



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Reinaldo Oliveira Lima

**Avaliação de diferentes protocolos e materiais para anatomização de pinos de
fibra de vidro na interface adesiva**

Araraquara

2024



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Reinaldo Oliveira Lima

Avaliação de diferentes protocolos e materiais para anatomização de pinos de fibra de vidro na interface adesiva

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, na Área de Dentística Restauradora

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara

2024

L732a

Lima, Reinaldo Oliveira

Avaliação de diferentes protocolos e materiais para anatomização de pinos de fibra de vidro na interface adesiva / Reinaldo Oliveira Lima. -- Araraquara, 2024

66 p. : il., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

1. Adesivos dentinários. 2. Resinas compostas. 3. Pinos dentários. 4. Cura luminosa de adesivos dentários. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Reinaldo Oliveira Lima

Avaliação de diferentes protocolos e materiais para anatomização de pinos de fibra de vidro na interface adesiva

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor em Ciências Odontológicas

Presidente e orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

2º Examinador: Prof. Dr. Milton Carlos Kuga

3º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

4º Examinador: Profa. Dra. Eliane Cristina Gulin de Oliveira

5º Examinador: Prof. Dr. Joatan Lucas de Sousa Gomes Costa

Araraquara, 02 de fevereiro de 2024..

DADOS CURRICULARES

Reinaldo Oliveira Lima

NASCIMENTO: 02 de agosto de 1965 – Rio de Janeiro/RJ

FILIAÇÃO: Lauro Oliveira Lima e Palmira Sérgio Lima

1989-1992: Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Nova Friburgo – FONF

1992-1993: Especialização em Informática Hospitalar e da Saúde

Fundação Souza Marques, INDECS

1993: Aperfeiçoamento em Estomato-Odontologia

Instituto Nacional do Câncer

1997: Atualização em Periodontia

Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas (APCD) – Regional de Araraquara

2010-2011: Especialização em Programa de Saúde da Família

Universidade Gama Filho, UGF

2018-2018: Aperfeiçoamento em Dentística Restauradora

Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Brasil

2017-2019: Especialização em Dentística Restauradora

Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Brasil

Título: Reabilitação Oral Anterior – Relato de Caso Clínico

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

2017-2019: Mestrado em Ciências Odontológicas – Área de concentração: Dentística Restauradora

Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Brasil

Título: Efeitos da customização de pinos de fibra e condicionamento do substrato dentinário sobre a interface adesiva com o sistema de cimentação resinoso

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

2020-2024: Doutorado em Ciências Odontológicas – Área de concentração: Dentística Restauradora

Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Brasil

Título: Avaliação de diferentes protocolos e materiais para anatomização de pinos de fibra de vidro na interface adesiva

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Dedico esse trabalho à minha esposa Ivonilde.

Se não fosse todo o apoio, amor, companheirismo e compreensão em todos os momentos difíceis, eu jamais teria concluído essa jornada de estudos e pesquisas.

Obrigado por estar ao meu lado, compartilhando vida, momentos alegres e tristes sempre acreditando nos meus sonhos. Te amo.

AGRADECIMENTOS

À Deus pela minha vida, e por me ajudar a ultrapassar as barreiras e dificuldades de toda essa jornada.

À Unesp Foar e ao corpo docente e alunos da pós-graduação.

Ao meu orientador e diretor da faculdade Prof. Dr. Edson Alves de Campos pelo apoio presente em todos os momentos.

Ao grande amigo e incentivador desse trabalho Prof. Dr. Milton Carlos Kuga, você foi peça principal para realizar tudo isso.

Aos professores da Disciplina de Dentística restauradora Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi, Profa. Dra. Andea Abi Rached Dantas e Prof. Dr. Jose Roberto Cury Saad meu muito obrigado por tudo.

A minha colega de pós-graduação Antonia Patricia, agradeço o apoio e a amizade.

Aos amigos Rafael Manso e Mateus Vitória e Mariana Gelio, muita amizade, momentos de alegrias e lutas durante essa caminhada.

Ao amigo e secretário da pós Cristiano Lamounier, obrigado pela amizade e atenção sempre dispensada.

Aos demais colegas, alunos e funcionários da FOAR UNESP, minha gratidão, sempre tornando meus dias mais alegres.

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

Lima RO. Avaliação de diferentes protocolos e materiais para anatomização de pinos de fibra de vidro na interface adesiva [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2024.

