ou 2 anos.

2.2 Pinos CAD/CAM

A tecnologia computadorizada tem sido usada para auxiliar na fabricação de coroas unitárias, próteses parciais fixas, parciais removíveis e próteses totais (Belli et al., 2016; Bilgin et al., 2016; Miyazaki et al., 2009). Essa tecnologia oferece várias vantagens, incluindo maior precisão, uma padronização de procedimento de fabricação, uma maneira mais fácil e rápida de fabricar restaurações em maior capacidade e meios eficientes de controle de qualidade (Uzun. G, 2008).

A sigla CAD/CAM (computer-aided design/ computer-aided manufacturing) refere-se à tecnologia que combina o uso de scanners e usinagem para planejar e desenvolver produtos através do uso de computadores. CAD, que em português significa "desenho assistido por computador", utiliza um scanner para transportar uma estrutura tridimensional a um software de computador e CAM - manufatura assistida por computador - reproduz essas estruturas em um material através da usinagem (Li et al., 2015).

O uso da tecnologia CAD/CAM na fabricação de pinos e núcleos foi elaborado pela primeira vez em 2007 por Awad e Marghalani. Nesse relato clínico, foi realizado um pino com núcleo formando uma só peça ("post and core"), com um bloco de policristais de zircônia (Y-TZP). Para isso, os autores utilizaram a técnica da moldagem direta com resina acrílica autopolimerizável para moldar a anatomia interna do canal e esse modelo foi escaneado para a fresagem de um pino de zircônia.

Liu e colaboradores em 2010 publicaram um relato clínico que descreve o procedimento para restauração de um dente anterior destruído a partir de um pino e núcleo de fibra de vidro de peça única utilizando o sistema CAD/CAM. O bloco de fibra de vidro descrito pelos autores é feito de uma matriz de polímero epóxi apropriada para moagem, pois as fibras permanecem juntas durante o processo de moagem. O conduto foi moldado pela técnica indireta utilizando silicone por adição para aquisição de um modelo em gesso tipo IV e posteriormente confeccionado um padrão de cera. O padrão de cera foi digitalizado com um scanner tridimensional e os dados foram processados usando o software CAD/CAM para geração de um modelo 3D do pino e núcleo. O bloco foi fresado em uma fresadora VMC 850s; She Hong Industrial Co, Ltd, Taichung, Taiwan. Após a polimerização do cimento resinoso, o dente recebeu uma coroa cerâmica. Os autores fizeram a preservação após 1 ano e verificaram por meio de radiografia que o pino de fibra e o núcleo permaneceram bem adaptados ao espaço intrarradicular.

Trabalhos *in vitro* envolvendo pinos CAD/CAM também foram desenvolvidos com diferentes materiais e metodologias. Bankoğlu Güngör em 2017 comparou a resistência à fratura e os padrões de fratura de endocrowns, pinos de zircônia CAD/CAM e por pinos de fibra frente a uma força palatina. Para a confecção dos pinos CAD/CAM e endocrowns, os autores moldaram o conduto radicular com um

pino de fibra de vidro embebido com silicão de moldagem e esse conjunto foi escaneado com um scanner extraoral (inEosX, Sirona). O modelo 3D foi desenhado no software CEREC inLab CAD SW (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, NC). Os grupos do estudo foram: pino de zircônia restaurado coroa de resina nano híbrida ou dissilicato de lítio; pino de fibra de vidro pré-fabricado restaurado com coroa de resina nanohíbrida ou dissilicato de lítio e endocrowns de resina nanohíbrida e dissilicato de lítio. Blocos de zircônia e resina nanohíbrida foram utilizados para fresagem com a unidade CEREC MC XL (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, NC). Os resultados de resistência à fratura não foram estatisticamente diferentes para os grupos. No entanto, ao avaliar os padrões de fraturas, observa-se que restaurações endocrowns geraram falhas catastróficas na estrutura dental, enquanto para os grupos dos pinos geraram fratura da restauração com ou sem deslocamento do pino do canal radicular.

Nesse mesmo sentido, Pang e colaboradores em 2018 compararam a resistência à fratura e padrões de fraturas, *in vitro*, de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro CAD/CAM post and core, pino de fibra de fibra de vidro pré-fabricado anatomizados com resina e pinos post and core de liga de ouro fundido. Foi realizado um teste mecânico com a aplicação de uma força oblíqua a 45 graus do longo eixo do dente. Para o grupo restaurado com pinos de fibra de vidro CAD/CAM, nenhuma falha de restauração foi encontrada após 300.000 cargas cíclicas, nenhum afrouxamento foi encontrado na coroa dos espécimes; e também não havia linha de fratura na superfície da raiz. Além disso, esse grupo obteve maior frequência nas fraturas irreparáveis, enquanto os outros dois grupos sofreram mais fraturas irreparáveis e catastróficas. Os valores de resistência à fratura do pino CAD/CAM foram superiores aos do pino de fibra de vidro pré-fabricado e não diferiram com os do grupo de liga de ouro. Esses resultados demonstram que, em comparação com os tratamentos tradicionais, a restauração de núcleo e pino de fibra de vidro integrada CAD/CAM aumenta significativamente a resistência à fratura de canais radiculares dilatados.

No mesmo ano, Ruschel e colaboradores avaliaram as propriedades mecânicas, padrão de fratura, morfologia superficial e rugosidade de pinos de fibra de vidro CAD/CAM. Para isso, um pino de fibra de vidro pré-fabricado foi escaneado e a partir do modelo 3D desse material foi fresado um pino de fibra de vidro CAD/CAM com angulação de 21 graus ou no sentido horizontal. O disco utilizado para o processo

de fresagem labside é composto por fibras de vidro multidirecionais e uma matriz de resina epóxi. A Resistência à flexão foi maior para o pino pré-fabricado ($900,1 \pm 30,4$ MPa), seguido do pino fresado diagonal ($357,2 \pm 30,7$ MPa), e a menor resistência foi encontrada para o pino fresado vertical ($101,8 \pm 4,3$ MPa). O módulo de flexão também foi maior para o pino pré-fabricado ($19,3 \pm 2,0$ GPa), seguido do pino fresado vertical ($10,1 \pm 1,9$ GPa) e do pino fresado diagonal ($7,8 \pm 1,3$ GPa). Em relação a rugosidade, o pino de fibra de vidro pré-fabricado obteve uma menor rugosidade superficial quando comparado aos pinos CAD/CAM e a direção das fibras não interferiu nessa avaliação. Em relação ao padrão de fratura, os pinos pré-fabricados apresentaram deformação, resultando em desprendimento de fibras da matriz de resina epóxi e fibras fraturadas em diferentes alturas. O pino fresado diagonal apresentou fraturas diagonais, enquanto o pino fresado vertical apresentou fraturas transversais em resposta ao sentido de orientação/distribuição da fibra de vidro na matriz de resina epóxi.

Em 2019, Moustapha e colaboradores avaliaram a adaptação marginal e o ajuste interno de pinos de fibra de vidro post and core CAD/CAM com três diferentes modos de digitalização do espaço intrarradicular através de microtomografia computadorizada (uCT). Três métodos diferentes de digitalização foram usados ($n = 10$): um scanner intraoral (IOS; 3Shape) foi utilizado para digitalizar diretamente o espaço do pino e um scanner de laboratório para digitalizar indiretamente um padrão de resina (técnica direta de moldagem) e a impressão de silicone do espaço do pino. A profundidade do preparo radicular era de 10mm. Para a fresagem, foi determinado uma linha de cimentação de $80 \mu\text{m}$. Após análises de uCT, os autores concluíram que o fluxo digital completo, isto é, o escaneamento direto do conduto, apresentou melhor adaptação dos pinos quando comparado a digitalização do padrão de resina ou impressão de silicona. Também, o espaço de cimento de pino de $80 \mu\text{m}$ foi suficiente para o assentamento completo de pinos de fibra fabricados por CAD/CAM.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência de união de três tipos de retentores intrarradiculares, pino cônico de fibra de vidro pré-fabricado, pino de fibra de vidro pré-fabricado reembasado com resina fotopolimerizável e pino fresado a partir de um bloco de fibra de vidro CAD/CAM, cimentados em canais radiculares com o cimento resinoso autoadesivo dual.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção e padronização das amostras

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (CEP-FOP). Protocolo CAAE: 62747822.5.0000.5418.

Inicialmente foram selecionados 36 incisivos centrais superiores humanos recém extraídos com dimensões semelhantes, os quais foram armazenados em timol 0,2% em temperatura controlada. Para a padronização das raízes, foram feitas medidas dos maiores diâmetros vestibulo-lingual (V-L) e méso-distal (M-D) com um paquímetro digital e o valor médio para cada raiz foi dado a partir da fórmula: Valor médio = [(V-L) + (M-D)] / 2. A partir disso, foi realizado a média dos valores médios e selecionados 30 raízes que mais se aproximaram desse valor para a quantidade de estrutura dental remanescente não interferir nos resultados. Não foram utilizados dentes com fratura radicular, curvaturas acentuadas e ápices malformados.

4.2 Preparo das amostras

Os dentes foram submetidos à limpeza da superfície radicular com a utilização de uma cureta do tipo Gracey 1-2 (Schobell Industrial Ltda, Rio Claro, São Paulo, Brasil). As coroas anatômicas foram removidas na linha amelocementária, perpendicular ao longo eixo do dente, através do uso de uma Cortadora Metalográfica de Precisão (Isomet 1000; Buehler Co). O comprimento padronizado foi de 14mm, conferidas com um paquímetro digital (Vonder, Curitiba, PR, Brasil).

Em seguida, foram submetidas ao tratamento endodôntico, seguindo os conceitos da técnica coroa-ápice. Com o auxílio de uma lima manual #15 do tipo K (Kendo, VDW GmbH, Munique, Alemanha), foi realizada a exploração inicial do canal radicular até 2 mm aquém do comprimento aparente do dente (CAD). Foi realizado a primeira fase do tratamento com uma lima Reciproc R40 (VDW, Munique, Alemanha) nos terços cervical e médio, acoplada ao motor endodôntico VDW Silver (VDW GmbH, Munique, Alemanha) com o movimento reciprocante. Após primeira fase, a patência foi conferida visualmente com o auxílio de uma lima manual #15 do tipo K, até a

passagem e visualização da ponta do instrumento pelo forame e assim, foi determinado o comprimento real do dente (CRD). O limite de trabalho será 1mm além do CRD, obtendo dessa forma, um diâmetro apical final semelhante a uma lima tipo K #50.

A cada troca de instrumento foram feitas minuciosas lavagens com cloreto de sódio (NaCl) 0,9%, a fim de remover restos dentários e smear layer. A substância química auxiliar empregada durante o preparo químico mecânico foi a Clorexidina 2% gel (Drogal, Piracicaba, São Paulo, Brasil).

Após o preparo, cones de guta-percha (Odous de Deus, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil) do tipo Medium foram calibrados, modelados e travados a 2mm aquém do comprimento real do dente. Para a secagem dos canais radiculares, foi utilizado as pontas de sucção Capillary tips (Ultradent, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) acopladas aos sugadores endodônticos Luer Vacuum Adapter (Ultradent, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) e pontas de papel absorvente do tipo Medium (Tanari, Manaus, Amazonas, Brasil) devidamente calibradas. A obturação foi realizada com um cone único de guta percha e cimento endodôntico AHplus Jet (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, Alemanha) e as amostras foram armazenadas durante 24 horas a 37° Celsius.

O corte da guta percha foi realizado na altura de CRD-4mm com o auxílio do termocompactor Touch 'n heat (Sybron Endo, Cidade do México, México). O preparo do espaço para o pino foi realizado na mesma medida, com o auxílio da broca de Gates Glidden de número 2 (VDW GmbH, Munique, Alemanha) acopladas ao motor de baixa rotação e foi concluído após o preparo com a broca do kit Whitepost DC #2 (FGM, Joinville, Santa Catarina). Nesse momento, foi feita a prova de adaptação do pino PFV Whitepost DC #2 (FGM, Joinville, Santa Catarina) no conduto (10mm).

4.3 Divisão dos grupos experimentais

As raízes foram divididas, aleatoriamente, em 3 grupos (n=10), de acordo com o tipo de retentor intrarradicular a ser cimentado: 1) Pino de fibra de vidro pré-

fabricado Exacto nº2, 2) Pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto nº2 reembasado com resina fotopolimerizável ou 3) Pino de fibra de vidro fresado a partir de um bloco CAD/CAM.

4.4 Escaneamento e fresagem

Após o preparo para o pino, as raízes que receberam os pinos fresados tiveram seus condutos escaneados com o scanner intraoral CEREC Primescan (Dentsply Sirona). Para isso, as raízes foram colocadas no alvéolo do dente 11 na arcada superior de um manequim de silicone (P-Oclusal Prod. Odont. Ltda., Socorro, SP, Brasil) com dentes artificiais dos dentes 15 a 25 para cada escaneamento (Figura 1 – A). Durante o escaneamento, o manequim ficou apoiado em uma mesa plana de forma que não se movesse (Figura 1 – B) e ele ocorreu até que toda a superfície intrarradicular tivesse sido escaneada (Figura 1 – C, D e E). O modelo 3D foi gerado pelo software do próprio scanner e o preparo do conduto foi verificado visualmente para confirmar se havia falhas na malha. Se houvesse, um novo escaneamento era realizado.

Os pinos de fibra de vidro com o núcleo anatômico foram desenhados com o auxílio do software CEREC inLab CAD SW (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, NC). Para isso, o modelo recortado e (Figura 1 – F) entre os dentes 15 a 25 e ajustado em relação a sua posição no eixo e linha do maxilar. A margem do preparo foi definida de acordo com cada raiz, e o eixo de inserção estabelecido de tal modo que houvesse menor áreas retentivas intrarradiculares (Figura 1 - G). Os parâmetros da restauração foram estabelecidos de acordo com as orientações do fabricante do bloco CAD/CAM, isto é, seguindo às recomendações de fresagem para blocos de Vita CAD Temp ou Multi Color (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e mantendo a espessura de cimentação de 120 μ m. A espessura e a morfologia da parte externa do preparo foram dadas seguindo a anatomia dental (Figura 1 – H). O modelo final do pino (Figura 1 - I) foi exportado para o software CEREC inLab CAM (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, NC).

Neste software, o desenho do pino é posicionado automaticamente no eixo do bloco selecionado (VITA CAD Temp Multi Color). O posicionamento do sprue (parte

que conecta o pino e o bloco ao final da fresagem) foi ajustado para que ficasse inteiro na porção core do pino fresado. Os blocos Fiber CAD - Post & Core (FCS 85x40x22mm) foram fresados com fresas CEREC Shaper 25 RZ e CEREC Carbide Burs Finisher 10 na fresadora CEREC MC XL (Dentsply Sirona). Imagens do final da fresagem do bloco estão apresentadas na Figura 2.

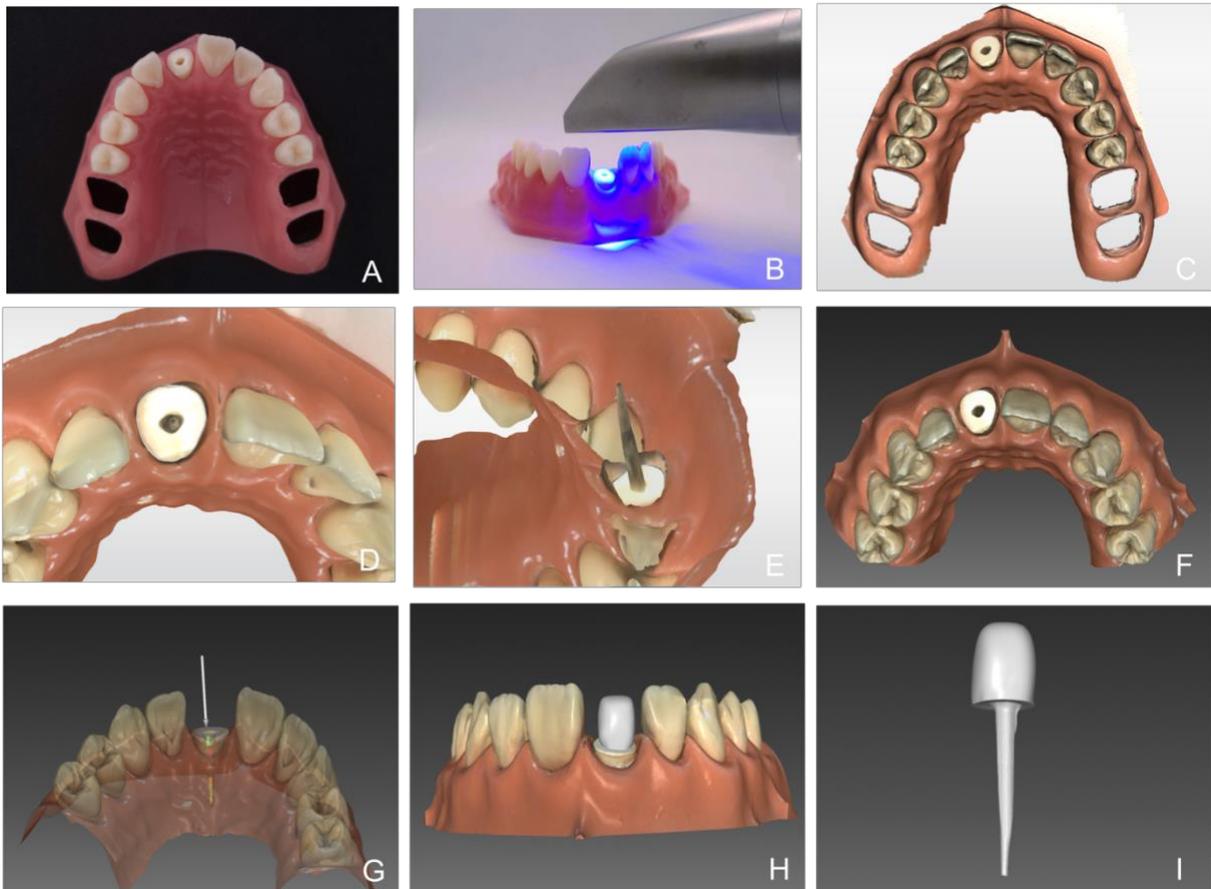


Figura 1 - Imagens representativas da metodologia utilizada para o escaneamento e desenho do pino. A: manequim de silicone com raiz dental no elemento 11; B: escaneamento com CEREC Primescan; C: Modelo gerado após escaneamento; D: Verificação do escaneamento intrarradicular; E: Verificação do modelo na região do conduto; F: Recorte do modelo no software inLab CAD SW; G: determinação do eixo de inserção; H: desenho da parte externa de acordo com a morfologia do preparo e I: Modelo final do pino para ser fresado.

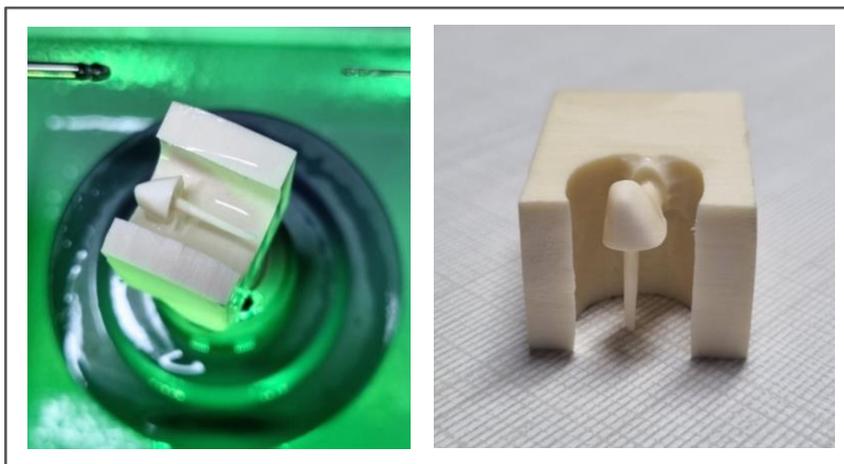


Figura 2 – Final da fresagem do bloco.

4.5 Cimentação

O preparo do conduto radicular prévio à cimentação dos pinos de fibra de vidro foi o mesmo para todos os grupos: 1) Lavagem com 5 ml de água destilada a fim de remover o máximo de detritos previamente à cimentação do pino, 2) secagem com cones de papel absorventes e jatos de ar.

Para o preparo dos pinos foi realizado: 1) limpeza do pino com álcool durante 10s com o auxílio de um microbrush e secagem com jatos de ar, 2) aplicação de uma camada de silano (Ultradent) por 1 minuto; 3) volatilização do silano com jato de ar leve durante 10s. Após o tratamento do pino, o grupo dos pinos anatomizados foram reembasados seguindo os passos de acordo com a Figura 3: adaptação da resina Z250 (3M ESPE) no pino, colocação do conjunto em posição no conduto radicular previamente preenchido com gel hidrossolúvel; remoção parcial para verificação da adaptação, fotoativação com LED (Valo Cordless - Ultradent) por 05 segundos, remoção do conjunto pino e resina do canal e fotoativação novamente durante 40 segundos; lavagem com água e aplicação de silano no conjunto inteiro por mais 1minuto. (Figura 3).