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito da anatomização de pinos de fibra sobre a resistência de união e penetrabilidade dentinária utilizando diferentes protocolos de cimentação resinosos, resinas compostas e aparelhos de fotopolimerização. **Materiais e Métodos:** 60 raízes de incisivos bovinos foram tpreparadas para cimentação do pino. As raízes foram divididas em 6 grupos, de acordo com os protocolos de cimentação (AS-RA, R2, SB-RU) e o tipo de pino de fibra (não customizados, NC ou customizados, C). A customização dos pinos de fibra foi realizada com resina composta (Z350 XT). Após 6 meses, espécimes dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino foram submetidos a avaliação da resistência de união, em máquina de ensaio eletromecânica. O padrão de falha adesiva foi classificado em adesiva 1 e 2, coesiva ou mista. 160 raízes foram preparadas e divididas em 4 grupos (n=20): ZV (resina Z350 e LED Valo), ZR (resina Z350 e LED Rádii-Cal), OV (resina Opallis e LED Valo), OR (resina Opallis e LED Rádii-Cal). Após o preparo do espaço para pino, o pino de fibra foi anatomizado, cimentado com cimento autoadesivo ou convencional, e fotopolimerizado com equipamento de LED V ou R. Os espécimes foram submetidos ao teste de push out para avaliar a resistência de união e classificação dos padrões de falha. Os dados obtidos foram analisados pelos testes de ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$). **Resultados:** Os protocolos de cimentação com pinos de fibra customizados demonstraram os maiores valores de resistência de união ($p<0,05$), independentemente do terço avaliado. ZV e ZR apresentaram valores de resistência adesiva superiores aos demais grupos aos 6 meses de avaliação ($p<0,05$). **Conclusão:** A customização dos pinos de fibra favorece a resistência de união dos cimentos resinosos, independentemente do protocolo de cimentação utilizado e do aparelho de fotopolimerização.

Palavras-chave: Adesivos dentinários. Resinas compostas. Pinos dentários. Cura luminosa de adesivos dentários.

Lima RO. Evaluation of different protocols and materials for anatomization of fiberglass posts at the adhesive interface [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2024.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the effect of fiber post anatomization on bond strength and dentin penetrability using different resin cementation protocols, composite resins and photopolymerization devices. **Materials and Methods:** 60 bovine incisor roots were prepared for post cementation. The roots were divided into 6 groups, according to the cementation protocols (AS-RA, R2, SB-RU) and the type of fiber post (non-customized, NC or customized, C). The customization of the fiber posts was carried out with composite resin (Z350 XT). After 6 months, specimens from the cervical, middle and apical thirds of the pin space were subjected to evaluation of bond strength in an electromechanical testing machine. The adhesive failure pattern was classified as adhesive 1 and 2, cohesive or mixed. 160 roots were prepared and divided into 4 groups (n=20): ZV (Z350 resin and LED Valo), ZR (Z350 resin and LED Radium-Cal), OV (Opallis resin and LED Valo), OR (Opallis resin and LED Radium-Cal). After preparing the space for the post, the fiber post was anatomized, cemented with self-adhesive or conventional cement, and photopolymerized with LED V or R equipment. The specimens were subjected to the push out test to evaluate the bond strength and classification of the failure patterns. The data obtained were analyzed using ANOVA and Tukey tests ($\alpha=0.05$). **Results:** Cementation protocols with customized fiber posts demonstrated the highest values of bond strength ($p<0.05$), regardless of the third evaluated. ZV and ZR presented higher adhesive strength values than the other groups at 6 months of evaluation ($p<0.05$). **Conclusion:** The customization of fiber posts favors the bond strength of resin cements, regardless of the cementation protocol used and the photopolymerization device.

Keywords: Dentin-bonding agents. Composite resins. Dental pins. Light-curing of dental adhesives.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO.....	12
2.1 Publicação 1	12
2.2 Publicação 2	12
2.3 Publicação 3.....	12
3 PUBLICAÇÕES	13
3.1 Publicação 1	13
3.2 Publicação 2	31
3.3 Publicação 3.....	49
4 CONCLUSÃO	64
REFERÊNCIAS	65

1 INTRODUÇÃO

Pinos de fibra de vidro são bem indicados para casos de dentes tratados endodonticamente e com ampla destruição coronária¹. Além de serem esteticamente melhores que os pinos metálicos, possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina radicular e dos cimentos resinosos, evitando assim, que ocorra fraturas no elemento dentário^{1,2}. Outra vantagem é a eliminação da etapa laboratorial, pois estão disponíveis comercialmente de forma pré-fabricada em diversos tamanhos, formas e texturas³.