A cimentação foi realizada com cimento resinoso dual autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, St Paul, EUA) levado no conduto com o auxílio de uma seringa Centrix (Aplicador Precision - Maquira) e pontas descartáveis. A fotopolimerização do cimento resinoso foi realizada por uma luz de LED (Valo Cordless - Ultradent) durante

40 segundos por oclusal. Os tipos de materiais, nomes comerciais, composições químicas e fabricante dos materiais estão apresentados na Tabela 1.

Depois da cimentação, os espécimes foram armazenados em recipientes à prova de luz, à 37°C, por 24 horas. Radiografias periapicais foram realizadas utilizando uma placa de fósforo T2 Acteon com o tempo de exposição de 0,25 segundos afim de se verificar a adaptação dos pinos. Imagens das radiografias representativas de cada grupos se encontram na Figura 4.

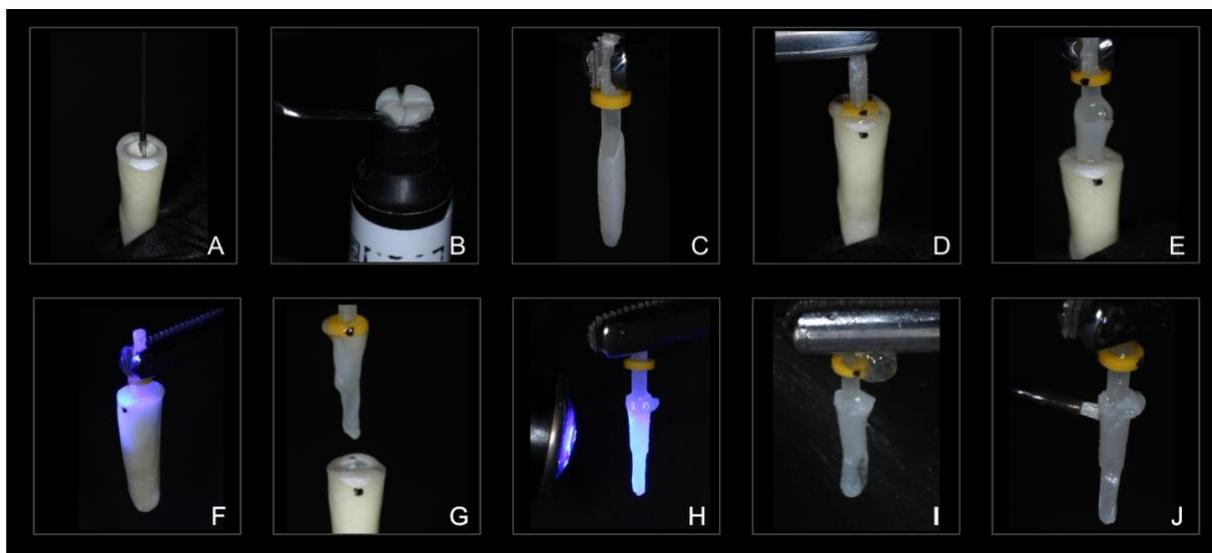


Figura 3 – Passos para confecção do pino anatomizado com resina. A: preenchimento do conduto com gel hidrossolúvel; B: Resina Z250; C: adaptação da resina no pino; D: colocação do conjunto em posição; E: remoção parcial para verificar adaptação; F: Fotoativação por 5s; G: remoção do conjunto pino e resina do canal; H: Fotoativação por 40s; I: lavagem com água e J: aplicação de silano.

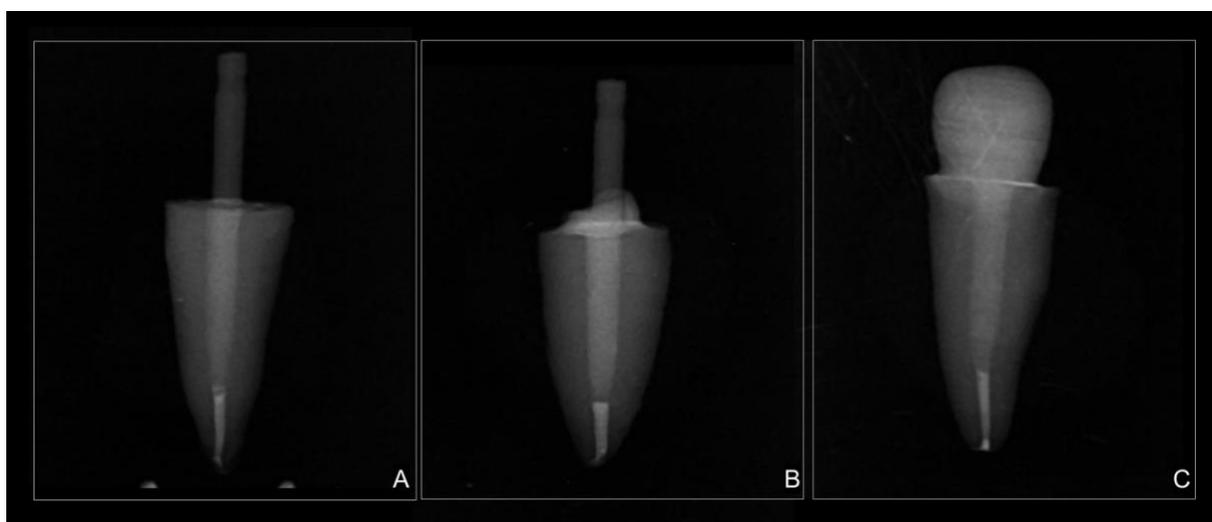


Figura 4 - Radiografias periapicais dos pinos cimentados A: pino pré-fabricado, B – pino anatomizado e C – pino fresado.

Tabela 1 – Tipo de material, nome comercial, composição química e fabricante dos materiais utilizados.

Material	Nome comercial	Composição química	Fabricante (cidade, estado, país)
Cimento resinoso dual	RelyX U200 “Clicker delivery system”	Base: Monômeros metacrilatos contendo grupos de ácidos fosfóricos, monômeros metacrilatos iniciadores, estabilizadores, aditivos reológicos Catalisador: Monômeros metacrilatos, cargas alcalinas, cargas silanizadas, componentes iniciadores, estabilizadores, pigmentos, aditivos reológicos. Cargas de Zircônia/sílica	3M Oral Care, St Paul, MN, EUA
Resina composta	Filtek Z250XT	Bis-GMA, Bis-EMA e UDMA, Partículas: sílica/zirconia Fotoiniciador	3M ESPE, St Paul, MN, EUA
Silano	Ultradent Silane	Silano silano pré-hidrolisado	Ultradent, South Jordan, UT, EUA
Pino de fibra de vidro pré-fabricado	Exacto n2	80% Fibra de vidro 20% Resina epóxi	Angelus Produtos Odontológicos, Londrina, PR, Brasil
Bloco de fibra de vidro	FIBER CAD Post and Core Cheirside A40	75-80% Fibra de vidro 20-25% Resina epóxi	Angelus Produtos Odontológicos, Londrina, PR, Brasil

GMA, bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate; Bis-EMA, ethoxylated bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate; UDMA, urethane dimethacrylate

4.6 Preparo das amostras para o teste push-out

As raízes de cada grupo foram fixadas em placas de acrílico com cola termoplástica, de forma que o longo eixo do pino ficasse paralelo à placa de fixação. As placas foram fixadas em cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, USA), e cortes paralelos entre si e perpendiculares ao longo eixo do pino foram realizados com auxílio de um disco diamantado (Extac Corp, Enfield, CT, USA), sob velocidade de 300 rpm e constante refrigeração. Duas 2 fatias de aproximadamente 1 mm de espessura foram obtidas, correspondendo a cada terço radicular (cervical, médio e apical), totalizando o corte de 6 fatias por raiz. Uma primeira secção a 0,5 mm da borda cervical foi feita e descartada em todas as raízes.

As espessuras das fatias foram mensuradas por um paquímetro digital e uma foto foi tirada na lupa estereoscópica (LEICA MZ75) no aumento de 4x da região cervical e apical de cada uma delas para a medir do raio da circunferência composta pelo conjunto pino e cimento resinoso através do software Image J versão 1.53t (National Institutes of Health, EUA). A Figura 5 representa um esquema da fatia do dente em que “h” equivale a altura, “R” ao raio cervical e “r” ao raio apical.

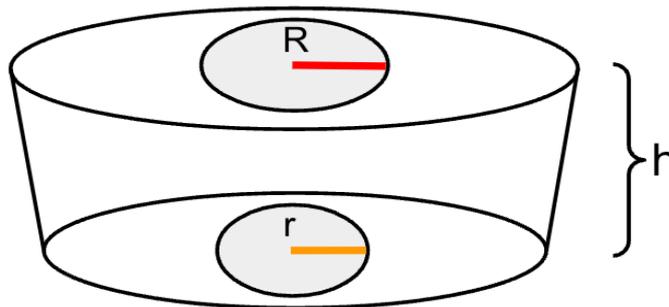


Figura 5 - Esquema da fatia do dente representando as medidas da altura (h) e dos raios (R e r).

4.7 Teste de microcisalhamento por extrusão - Ensaio push-out

Após 24 horas de armazenamento em estufa em 37° Celsius, as amostras foram colocadas em uma base metálica que apresenta um orifício com 3,0mm de diâmetro na região central, fixada à máquina de ensaio universal - Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil). As amostras foram posicionadas de modo que a porção referente ao pino ficasse posicionada na mesma direção do orifício, para que a carga fosse aplicada no sentido apical-coronal (com a região apical voltada para cima) até que o pino se deslocasse. Uma haste com ponta ativa de 0,5 mm foi fixada à célula de carga (500 N) e posicionada sobre o centro do pino e o ensaio de push-out foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min.

A máxima força de ruptura foi obtida em Newton (N) foi convertida para MPa dividindo a força aplicada pela área da superfície, a qual corresponde a lateral do tronco de um cone. Assim, a fórmula para área foi dada como:

$$SL = \pi (R + r) [(h^2 + (R - r)^2)^{0,5}]$$

Onde $\pi = 3,14$, R = raio coronal, r = raio apical, h = espessura da fatia.

4.8 Análise do padrão de fratura

A análise do padrão de fratura foi realizada com auxílio de uma lupa estereoscópica (LEICA MZ75) com aumento de 4x, determinando-se a seguinte classificação para os espécimes: AD – adesiva entre dentina e cimento; AP – adesiva entre pino e cimento; COP - coesiva em pino; COC – coesiva em cimento; COD-coesiva em dentina e M – falha mista: mais de um tipo de falhas acima. O critério para a classificação foi de que o tipo de falha predominante em pelo menos 1/3 da imagem seria escolhido para descrever a falha.