No entanto, os canais radiculares apresentam diferentes morfologias anatômicas, fazendo com que alguns pinos não se adaptem corretamente ou ainda, que fiquem com uma linha de cimentação muito espessa⁴. Isso pode gerar a ocorrência de falhas adesivas entre o sistema de cimentação e a dentina radicular pela contração de polimerização e redução do grau de conversão do cimento resinoso^{4,5}.

Uma alternativa para esse problema é a anatomização de pinos de fibra de vidro utilizando resina composta⁶. Essa técnica foi proposta com o objetivo de reduzir a linha de cimentação entre o pino e a dentina radicular, minimizar o deslocamento axial do pino e aumentar a retenção friccional com o substrato dentinário⁶⁻⁸.

Além de possuir uma boa retenção friccional com a dentina radicular, outros fatores podem exercer influência sobre o sucesso desse tratamento restaurador, como o sistema de cimentação utilizados, sistema de fotopolimerização e até mesmo o sistema de resinas compostas utilizados para anatomizar o pino.

Cimentos resinosos são os mais utilizados para a cimentação de pinos, podendo eles serem convencionais ou autoadesivos⁹. Cimentos resinosos convencionais podem estar associados à duas estratégias adesivas: condiciona-e-lava ou autocondicionante. Sistemas adesivos condiciona-e-lava demonstram ser mais eficazes na adesão com o substrato dentinário¹⁰, porém, devido ao número de passos clínicos, torna a técnica mais susceptível a erros, podendo comprometer a longevidade do tratamento restaurador.

Sistemas de cimentação autoadesivos surgiram como forma de minimizar erros durante a técnica de cimentação, devido ao seu mecanismo de ação com a ligação de monômeros ácidos com a hidroxiapatita do substrato dentinário¹⁰. Porém, por ter

uma retenção mecânica menor quando comparado aos adesivos condiciona-e-lava, sua longevidade clínica ainda é questionável.

De nada adianta utilizar sistemas adesivos e de cimentação adequados se não ocorrer uma correta cura desses materiais. Por isso, a fotopolimerização pode influenciar a longevidade de tratamentos restauradores adesivos. Tratando da dentina radicular¹¹, isso se torna ainda mais crítico, porque existe uma limitação da penetrabilidade da luz no interior do canal radicular, afetando diretamente a eficácia dos sistemas de cimentação¹².

Outro ponto questionável é em relação a escolha da resina composta utilizada para anatomizar o pino. É indicado a utilização de resinas compostas translúcidas para favorecer a penetração da luz no espaço preparado para pino. Atualmente, existe uma variedade de resinas compostas, de diferentes composições. E isso, pode ser uma dúvida em relação a escolha para realizar a anatomização desses pinos.

A literatura ainda é escassa quanto a avaliação de pinos anatomizados com diferentes resinas compostas e diferentes aparelhos e protocolos de fotoativação. Por isso, este estudo buscou avaliar diferentes métodos de fotopolimerização associado a diferentes marcas de resinas compostas e de cimentos resinosos, com o objetivo de tornar a técnica de cimentação de pinos anatomizados menos susceptível a erros.

2 PROPOSIÇÃO

Analisar diferentes técnicas e materiais utilizados para anatomização e cimentação de pinos de fibra de vidro, com o objetivo de aumentar a união entre o sistema de pinos e cimentação e o substrato dentinário.

2.1 Publicação 1

Avaliar os efeitos da customização de pinos de fibra sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva dos sistemas de cimentação convencional (Adper Scotchbond Multi-Purpose associado ao Relyx ARC e Scotchbond Universal associado ao Relyx Ultimate) e autoadesivo (Relyx U200), na dentina dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, respectivamente por meio do teste de resistência de união e análise do padrão de falha adesiva.

2.2 Publicação 2

Avaliar a influência de diferentes resinas translúcidas (Z350 e Opallis) na anatomização do pino de fibra de vidro e fotopolimerização do sistema de cimentação com diferentes equipamentos (Valo e Radium-Cal), sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva do sistema de cimentação autoadesivo (RelyX U200; 3M ESPE) na dentina radicular nos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, em 24 h e 6 meses de avaliação.

2.3 Publicação 3

Avaliar a influência de diferentes resinas translúcidas na anatomização do pino de fibra de vidro e fotopolimerização do sistema de cimentação com diferentes equipamentos (Valo e Radium-Cal), sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva do sistema de cimentação autoadesivo (RelyX Ultimate; 3M ESPE) na dentina radicular nos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, em 24 h e 6 meses de avaliação.

3 PUBLICAÇÕES

Os resultados provenientes da realização da pesquisa resultaram os três artigos abaixo.

3.1 Publicação 1*

AVALIAÇÃO DA CUSTOMIZAÇÃO DE PINOS DE FIBRA UTILIZANDO DIFERENTES CIMENTOS RESINOSOS SOBRE A INTERFACE ADESIVA

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da customização de pinos de fibra sobre a resistência de união e penetrabilidade dentinária dos protocolos de cimentação resinosos Relyx ARC (AS-RA), Relyx U200 (R2) e Relyx Ultimate (SB-RU), na dentina radicular dos terços cervical, médio e apical do espaço preparado para pino.

Materiais e Métodos: Sessenta raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente. Após o preparo radicular para pino, as raízes foram divididas em 6 grupos, de acordo com os protocolos de cimentação (AS-RA, R2, SB-RU) e o tipo de pino de fibra (não customizados, NC ou customizados, C). A customização dos pinos de fibra foi realizada com resina composta (Z350 XT). Após 6 meses, espécimes dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino foram submetidos a avaliação da resistência de união, em máquina de ensaio eletromecânica. O padrão de falha adesiva foi classificado em adesiva 1 e 2, coesiva ou mista. Os dados obtidos foram analisados pelos testes de ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$).

Resultados: Os protocolos de cimentação com pinos de fibra customizados demonstraram os maiores valores de resistência de união ($p<0,05$), mas similares entre si ($p>0,05$), independentemente do terço avaliado. R2-NC e SU-RU-NC demonstraram os menores valores de resistência de união nos terços médio e apical ($p<0,05$).

Conclusão: A customização dos pinos de fibra favorece a resistência de união dos cimentos resinosos, independentemente da composição química, no espaço radicular preparado para pino.

Palavras-chaves: Adesivos Dentários. Pinos Dentários. Cimentos de resina.

* Formatação de acordo com as normas do periódico *Journal of Mechanical Behavior of the Biomedical Materials* para o qual será submetido.

1. Introdução

O pino de fibra de vidro é uma alternativa para substituir os pinos metálicos em restaurações de dentes tratados endodonticamente, pois o seu módulo de elasticidade é similar ao da dentina radicular e dos cimentos resinosos, além de proporcionar melhor efeito estético, evitando o risco de descoloração da estrutura dentária pelos subprodutos derivados da corrosão das ligas metálicas (Lorenzetti et al., 2019; Chuang et al., 2010; Verissimo et al., 2014).

Por outro lado, como os pinos de fibra apresentam diferenças morfológicas em relação à anatomia do canal radicular, há a tendência de proporcionar uma maior espessura da linha de cimento resinoso, devido à pobre relação espacial entre ambos (Freitas et al., 2019). Com isto, poderá ocorrer uma maior contração de polimerização (shrinkage) e redução do grau de conversão e, conseqüentemente também a redução dos valores de resistência de união entre o sistema de cimentação e a dentina radicular (Pulido et al., 2016; Portigliatti et al., 2017).

A customização dos pinos de fibra com resina composta foi proposta para reduzir a espessura da linha de cimento, minimizando o risco de deslocamento axial devido à sua melhor adaptação no canal radicular e aumento da retenção friccional com a superfície dentinária (Grandini et al., 2005; Macedo et al., 2010; Farina et al., 2016).

Entretanto, ainda que esta retenção friccional seja um dos fatores fundamentais para a estabilidade intrarradicular dos pinos de fibra (Pirani et al., 2005; Sadek et al., 2006), outros procedimentos também colaboram para esta finalidade, tais como o desenho geométrico do espaço para pino, estratégica utilizada no tratamento endodôntico e o sistema de cimentação a ser utilizado (Cury et al., 2006; Victorino et al., 2016; Ramos et al., 2018; Belizário et al., 2019; Goracci et al., 2007).

A escolha do sistema de cimentação exerce significativa influência sobre o sucesso clínico dos pinos de fibra em dentes tratados endodonticamente (Pereira et al., 2014; Rodrigues et al., 2017; Lorenzetti et al., 2019). Os cimentos resinosos convencionais, associados com o sistema adesivo etch-and-rinse ou self-etching, e os autoadesivos, que não utilizam o sistema adesivo, são os sistemas mais utilizados na cimentação de pinos de fibra (Sarkis-Onofre et al., 2014; Maroulakos et al., 2018). Excepcionalmente, em alguns casos pontuais, os cimentos de ionômero de vidro também podem ser utilizados (Pereira et al., 2014; Lorenzetti et al., 2019).