Após a classificação, alguns espécimes representativos dos tipos de fratura encontradas foram cobertos com uma camada de ouro-paládio no metalizador (Bal-Tec SCD050 Sputter Coater, São Paulo, Brasil) e observados em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (Jeol, JSM 5600LV – Scanning Electron Microscope, Japão) no modo elétrons secundários, com voltagem de 15kV e aumento de 35x.

4.9 Análise da superfície por microscopia eletrônica de varredura

A microestrutura de um pino de fibra de vidro pré-fabricado EXACTO (n=1) e d pino de fibra de vidro CAD/CAM (n=1) foi avaliada com MEV. Micrografias representativas de cada grupo foram obtidas em magnificações de 50x, 100x ,500x e1000x.

4.10 Análise estatística

A verificação da normalidade dos dados foi realizada através do teste Shapiro-Wilk, e os dados foram submetidos à Análise de Variância a dois critérios (ANOVA: two-way) e teste de Tukey post-hoc ($\alpha=0,05$).

5 RESULTADOS

5.1 Teste de microcisalhamento por extrusão (push-out)

O teste de Shapiro Wilk apontou distribuição normal dos resultados de resistência de união (cervical $p=0,07946$, médio $p=0,8591$ e apical $p=0,8088$), a qual está representada pela Figura 6. As médias e o desvio-padrão da resistência de união (MPa) dos pinos intrarradiculares de acordo com os grupos experimentais e terços avaliados estão apresentados na Tabela 2 e demonstrados no gráfico (Figura 7).

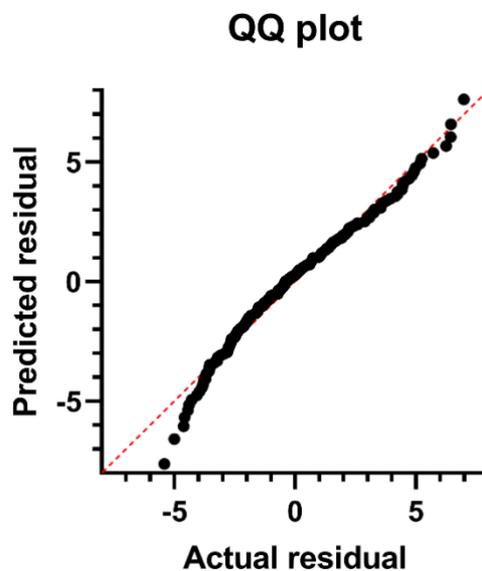


Figura 6 – Distribuição normal dos valores de resistência de união.

Tabela 2- Médias e desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) em função dos terços e dos grupos experimentais.

	Cervical (média \pm dp)	Médio (média \pm dp)	Apical (média \pm dp)
Pino pré-fabricado	10,57(\pm 3,13) Aa	6,10 (\pm 2,76) Bb	4,73 (\pm 1,67) Bb
Pino Anatomizado	10,81(\pm 2,30) Aab	12,11(\pm 2,64) Aa	9,15(\pm 3,40) Ab
Pino fresado	6,79(\pm 3,26) Ba	5,04(\pm 3,08) Ba	4,35(\pm 2,65) Ba

*Médias seguidas de letras diferentes indicam diferença estatística: letras minúsculas comparam os terços para o mesmo pino e letras maiúsculas comparam pinos para o mesmo terço ($p<0,05$). Os dados foram submetidos a ANOVA dois fatores, seguido de Tukey.

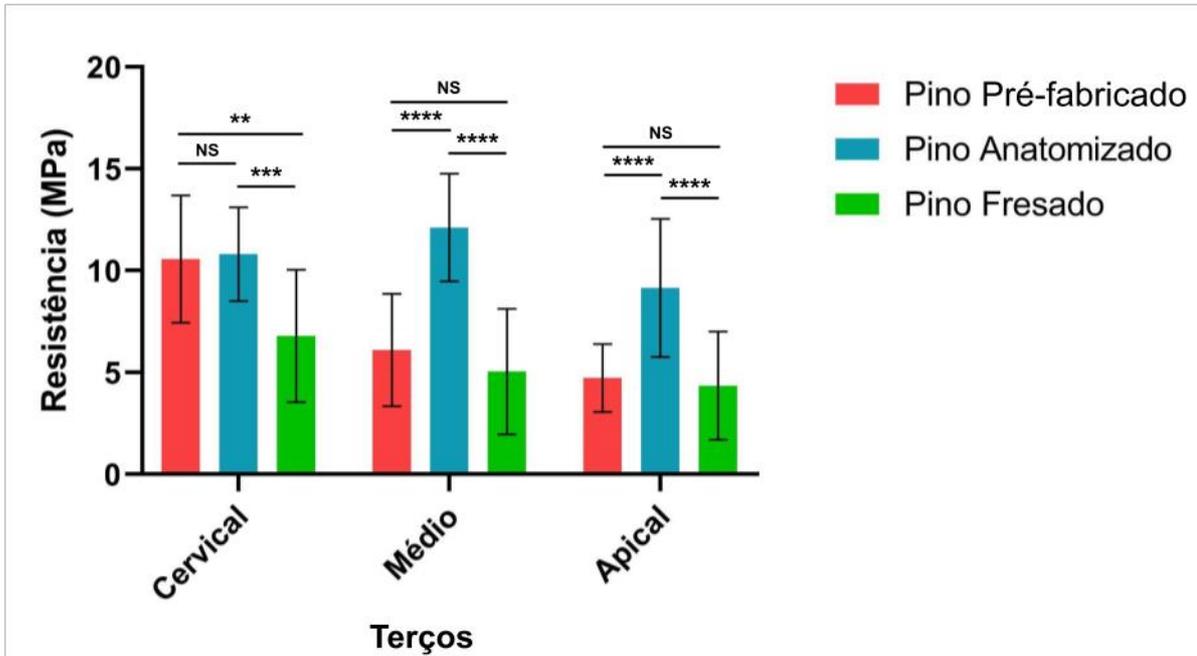


Figura 7 - Gráfico de média e desvio padrão da resistência de união (Mpa) em função dos grupos experimentais e dos terços. Os dados foram submetidos a ANOVA dois fatores, seguido de Tukey. NS não significativo ($p \geq 0,05$); ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$ e **** $p < 0,0001$.

A análise estatística demonstrou que os tipos de pino ($p < 0,0001$), os terços ($p < 0,0001$) e a interação ($P = 0,0001$) dos dois fatores afetam os resultados. No terço cervical, os valores de resistência de união dos grupos pinos pré-fabricado e anatomizado com resina foram estatisticamente maiores que o grupo pino fresado ($p = 0,0012$ e $p = 0,0004$, respectivamente) e não diferiram entre si ($p > 0,9999$). No terço médio, o pino anatomizado produziu maior resistência de união quando comparado ao pino pré-fabricado ($p < 0,0001$) e ao pino fresado ($p < 0,0001$), os quais não diferiram entre si ($p = 0,9583$). No terço apical o grupo do pino anatomizado com resina também produziu maior resistência de união quando comparado ao pino pré-fabricado ($p < 0,0001$) e ao fresado ($p < 0,0001$).

Quando avaliados os diferentes terços para a mesma modalidade de pino, o pino pré-fabricado obteve maior média de resistência de união no terço cervical quando comparado aos terços médio ($p < 0,0001$) e apical ($p < 0,0001$), e esses dois não diferiram entre si ($p = 0,8347$). No grupo pino anatomizado, o valor da resistência no terço médio foi maior que o terço apical ($p = 0,0282$), mas não teve diferença quando comparado ao terço cervical ($p = 0,8680$). Ainda, o terço cervical não diferiu do apical ($p = 0,6376$). Para o pino fresado, não houve diferença estatística entre os terços.

De acordo com a Figura 7, observa-se que há uma tendência na distribuição dos valores numéricos de resistência de união, apresentando maiores médias para região cervical, do que para região média e apical de cada grupo avaliado, exceto para o grupo anatomizado com resina.

5.2 Análise do padrão de fratura

Em relação ao padrão de fratura, pode-se observar na Figura 8 que houve uma predominância de falhas mistas (M) entre os pinos avaliados, sendo a maior concentração dessa falha nos terços apicais e médios. Embora a falha adesiva entre pino e cimento (AP) tenha tido baixa frequência entre os grupos, pode-se observar que o grupo do pino pré-fabricado apresentou maior concentração desse tipo de falha, enquanto o grupo do pino fresado não obteve falhas desse tipo. A falha adesiva entre cimento e dentina (AD) ocorreu em todos os grupos, com predominância no grupo do pino fresado. Falhas coesivas existiram, mas ou não foram predominantes para classificação, isto é, não atingiram 1/3 das falhas.

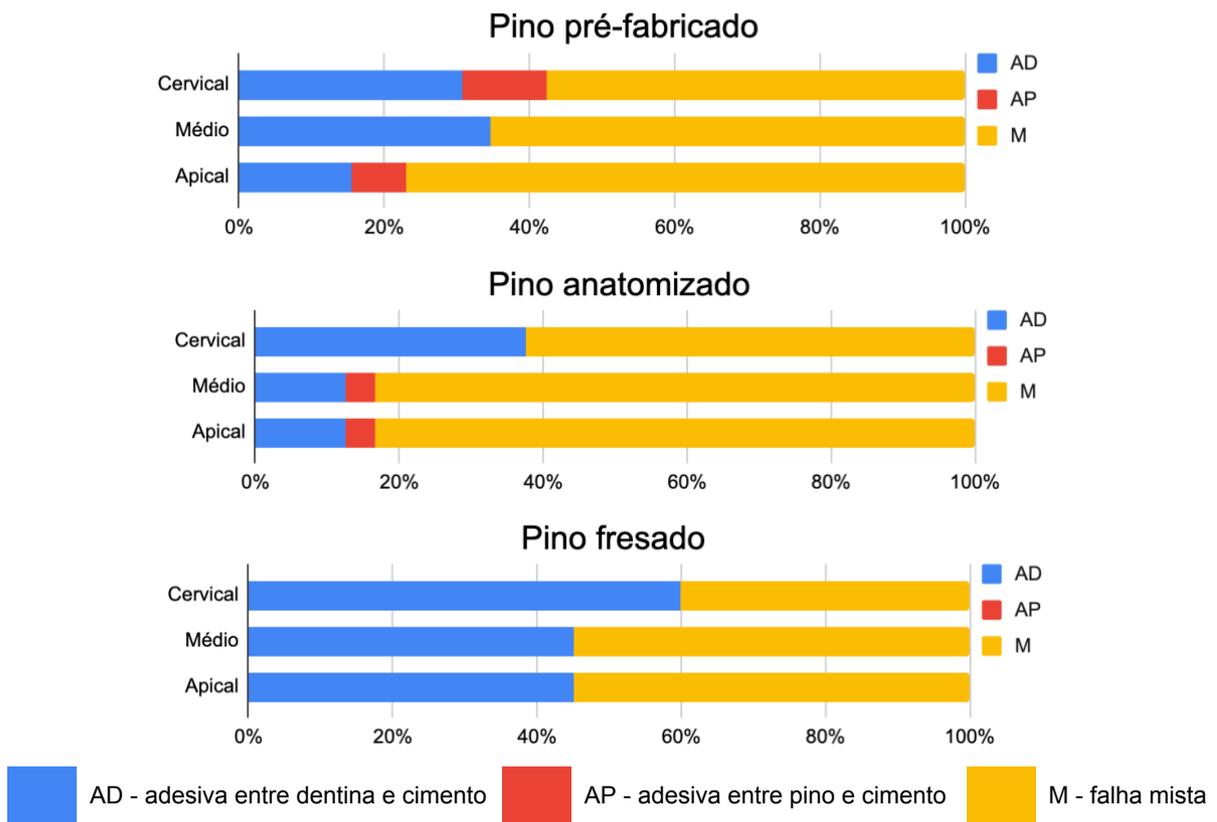


Figura 8 - Padrão de fratura de cada grupo experimental para cada terço avaliado.