O sistema adesivo etch-and-rinse de 3 passos (Adper Scotchbond Multi-Purpose) é um dos mais eficazes na adesão com o substrato dentinário (Ramos et al., 2018). Entretanto, seus passos clínicos devem ser criteriosamente realizados, pois qualquer negligência operacional poderá desencadear efeitos negativos sobre a interface adesiva (Silva e Souza, 2010). Uma vez que, diversos cimentos resinosos são recomendados para serem utilizados com estes sistemas adesivos, consequentemente se ocorrer algum comprometimento na adesão com a dentina radicular, poderá também ocasionar severos prejuízos sobre a retenção e longevidade clínica dos pinos de fibra (Ramos et al., 2018; Lorenzetti et al., 2019).

Os sistemas de cimentação autoadesivos foram introduzidos na Odontologia com o propósito de minimizar estes efeitos negativos (Belizário et al, 2019). Como o mecanismo de adesão destes sistemas está relacionado com a ligação de monômeros fosfatados ácidos com a hidroxiapatita do substrato dentinário (Ramos et al., 2018; Pereira et al., 2019), não é necessário o uso dos sistemas adesivos (Belizário et al., 2019). Por outro lado, sua eficiência clínica também está diretamente relacionada com as condições clínicas da superfície dentinária do espaço para pino, tais como presença de sujidade e tipo de tratamento endodôntico previamente executado (Pereira et al., 2019).

Por sua vez, o sistema adesivo universal quando utilizado com o cimento resinoso convencional engloba a camada de smear layer na interface adesiva, reduzindo a problemática que ocorre com os cimentos autoadesivos, como anteriormente descrito, e minimizando a possível ocorrência de erros frequentes quando os sistemas adesivos etch-and-rinse são utilizados (Ubalini et al., 2018).

Diante das considerações anteriormente descritas, nós observamos que existem dúvidas a respeito dos efeitos da interação entre o tipo de sistema de cimentação e a customização dos pinos de fibra no canal radícula sobre a interface adesiva. Ou seja, ainda é questionável qual o melhor sistema de cimentação em casos de customização dos pinos de fibra e vice-e-versa.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos da customização de pinos de fibra sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva dos sistema de cimentação convencional (Adper Scotchbond Multi-Purpose associado ao Relyx ARC e Scotchbond Universal associado ao Relyx Ultimate) e autoadesivo (Relyx U200), na dentina dos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, respectivamente por meio do teste de resistência de união (push-out bond strength)

e análise do padrão de falha adesiva. A hipótese nula foi determinada que a customização de pinos de fibra não exerce efeitos sobre a interface adesiva entre os sistemas de cimentação de pinos de fibra e a dentina do espaço preparado para pino.

2. Materiais e métodos

Sessenta incisivos bovinos, com anatomia radicular semelhante e desprovidos de alterações morfológicas e estruturais foram selecionados e mantidos em solução de timol a 0,1%, a 4°C.

2.1. Preparo do espaço para pino

As raízes foram padronizadas com 15mm a partir do ápice radicular. Os canais radiculares foram inicialmente acessados com a #15K file (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, BR), com movimentos de negociação endodôntica em toda a extensão radicular. Em seguida, após a abertura foraminal radicular estar selada com resina cianocrilato (Super Bonder; Loctite, São Paulo, SP, BR), foram instrumentados até o instrumento F5 (ProTaper; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), conforme a técnica recomendada pelo fabricante. A irrigação foi realizada com 5mL de hipoclorito de sódio a 2.5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, BR) a cada troca de instrumento.

Após a irrigação final com 3mL de EDTA a 17% (Biodinâmica, Ibiporã, PR, BR), por 3 min, e 5mL de NaOCl a 2.5%, os canais radiculares foram aspirados, secos com pontas de papel absorvente e obturados com guta percha F5 (ProTaper; Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, BR) e cimento à base de resina epóxi (AH Plus; Dentsply Detrey, Konstanz, GER), pela técnica do cone único (Rodrigues et al., 2012). As raízes foram armazenadas em estufa, a 37°C, por 7 dias.

Após este período, o preparo intraradicular foi realizado com instrumento rotatório (Whitepost DC#2; FGM, Joinville, SC, BR), em baixa rotação e sem refrigeração, proporcionando um espaço uniforme, com 11mm de extensão, para o pino de fibra. Imediatamente após, o canal radicular foi irrigado com 5mL de água destilada e seco com ponta de papel absorvente.

2.2. Protocolos avaliados

Inicialmente, todos os pinos de fibra foram limpos com etanol a 95% (Rinse-N-Dry; Racine, WI, USA) e aplicado 2 camadas de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, BR)

em toda a sua extensão. Após o preparo radicular para pino, os espécimes foram aleatoriamente divididos em 6 (n = 10, cada) protocolos, de acordo com o sistema de cimentação utilizado e a customização do pino de fibra no espaço para pino:

AS-RA-NC: A dentina radicular foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, SC, BR) por 15s, lavada com água destilada por 30s e seca com pontas de papel absorvente. Em seguida, o primer e o adesivo (Adper Scotchbond; 3M ESPE, ST Louis, WI, USA) foram aplicados em toda a extensão do espaço para pino, com auxílio de uma escova para limpeza de condutos (MKLife; Porto Alegre, RD. BR), com 500 rpm. Em seguida, o sistema adesivo foi fotoativado com dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA), com potência de 1.200 mW/cm², por 10 s. Imediatamente após, o cimento Relyx ARC (3M ESPE, St. Louis, Mn, USA) foi misturado e inserido no espaço para pino com um dispositivo de inserção (Precision; Maquira, Maringá, PR, BR) e o pino de fibra devidamente posicionado no canal radicular. O conjunto foi submetido à fotoativação (Valo; South Jordan, UT, USA), na potência de 1.200 mW/cm², por 40 s, em cada posição (bucal, vestibular, mesial, distal e oclusal);

R2-NC: A dentina radicular foi lavada com 5mL de água destilada, e seca com pontas de papel absorvente, mantendo a superfície discretamente umedecida. Em seguida, o cimento resinoso autoadesivo (Relyx U200) foi misturado e inserido no espaço para pino com o dispositivo de inserção (Precision; Maquira, Maringá, PR), o pino de fibra posicionado no canal radicular e o conjunto submetido à fotoativação, de modo similar ao descrito no protocolo anterior;

SU-RU-NC: A dentina radicular foi lavada com 5mL de água destilada e seca com pontas de papel absorvente. Duas camadas do sistema adesivo Universal (Scotchbond Universal; 3M ESPE. St. Louis, Mn, USA) foram ativamente aplicadas na dentina, por 20s cada, com uma escova para limpeza de condutos, de forma idêntica ao descrito anteriormente. Em seguida, o excesso foi removido com uma ponta de papel absorvente, seguido por discreto jato de ar. Imediatamente após, o cimento Relyx Ultimate (3M ESPE, St. Louis, Mn, USA) foi inserido no canal radicular com um dispositivo de inserção (Precision; Maquira, Maringá, PR, BR), o pino de fibra posicionado no canal radicular e o conjunto submetido à fotoativação similar ao descrito nos protocolos anteriores;

Em AS-RA-C, R2-C e SU-RU-C, as cimentações foram similares aos seus respectivos sistemas de cimentação, porém nestes protocolos os pinos de fibra foram previamente customizados. Inicialmente, eles foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, SC, BR) por 15s, lavados por 15s e secos com jato de ar.

Na sequência, foram aplicadas duas camadas de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, BR) sobre toda a superfície do pino de fibra, secas com discretos jatos de ar e aplicado 1 camada do adesivo condiciona-e-lava de 2 passos (Adper Single Bond 2; 3M ESPE, St. Louis, Mn, USA), que foi fotoativado com um dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA), na potência de 1.200 mW/cm², por 15s.

Após o espaço preparado para pino estar devidamente lubrificado com um gel de glicerina hidrossolúvel (K-Y Gel; Reckitt Benckiser, Slough, UK), o pino de fibra foi envolto por um único incremento de resina composta (Z350 XT CT; 3M ESPE, Sumaré, SP, BR) e inserido no canal radicular. O conjunto foi fotoativado por 10s, com dispositivo LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, USA).

O pino de fibra customizado foi removido do canal radicular e novamente submetido à fotoativação por 40s, em cada uma de suas superfícies. O espaço preparado para pino foi irrigado com 10mL de água destilada para remover o gel hidrossolúvel e seco com pontas de papel absorvente conforme descrito por Bim Júnior et al., 2017.

As raízes permaneceram imersas em água destilada, trocada a cada 2 dias, por 6 meses, a 37°C, até o momento de serem submetidas aos testes de resistência de união e penetrabilidade dentinária.

A tabela 1 demonstra a composição dos cimentos resinosos e sistemas adesivos utilizados nos protocolos de cimentação.

Tabela 1. Composição dos cimentos resinosos e sistemas adesivos utilizados nos protocolos de cimentação.