5.3 Fotomicrografias em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Lupa estereoscópica

As imagens de MEV apresentadas na Figura 9 mostram a superfície do pino de fibra de vidro pré-fabricado e fresado nos aumentos de 50x, 100x e a direção das fibras de vidro desses pinos nos aumentos de 500x e 1000x. Pode-se observar a presença de fibras de vidro no sentido longitudinal do pino pré-fabricado e no sentido latitudinal no fresado. As imagens em aumentos de 500x e 1000x mostram com maior detalhe o posicionamento e quantidade das fibras em uma região da superfície dos pinos. Aparentemente, o pino pré-fabricado apresenta maior quantidade de fibras de vidro expostas quando comparado com o pino fresado e em ambos observam-se partículas de resina epóxi englobando as fibras.

A Figura 10 demonstra imagens de MEV do corte transversal em aumentos de 35x e 50x e também a região apical em aumentos de 50x e 100x de ambos os pinos. No corte transversal também é possível comparar o sentido das fibras de vidro. Além disso, verifica-se presença de defeitos na parte central do pino fresado nos aumentos x35 e x100. A região apical do pino fresado se mostra mais arredondada e irregular quando comparada ao pino pré-fabricado.

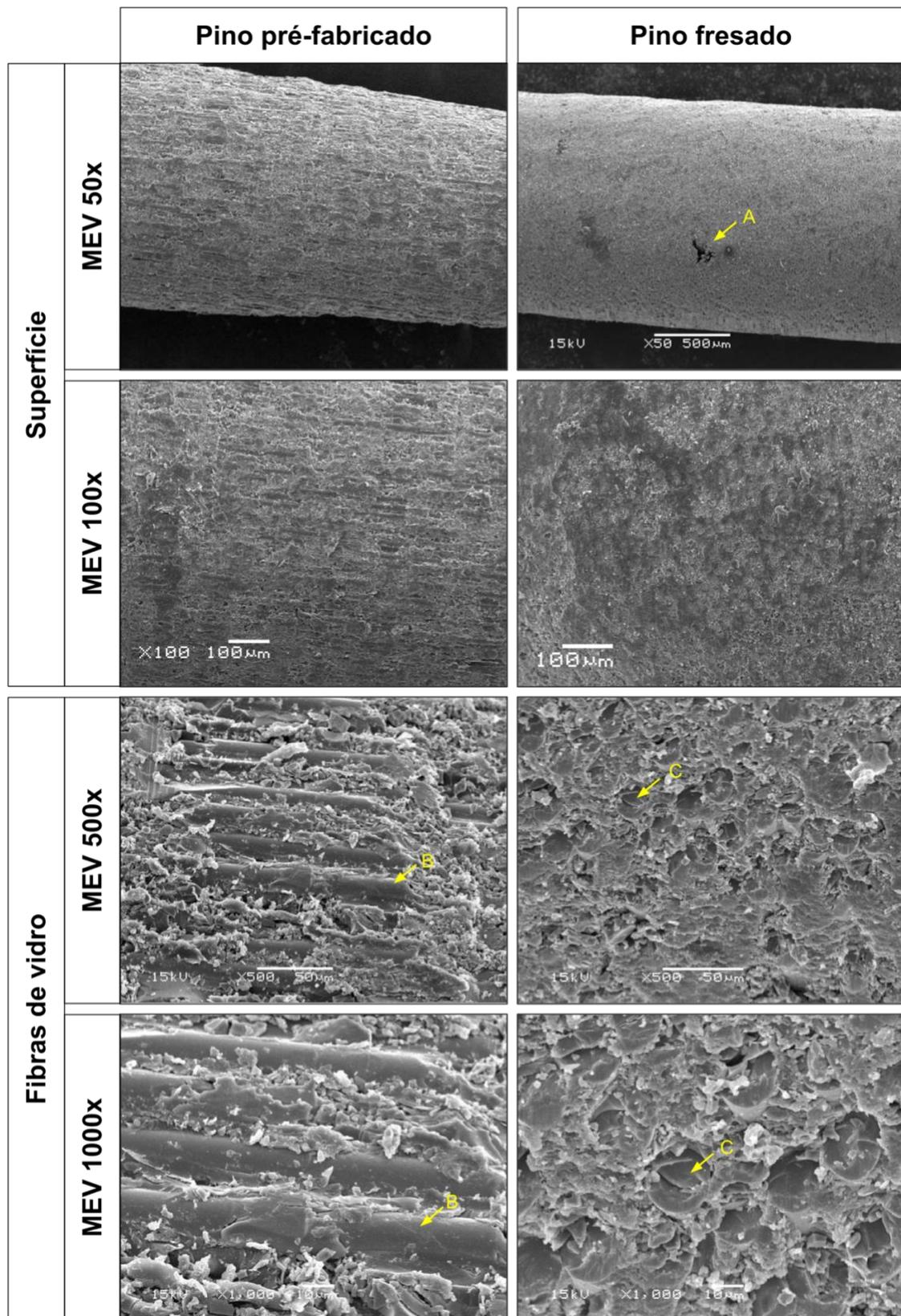


Figura 9 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) das superfícies dos pinos pré-fabricado (Exacto) fresado (Fiber CAD Post&Core) nos aumentos de 50x, 100x, 500x e 1000x. A: defeito na superfície do pino fresado; B: fibras de vidro no sentido do longo eixo do pino e C: fibras de vidro no sentido transversal ao longo eixo do pino

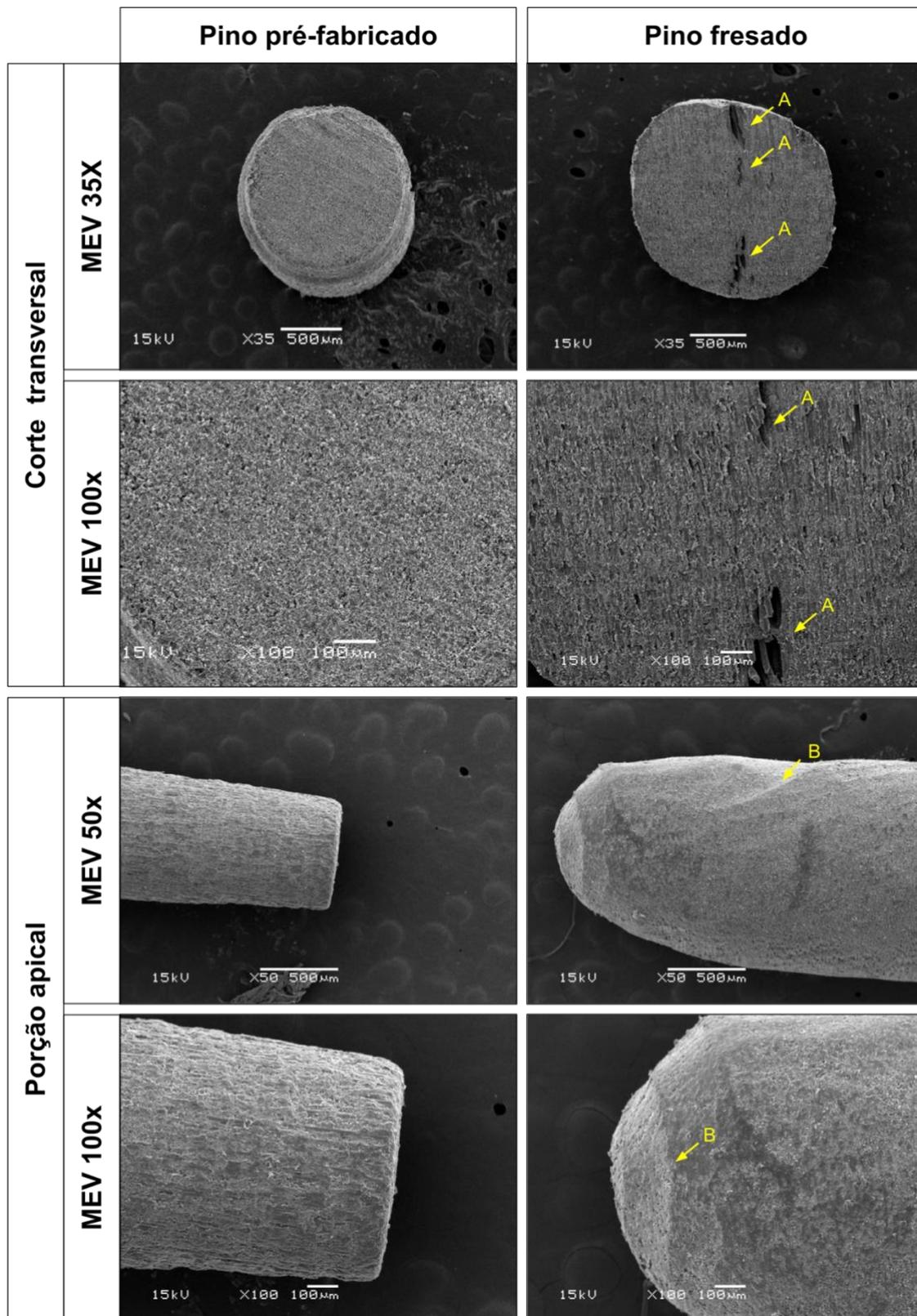


Figura 10 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) das superfícies dos pinos pré-fabricado (Exacto) e fresado (Fiber CAD Post&Core) em corte transversal e da porção apical nos aumentos de 35x, 100x, 50x e 100x, respectivamente. A: defeito no centro do pino fresado e B: marcas da broca durante a fresagem.

Imagens representativas dos padrões de fratura estão representadas na Figura 11.