Materiais	Fabricante	Composição
Adper Scotchbond Multi-Purpose	3M ESPE, St Louis, USA	Primer: water, HEMA, copolymer of acrylic and itaconic acid
Relyx ARC	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Bis-GMA, TEGDMA, silanized zirconia/silica filler 68% functionalized dimethacrylate polymer, triphenyl antimony Base: glass powder treated silane, 2-propenoic acid, 2-metil 1,1'-[1-(hydroxymetil)-1,2-ethanodilyl] ester, TEGDMA, sodium persulfate and t-butyl per-3,5,5-trimethyl-hexanoate.
Relyx U200	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Catalyst silane-treated glass powder, substituted dimethacrylate, silanated silica, sodium p-toluene sulfonate, 1-benzyl-5-phenyl-baric acid, calcium salts, 1,12-dodecane dimethacrylate, calcium hydroxide and titanium dioxide
Scotchbond Universal	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	MDP phosphate monomer, dimethacrylate resins, HEMA, methacrylate-modified polyalkenoic acid copolymer, filler, ethanol, water, initiators, silane
Relyx Ultimate	3M ESPE, St Louis, Mn, USA	Methacrylate monomers, radiopaque silanated fillers, initiator components, stabilizers and rheological additives, radiopaque alkaline fillers, pigments, fluorescence dye, dark polymerize activator for SU

2.3. Avaliação da resistência de união

Após o período de 6 meses, os espécimes foram verticalmente posicionados e centralizados em uma matriz de PVC (21,3 de diâmetro X 20,0 mm de comprimento). A fim de manter a correta verticalização das raízes no interior das matrizes, as

mesmas tiveram seus ápices radiculares fixados com cera em uma placa de vidro e o posicionamento conferido com um paralelômetro (BioArt B2, São Carlos, SP, BR).

As matrizes foram preenchidas com resina poliéster (Maxi Rubber, Diadema, SP, BR), mantendo 1,0 mm do segmento cervical da raiz fora da inclusão. Todo o conjunto permaneceu intacto por 24 horas, até que ocorresse a completa polimerização da resina. Após a desinclusão das matrizes de PVC, os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo, utilizando um disco diamantado adaptado em máquina de corte para tecidos duros (Isomet; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA), sob intensa refrigeração.

Três secções foram obtidas, com espessura de $2.0 \text{ mm} \pm 0.1$, dos terços apical, médio e cervical do espaço para pino de cada raiz. As secções cervical, média e apical foram obtidas respectivamente a partir de 1,0 mm, 5,0 mm e 8,0 mm da face cervical da raiz. As irregularidades das secções foram removidas com lixa d'água com granulação #1200 (Norton, São Paulo, SP, BR) e lavadas em câmara ultrassônica com água destilada, por 5 minutos.

Os pinos de fibra de vidro cimentados no espaço protético de cada um dos terços das raízes foram submetidos ao teste de resistência de união (*push-out*) em máquina de ensaio eletromecânica (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), calibrada na velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a completa ruptura do conjunto pino de fibra/sistema de cimentação da dentina do canal radicular. Os diâmetros do punch utilizados foram de 1.2mm, 0.9mm, e 0.5 mm, respectivamente para os terços cervical, médio e apical dos espécimes obtidos do espaço preparado para pino.

Os valores da força (F) necessária para que ocorresse deslocamento do conjunto foi obtida em N (Newton) e, posteriormente transformada em resistência de união (MPa), por meio da fórmula: $\text{MPa} = F/AD$, onde AD corresponde à área de adesão.

A área de adesão foi calculada utilizando a seguinte fórmula: $AD = \pi \cdot (R + r) \cdot g$, onde R = raio cervical do canal radicular, em mm; r = raio apical do canal radicular, em mm; g = geratriz do cone invertido, em mm. Os diâmetros cervical e apical dos canais radiculares foram obtidos individualmente por meio da mensuração utilizando estereomicroscópio, com magnificação de 20X (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany). O valor de g foi obtido a partir da equação: $g = \sqrt{(R - r)^2 + (2.0)^2}$.

2.4. Avaliação do padrão de falha adesiva

Após a conclusão da avaliação da resistência de união, a face cervical de cada um dos slices analisados no teste de resistência de união foram polidas com alumina (Arotec, Cotia, SP, BR), sequencialmente com a granulometria 0.3 μ m e 0.05 μ m, com disco de veludo flocado (FVL; Arotec, Cotia, SP, BR), em politriz (Aropol VV; Arotec, Cotia, SP, BR) sob irrigação constante. Em seguida, os espécimes foram lavados, em cuba ultrassônica, por 5 minutos.