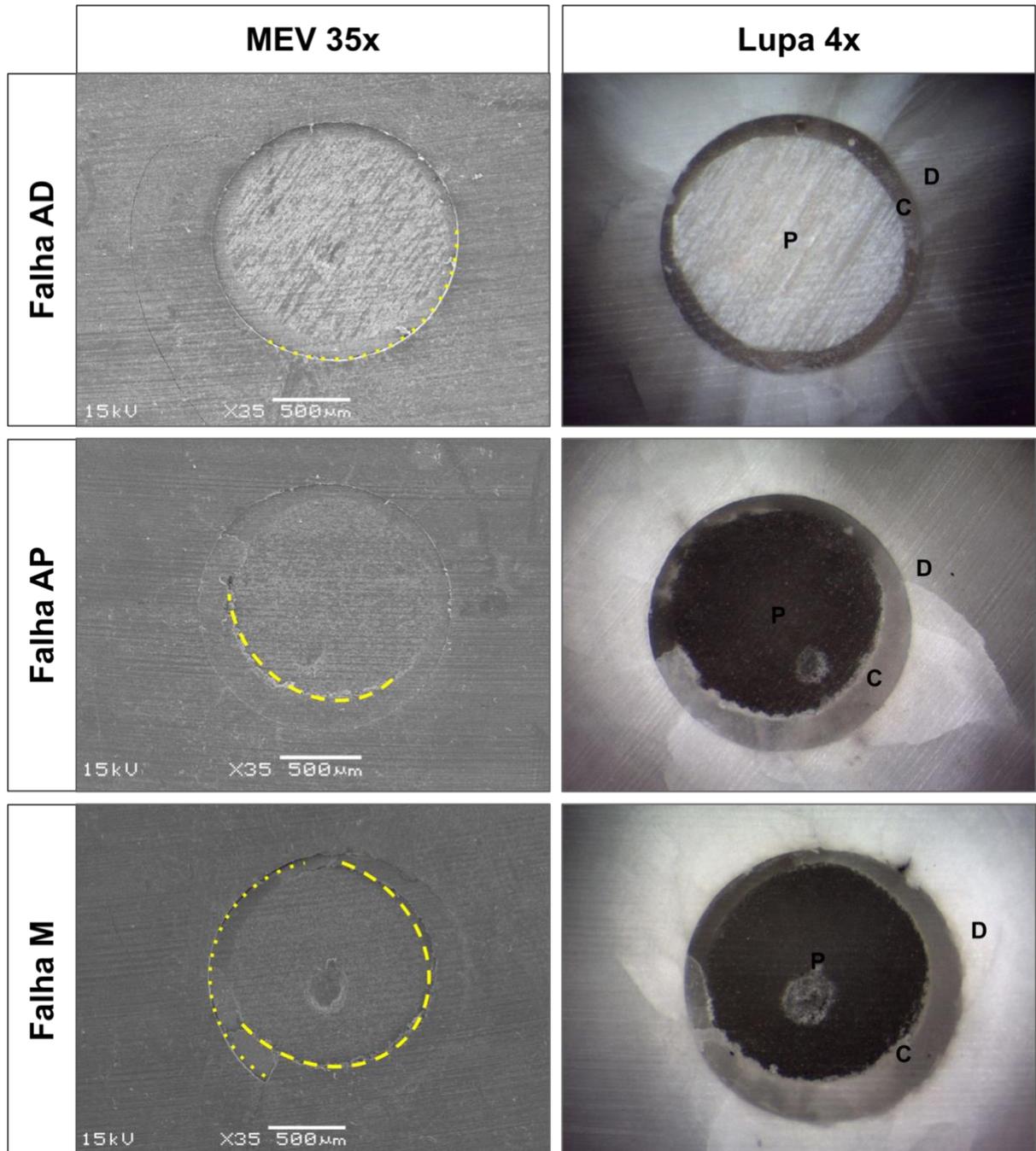


Figura 11. Imagens de MEV (aumento de 35x) e Lupa (aumento de 4x) representativas para cada padrão de fratura. A falha adesiva entre dentina e cimento (AD) foi representada pela imagem do grupo pino fresado; a falha adesiva entre pino e cimento (AP) foi representada pela imagem do grupo pino pré-fabricado e a falha mista (M) representada pela imagem do grupo pino anatomizado com resina. Todas as imagens são do terço cervical. Pontilhado indica local da falha AD e tracejado da falha AP. P: pino; C: cimento resinoso e D: dentina.

6 DISCUSSÃO

O uso da tecnologia CAD/CAM está cada dia mais auxiliando as diversas áreas da odontologia devido ao fato de proporcionar ao clínico maior precisão e menor tempo de confecção de trabalhos laboratoriais (Belli et al., 2016; Bilgin et al., 2016; Miyazaki et al., 2009). Novos materiais vêm sendo fabricados para compor o fluxo digital que essa tecnologia oferece.

Um desses materiais, é o bloco de fibra de vidro com uma matriz de resina epóxi para a confecção de pinos de fibra de vidro CAD/CAM (Pang et al., 2018; Ruschel et al., 2018 e Seckler et al., 2020). Uma das vantagens do pino de fibra de vidro fresado, é a anatomização do pino na porção intrarradicular e o fato de ser uma peça única (post and core), já que ao final da cimentação o núcleo terá o tamanho e morfologia de um preparo para posterior reabilitação com coroas. Inicialmente existia somente a forma de disco desse material, mas recentemente foi lançado o bloco de fibra de vidro Post and Core que favorece confecção do pino no modelo chairside. Além disso, o modo de impressão da anatomia intrarradicular se dava de forma direta, isto é, com um material de moldagem diretamente do conduto.

Em relação ao condicionamento do pino de fibra de vidro CAD/CAM, não existe um protocolo ideal para o tratamento da superfície de pinos de fibra de vidro. O que deve ser levado em consideração é que muitas substâncias utilizadas no tratamento de superfície podem danificar as fibras do pino, como ácido fosfórico e ácido fluorídrico em altas concentrações e tratamentos micromecânicos com partículas abrasivas, prejudicando assim a resistência de união (Elsaka 2013; Nergiz et al. 1997; Schmage et al. 2009). A aplicação de um agente silano é essencial para promover uma ligação química entre as fibras de vidro e o cimento à base de resina e para aumentar a estabilidade hidrolítica da interface pino de fibra de vidro/cimento de resina (Martinho et al. 2015).

Este trabalho avaliou a resistência de união através do push-out desse material utilizando um cimento resinoso autoadesivo dual em dentes humanos, empregando o escaneamento direto do conduto para confecção dos mesmos e comparou com os grupos de pino de fibra de vidro pré-fabricados e anatomizados com resina. Resultados demonstram que o pino fresado obteve menor resistência de união em todos os terços quando comparado ao pino anatomizado com resina e no terço

cervical quando comparado com o pino pré-fabricado. Além disso, o pino anatomizado gerou maior resistência de união quando comparado ao pré-fabricado nos terços médio e apical.

Estes resultados corroboram com estudos que avaliaram a resistência de união por microcissalhamento de pinos anatomizados ou não com resina composta (Faria-e Silva et al., 2009, Rocha et al., 2017 e Conde et al., 2015). Um dos motivos pelo qual se justifica a maior resistência de união do pino anatomizado, é o fato de que o reembasamento promove melhor adaptação às paredes do canal radicular e por consequência, melhor contato entre o conjunto pino/cimento/dentina. Esse contato mais próximo diminui a espessura do cimento resinoso o que reduz a formação de bolhas, a contração de polimerização e consequentemente, a tensão de polimerização (Chieffi et al., 2007; Grandini et al., 2005(b)).

Porém, isso não ocorreu no pino fresado que, teoricamente, possui como uma das vantagens o posicionamento anatômico no conduto. Mesmo havendo o escaneamento intrarradicular e determinação da linha de cimentação sugerida pelo fabricante, foram identificadas irregularidades na superfície do pino (Figuras 9 e 10). Nos cortes transversais, existe uma região de perda de material e na avaliação da porção apical verifica-se marcas na superfície semelhantes ao formato das brocas utilizadas na fresagem (CEREC Shaper 25 RZ e CEREC Carbide Burs Finisher 10). Isso nos leva a pensar que o diâmetro da fresa pode comprometer a precisão da anatomização e consequentemente, a linha da cimentação e a resistência de união. A avaliação da adaptação do pino fresado deverá ser validada com análises de microtomografias, pois a linha de cimentação desse grupo pode ter sido maior que a da anatômico com resina. Apesar disso, não foi observado falhas adesivas entre cimento e pino, ou seja, a adesão da interface pino/cimento resinoso foi adequada, mas a adesão entre cimento resinoso/ dentina não já que foi o grupo que mais apresentou esse tipo de falha.

A literatura demonstra que esses valores de resistência de união variam muito dependendo da metodologia empregada, do sistema de adesão e dos cimentos utilizados (Pereira et al. 2013). No entanto, neste trabalho a metodologia e cimento utilizado foram os mesmos para os três grupos. Isto é, os valores demonstrados de resistência à união são exclusivamente dependentes do tipo de pino.

Analisando os resultados de resistência de união em cada terço, houve uma tendência de o terço cervical apresentar maiores médias, seguido pelo terço médio e apical, comportamento semelhante aos estudos prévios (Bouillaguet et al., 2003; Helvacioğlu, et al., 2013). Este fato pode ser explicado por três principais motivos: área de contato entre o cimento e dentina é maior na região cervical pela própria anatomia do conduto, quantidade de túbulos dentinários e maior alcance de luz.

A dentina radicular apresenta uma redução na densidade dos túbulos dentinários no terço cervical para apical (Carrigan et al., 1984). A adesão do cimento resinoso autoadesivo às paredes dentinárias se deve a interação dos monômeros fosfatados com o cálcio da hidroxiapatita (Ferracane et al., 2011; Gerth et al., 2006). Apesar da adesão não ocorrer dentro de túbulos dentinários, esses monômeros ácidos dissolvem smear layer, expondo essas estruturas e permitindo a penetração de cimento resinoso para dentro dos túbulos dentinários, criando assim, microretenções mecânicas (Ferracane et al., 2011; Manso et al., 2011).

O fato de que o cimento Relyx U200 ser de presa dual sugere que a conversão monomérica ocorra de forma química onde a luz não consegue chegar (Arrais et al., 2008; Arrais et al., 2007). No entanto, a luz favorece a conversão total de monômeros em polímeros. Mesmo que a polimerização comece independentemente, as duas formas de polimerização iniciam a formação de radicais livres e a conversão de monômeros se sobrepõem, tornando menos eficaz quando comparada com a ativação por luz (Frassetto et al., 2012 e Tanoue et al., 2003). Isto é, mesmo que o cimento resino seja de presa dual, os resultados inferiores de resistência de união no terço apical podem ser justificados pela baixa incidência de luz na região (Morgan et al., 2007 e Haralur et al., 2022).

Todavia, diferentemente dos grupos pino pré-fabricado e pino anatomizado, não houve diferença estatística dos valores de resistência de união entre os terços no grupo pino fresado. Isso porque, talvez, a região do terço cervical que é favorecida com a maior passagem de luz nos grupos pino e pino anatomizado foi desfavorecida nesse grupo devido a parte “core” do pino, a qual pode estar sendo um obstáculo físico para a fotopolimerização e como descrito acima, afetar a conversão monomérica. Além disso, apesar da transmissão de luz exclusivamente

pelo pino ser insuficiente para ativação do cimento resinoso, pinos translúcidos transmitem mais luz do que os opacos, especialmente na região cervical, devido a sua composição química (dos Santos Alves Morgan et al., 2007, Urapepon et al., 2014 e Alkhallagi et al., 2023). Por isso, além do bloqueio da luz, a opacidade do pino fresado também pode ser um fator relevante. Já nos terços médios e apicais, apesar dos resultados de resistência serem menores que do pino anatomizado, não difere do pino pré-fabricado nesses mesmos terços.

Os fatores que influenciam as propriedades mecânicas dos pinos de fibra de vidro incluem as seguintes propriedades intrínsecas: módulo elástico e de flexão, tratamento da superfície das fibras e sua impregnação em resina, ligação entre as fibras e a matriz, densidade das fibras, diâmetro, orientação, posição e absorção de água pela matriz (Dyer, 2004; Lassila et al., 2002; Zicari et al., 2013). Por isso, para entender o baixo desempenho do pino de fibra de vidro CAD/CAM no ensaio de push-out seria importante conhecer suas propriedades mecânicas.

No trabalho de Ruschel e colaboradores em 2018 observou-se que as direções das fibras de vidro interferem na resistência à flexão e módulo de elasticidade dos pinos. O estudo avaliou um pino de fibra de vidro pré-fabricado e pinos fresados a partir de um disco de fibra de vidro multidirecional no sentido vertical e diagonal. Os pinos de fibra de vidro fresados obtiveram menores valores de resistência a flexão e menores módulos de elasticidade quando comparados aos pinos pré-fabricados. Ainda, o direcionamento das fibras perpendicularmente ao longo eixo do pino gerou menor resistência à flexão. Como o bloco de fibra de vidro do nosso trabalho também foi fresado com as fibras perpendiculares (Figuras 9 e 10), podemos inferir que o pino CAD/CAM sofre uma maior deformação e, portanto, um deslocamento em bloco do pino e cimento frente a força vertical do push-out, o que pode justificar os menores valores de resistência de união.

Com base nestes resultados, ainda que o pino CAD/CAM ofereça uma alternativa de retentor intrarradicular, ele apresentou baixa performance frente a resistência de união. O pino de fibra de vidro anatomizado com resina obteve maiores resultados de resistência de união e sua eficácia já está bem estabelecida (Naumann et al., 2005, Faria-e-Silva et al., 2009 e Rocha et al., 2017). Além disso, são de fácil

realização e custo reduzido em comparação com o pino fresado. Portanto, mais estudos envolvendo esse novo material CAD/CAM deverá ser realizado.

7 CONCLUSÃO

A resistência de união e pinos de fibra de vidro fresados pela técnica CAD/CAM à dentina radicular foi inferior à abordagem com pino anatomizado com resina composta.

REFERÊNCIAS

Alkhalilagi TS, Marghalani TY, Alhaddad AJ, Qutub OA, Abuzinadah S, Bundugji MH. Transmission of radiant light energy through the sides of fiber posts. *J Esthet Restor Dent*. 2023 Jan 27. doi: 10.1111/jerd.13018. Epub ahead of print. PMID: 36705063.

Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent*. 2004 Aug;32(6):443-50. doi: 10.1016/j.jdent.2004.03.001. PMID: 15240062.

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. *Oper Dent*. 2007 Jan-Feb;32(1):37-44. doi: 10.2341/06-4. PMID: 17288327.

Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent*. 2008 Jun;36(6):418-26. doi: 10.1016/j.jdent.2008.02.014. Epub 2008 Apr 18. PMID: 18395315.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*. 1999 May;27(4):275-8. doi: 10.1016/s0300-5712(98)00066-9. PMID: 10193104.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):565-7. doi: 10.1016/0022-3913(94)90438-3. PMID: 8040817.

Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2007 Aug;98(2):161-2. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60050-X. PMID: 17692598.

Bankoğlu G, Güngör M, Turhan Bal B, Yilmaz H, Aydın C, Karakoca Nemli S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dent Mater J*. 2017 Mar 31;36(2):135-141. doi: 10.4012/dmj.2016-017. Epub 2017 Jan 20. PMID: 28111383.

Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtó J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res*. 2016 Jan;95(1):67-73. doi: 10.1177/0022034515608187. Epub 2015 Oct 1. PMID: 26428908.

- Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent*. 2016 Apr-Jun;10(2):286-291. doi: 10.4103/1305-7456.178304. PMID: 27095912; PMCID: PMC4813451.
- 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 May;19(3):199-205. doi: 10.1016/s0109-5641(02)00030-1. PMID: 12628431.
- Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent*. 2002 Sep-Nov;30(7-8):333-40. doi: 10.1016/s0300-5712(02)00047-7. PMID: 12554115.
- Carrigan PJ, Morse DR, Furst ML, Sinai IH. A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. *J Endod*. 1984 Aug;10(8):359-63. doi: 10.1016/S0099-2399(84)80155-7. PMID: 6590745.
- 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 Dec;12(6):477-85. doi: 10.3290/j.jad.a17856. PMID: 20157648.
- Chang HS, Noh YS, Lee Y, Min KS, Bae JM. Push-out bond strengths of fiber-reinforced composite posts with various resin cements according to the root level. *J Adv Prosthodont*. 2013 Aug;5(3):278-86. doi: 10.4047/jap.2013.5.3.278. Epub 2013 Aug 31. PMID: 24049569; PMCID: PMC3774942.
- Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR, Ferrari M. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dent Mater*. 2007 Feb;23(2):159-64. doi: 10.1016/j.dental.2006.01.006. Epub 2006 Feb 21. PMID: 16494935.
- Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*. 2001 Mar;10(1):26-36. doi: 10.1111/j.1532-849x.2001.00026.x. PMID: 11406793.
- Conde DM, Rodrigues VP, Carvalho Souza Sde F, Bauer JR, Bramante Fda S, Linares Lima SN, Filho EM, Bandeca MC, de Mendonça AA, Lima DM. Influence of Relining Post on the Bond Strength of Resin Cements. *J Contemp Dent Pract*. 2015 Jul 1;16(7):559-64. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1722. PMID: 26329411.
- dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Corrêa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber

post. *J Endod.* 2008 Mar;34(3):299-302. doi: 10.1016/j.joen.2007.12.007. PMID: 18291280.

Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution coronoradiculaire, le Composipost (2) [A new concept of coronoradicular reconstruction, the Composipost (2)]. *Chir Dent Fr.* 1990 Dec 6;60(542):69-77. French. PMID: 2257767.

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater.* 2004 Dec;20(10):947-55. doi: 10.1016/j.dental.2003.12.003. PMID: 15501323.

Eldeniz AU, Erdemir A, Belli S. Effect of EDTA and citric acid solutions on the microhardness and the roughness of human root canal dentin. *J Endod.* 2005 Feb;31(2):107-10. doi: 10.1097/01.don.0000136212.53475.ad. PMID: 15671820.

Elsaka SE. Influence of chemical surface treatments on adhesion of fiber posts to composite resin core materials. *Dent Mater.* 2013 May;29(5):550-8. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.004. Epub 2013 Mar 19. PMID: 23518246.

Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci.* 2009 Nov-Dec;17(6):600-4. doi: 10.1590/s1678-77572009000600012. PMID: 20027434; PMCID: PMC4327521.

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. PMID: 14668756.

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.* 2011 Apr;38(4):295-314. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x. Epub 2010 Dec 6. PMID: 21133983.

Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent.* 2003 Sep-Oct;28(5):543-51. PMID: 14531600.

Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2012 Sep;28(9):1032-9. doi: 10.1016/j.dental.2012.06.003. Epub 2012 Jul 6. PMID: 22770674.

Freedman G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health*. 1996 Feb;86(2):23-6, 29-30. PMID: 8779661.

Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod*. 2005 Mar;31(3):209-11. doi: 10.1097/01.don.0000137652.49748.0c. PMID: 15735472.

Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater*. 2006 Oct;22(10):934-41. doi: 10.1016/j.dental.2005.10.004. Epub 2005 Dec 20. PMID: 16364427.

Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater*. 1992 May;8(3):197-202. doi: 10.1016/0109-5641(92)90083-o. PMID: 1387855.

Gomes GM, Monte-Alto RV, Santos GO, Fai CK, Loguercio AD, Gomes OM, Gomes JC, Reis A. Use of a Direct Anatomic Post in a Flared Root Canal: A Three-year Follow-up. *Oper Dent*. 2016 Jan-Feb;41(1):E23-8. doi: 10.2341/14-275-T. Epub 2015 Oct 28. PMID: 26509233.

Goracci, C. and Ferrari, M. (2011), Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian Dental Journal*, 56: 77-83. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01298.x>

Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent*. 2007 Nov;35(11):827-35. doi: 10.1016/j.jdent.2007.07.009. Epub 2007 Sep 4. PMID: 17766026.

Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. 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. PMID: 15279655.

Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*. 2005 Autumn;7(3):235-40. PMID: 16240965.

Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont*. 2005 Sep-Oct;18(5):399-404. PMID: 16220805.

Guimarães MS, Bueno CEDS, Martin AS, Fontana CE, Pelegriane RA, Pinheiro SL, Pedro Rocha DG. In Vitro Evaluation of Bond Strength to Dentin of Two Post Systems: Computer-aided Design and Computer-aided Manufacturing Fiber Posts vs Splendor Single Adjustable Post. *J Contemp Dent Pract.* 2022 Apr 1;23(4):388-392. PMID: 35945830.

Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, Ebisu S. 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. Epub 2008 Mar 24. PMID: 18436039.

Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* 2001 Aug;29(6):427-33. doi: 10.1016/s0300-5712(01)00038-0. PMID: 11520592.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001 Nov;28(11):1022-8. doi: 10.1046/j.1365-2842.2001.00809.x. PMID: 11722718.

Hommeze GM, Coppens CR, De Moor RJ. Periapical health related to the quality of coronal restorations and root fillings. *Int Endod J.* 2002 Aug;35(8):680-9. doi: 10.1046/j.1365-2591.2002.00546.x. PMID: 12196221.

Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2004 Feb;91(2):191-4. doi: 10.1016/j.prosdent.2003.11.004. PMID: 14970767.

Kiat-amnuay S, Mekayarajjanonth T, Cron CC, Khan Z, Gettleman L. Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained overdentures with retention from a resilient liner. *J Prosthet Dent.* 1999 Aug;82(2):242-5. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70164-2. PMID: 10424993.

Helvacioğlu Kivanç B, Deniz Arısu H, Uçtaşlı MB, Okay TC. The effect of different adhesive system applications on push-out bond strengths of glass fiber posts. *J Adv Prosthodont.* 2013 Aug;5(3):305-11. doi: 10.4047/jap.2013.5.3.305. Epub 2013 Aug 31. PMID: 24049572; PMCID: PMC3774945.

Lassila LV, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials.* 2002 May;23(10):2221-9. doi: 10.1016/s0142-9612(01)00355-6. PMID: 11962663.

Li, Y, Hedlind, M, & Kjellberg, T. Usability Evaluation of CAD/CAM: State of the Art. *Procedia CIRP* Volume 36, 2015, Pages 205 – 210 doi: 10.1016/j.procir.2015.01.053

Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2010 Jun;103(6):330-3. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60071-6. PMID: 20493321.

Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci*. 2009 Nov-Dec;17(6):600-4. doi: 10.1590/s1678-77572009000600012. PMID: 20027434; PMCID: PMC4327521.

Mankar S, Kumar NS, Karunakaran JV, Kumar SS. Fracture resistance of teeth restored with cast post and core: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2012 Aug;4(Suppl 2):S197-202. doi: 10.4103/0975-7406.100200. PMID: 23066252; PMCID: PMC3467896.

Manso, A. P., Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., & Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 55, Issue 2, pp. 311–332). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.011>

Martinho FC, Carvalho CA, Oliveira LD, de Lacerda AJ, Xavier AC, Augusto MG, Zanatta RF, Pucci CR. Comparison of different dentin pretreatment protocols on the bond strength of glass fiber post using self-etching adhesive. *J Endod*. 2015 Jan;41(1):83-7. doi: 10.1016/j.joen.2014.07.018. Epub 2014 Sep 20. PMID: 25246368.

Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*. 1998 Mar;19(6):529-39. doi: 10.1016/s0142-9612(97)00133-6. PMID: 9645559.

Mindiola MJ, Mickel AK, Sami C, Jones JJ, Lalumandier JA, Nelson SS. Endodontic treatment in an American Indian population: a 10-year retrospective study. *J Endod*. 2006 Sep;32(9):828-32. doi: 10.1016/j.joen.2006.03.007. Epub 2006 Jul 3. PMID: 16934624.

Mirmohammadi H, Gerges E, Salameh Z, Wesselink PR. Effect of post diameter and cement thickness on bond strength of fiber posts. *Quintessence Int*. 2013 Nov-Dec;44(10):801-10. doi: 10.3290/j.qi.a30179. PMID: 23878848.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009 Jan;28(1):44-56. doi: 10.4012/dmj.28.44. PMID: 19280967.

Moustapha G, AlShwaimi E, Silwadi M, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Marginal and internal fit of CAD/CAM fiber post and cores. *Int J Comput Dent*. 2019;22(1):45-53. PMID: 30848254.

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent*. 2005 Apr;33(4):305-12. doi: 10.1016/j.jdent.2004.09.005. Epub 2004 Dec 10. PMID: 15781138.

Nergiz I, Schmage P, Platzer U, McMullan-Vogel CG. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent*. 1997 Nov;78(5):451-7. doi: 10.1016/s0022-3913(97)70059-3. PMID: 9399186.

Pang J, Feng C, Zhu X, Liu B, Deng T, Gao Y, Li Y, Ke J. Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core. *Dent Mater J*. 2019 Feb 8;38(1):114-119. doi: 10.4012/dmj.2017-394. Epub 2018 Nov 1. PMID: 30381631.

Perdigao J, Denehy GE, Swift EJ Jr. Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent*. 1994 Apr;7(2):81-4. PMID: 8054190.

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 Aug;110(2):134-40. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60353-4. Erratum in: *J Prosthet Dent*. 2013 Sep;110(3):235. Barbosa, Marcelo Ramos [corrected to Ramos, Marcelo Barbosa]. PMID: 23929375.

Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater*. 2007 Sep;23(9):1129-35. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.047. Epub 2006 Nov 20. PMID: 17116326.

Rocha AT, Gonçalves LM, Vasconcelos AJC, Matos Maia Filho E, Nunes Carvalho C, De Jesus Tavares RR. Effect of Anatomical Customization of the Fiber Post on the Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement. *Int J Dent*. 2017;2017:5010712. doi: 10.1155/2017/5010712. Epub 2017 Jul 13. PMID: 28785281; PMCID: PMC5530420.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280-301. doi: 10.1016/s0022-3913(98)70128-3. PMID: 9760360.

Ruschel GH, Gomes ÉA, Silva-Sousa YT, Pinelli RGP, Sousa-Neto MD, Pereira GKR, Spazzin AO. Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Jun;82:187-192. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.035. Epub 2018 Mar 27. PMID: 29609139.

Seckler NBI, Bueno CES, Kato AS, Pinheiro SL, Lima DANL, de Souza DFS, Pelegrine, RA. Impact of Mechanical Load of Three Post and Core Systems: CAD/CAM-fabricated Glassfiber, Prefabricated Glassfiber Customized with Composite Resin, and Cast Metal Posts and Cores. *Conservative Dent. & Endo. J.* doi: 10.5005/jp-journals-10048-0064

Schmage P, Cakir FY, Nergiz I, Pfeiffer P. Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts. *J Prosthet Dent.* 2009 Dec;102(6):368-77. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60196-7. PMID: 19961995.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004 May;30(5):289-301. doi: 10.1097/00004770-200405000-00001. PMID: 15107639.

Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001 Mar;34(2):120-32. doi: 10.1046/j.1365-2591.2001.00357.x. PMID: 11307260.

Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1998 May;29(5):305-12. PMID: 9693649.

Söderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res.* 1993 Jun;72(6):1050-4. doi: 10.1177/00220345930720061001. PMID: 8388415.

Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil.* 2003 Oct;30(10):1015-21. doi: 10.1046/j.1365-2842.2003.01074.x. PMID: 12974862.

Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2005 Aug;31(8):584-9. doi: 10.1097/01.don.0000168891.23486.de. PMID: 16044041.

Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am*. 1984 Oct;28(4):923-51. PMID: 6389202.

Urapepon S. Degree of conversion of resin composite cured by light through a translucent fiber posts. *J Adv Prosthodont*. 2014 Jun;6(3):194-9. doi: 10.4047/jap.2014.6.3.194. Epub 2014 Jun 24. PMID: 25006383; PMCID: PMC4085243.

Uzun G. An Overview of Dental CAD/CAM Systems, Biotechnology & Biotechnological Equipment, 2008, 530-535, doi: 10.1080/13102818.2008.10817506

Wu MK, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Microleakage along apical root fillings and cemented posts. *J Prosthet Dent*. 1998 Mar;79(3):264-9. doi: 10.1016/s0022-3913(98)70235-5. PMID: 9553877.

Wu X, Chan AT, Chen YM, Yip KH, Smales RJ. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dent Mater*. 2007 Apr;23(4):479-85. doi: 10.1016/j.dental.2006.03.006. Epub 2006 May 15. PMID: 16698072.

Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dent Mater*. 2013 Apr;29(4):e45-52. doi: 10.1016/j.dental.2012.11.001. Epub 2013 Feb 5. PMID: 23395426.

ANEXOS

Anexo 1 – Relatório de Similaridade

dissertação

RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE

8%
ÍNDICE DE
SEMELHANÇA

8%
FONTES DA INTERNET

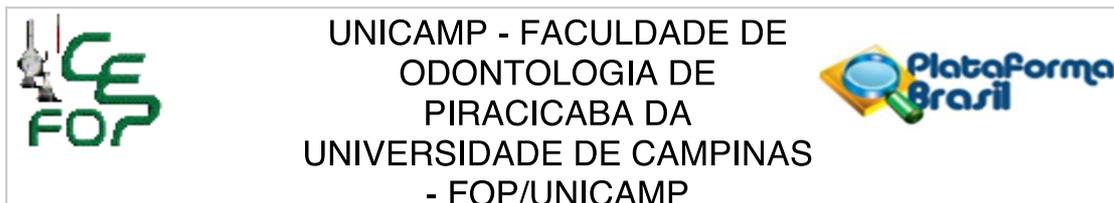
9%
PUBLICAÇÕES

%
DOCUMENTOS DOS
ALUNOS

FONTES PRIMÁRIAS

1	repositorio.unicamp.br Fonte da Internet	3%
2	docplayer.com.br Fonte da Internet	1%
3	www.teses.usp.br Fonte da Internet	1%
4	www.bibliotecadigital.unicamp.br Fonte da Internet	1%
5	www.ciodonto.edu.br Fonte da Internet	1%
6	angelus.ind.br Fonte da Internet	1%
7	repositorio.ufmg.br Fonte da Internet	1%
8	cathedral.ojs.galoa.com.br Fonte da Internet	1%

Anexo 2 – Parecer Consubstanciado Comitê de Ética e Pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação da microestrutura, distribuição de tensões e adesão de pinos de fibra de vidro CAD/CAM e pinos anatomizados com resina

Pesquisador: LETICIA TANK OLIVEIRA

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 62747822.5.0000.5418

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.723.710

Apresentação do Projeto:

O parecer inicial é elaborado com base na transcrição editada do conteúdo do registro do protocolo na Plataforma Brasil e dos arquivos anexados à Plataforma Brasil. Os pareceres de retorno, emendas e notificações são elaborados a partir do último parecer e dos dados e arquivos da última versão apresentada. A EQUIPE DE PESQUISA citada na capa do projeto de pesquisa inclui LETÍCIA TANK OLIVEIRA (Cirurgiã-dentista, Mestranda no PPG em Clínica Odontológica, área de concentração em Endodontia, da FOP/UNICAMP, Pesquisadora responsável, Orientanda), JOSÉ FLÁVIO AFFONSO DE ALMEIDA (Cirurgião -Dentista, Professor Associado da Área de Endodontia da FOP/UNICAMP, Orientador), o que é confirmado na declaração dos pesquisadores e na PB.:

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PIRACICABA, 26 de Outubro de 2022

Assinado por:
jacks jorge junior
(Coordenador(a))

Endereço: Av.Limeira 901 Caixa Postal 52
Bairro: Areião **CEP:** 13.414-903
UF: SP **Município:** PIRACICABA
Telefone: (19)2106-5349 **Fax:** (19)2106-5349 **E-mail:** cep@fop.unicamp.br