O perímetro da interface de adesão entre o sistema de cimentação e a dentina radicular foi dividido em 4 quadrantes e uma imagem de cada quadrante foi obtida com microscópio confocal a laser (Lext OLS4100; Olympus, Shinjuku, Tokyo, JPN), na magnificação de 1024X. O padrão de falha adesiva demonstrado nos 4 quadrantes de cada espécime foi analisado e classificado conforme descrito por Ramos et al. (2018): tipo 1 (adesiva 1), ocorre na interface entre pino de fibra e cimento resinoso; tipo 2 (adesiva 2), ocorre na interface entre sistema de cimentação e dentina; tipo 3 (coesiva), no sistema de cimentação; tipo 4 (mista), combinação de 2 ou mais tipos de falhas adesivas.

2.5. Análise estatística

Os resultados obtidos nas análises de resistência de união e penetrabilidade dentinária dos sistemas de cimentação de pinos de fibra e a dentina radicular foram submetidos aos testes de ANOVA two-way e Tukey ($\alpha=0,05$). Os dados obtidos referentes ao padrão de falhas adesivas foram descritos em frequência da incidência em cada um dos terços do espaço preparado para pino.

3. Resultados

3.1. Avaliação da resistência de união

Os protocolos com os pinos de fibra customizados (AS-RA-C, R2-C e SU-RU-C) demonstraram os maiores valores de resistência na dentina do espaço para pino, independentemente do terço analisado e do sistema de cimentação utilizado ($p < 0,05$), mas demonstraram valores similares entre si ($p > 0,05$).

Por outro lado, os protocolos R2-NC e SU-RU-NC demonstraram os menores valores de resistência de união, nos terços médio e apical do espaço para pino, em relação aos demais protocolos ($p < 0,05$). Mas, no terço cervical, os valores foram similares ao do protocolo AS-RA-NC ($p > 0,05$).

A tabela 2 demonstra a média aritmética e desvio padrão dos valores de resistência de união do sistema de cimentação na dentina dos terços do espaço radicular preparado para pino, em função da customização dos pinos de fibra.

Tabela 2. Média e desvio padrão (em MPa) dos valores de resistência de união dos protocolos de cimentação, em função do terço do espaço para pino e cimentos resinosos utilizados.

	AS- RA-NC	R2-NC	SU-RU- NC	AS-RA-C	R2-C	SU-RU-C
Cervical	5.58 ±	5.07 ±	5.27 ±	7.66 ±	7.32 ±	7.39 ±
	0.39 ^b	0.73 ^b	0.54 ^b	0.36 ^a	0.58 ^a	0.40 ^a
Médio	5.52 ±	4.66 ±	4.73 ±	7.46 ±	7.29 ±	7.25 ±
	0.57 ^b	0.64 ^c	0.35 ^c	0.67 ^a	0.60 ^a	0.29 ^a
Apical	5.50 ±	4.49 ±	4.43 ±	7.21 ±	7.08 ±	7.13 ±
	0.36 ^b	0.72 ^c	0.93 ^c	0.61 ^a	0.47 ^a	0.66 ^a

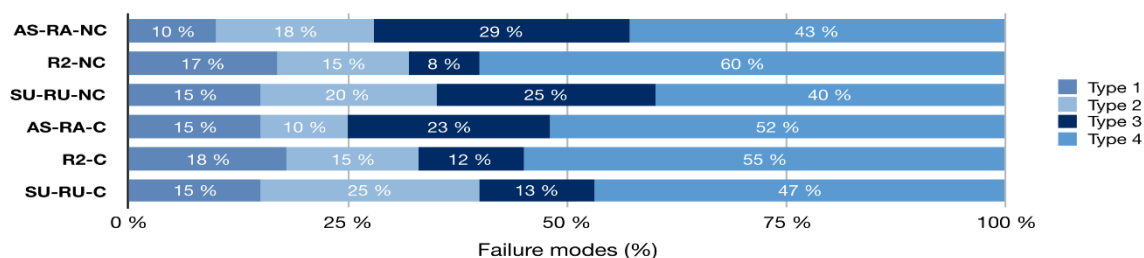
^{a,b,c} Diferentes letras na mesma linha indicam diferenças significativas no padrão de resistência ($p < 0,05$). AS, Adper Scotchbond Multi-Purpose; RA, Relyx ARC; R2, Relyx U200; SU, Scotchbond Universal; RU, Relyx Ultimate; NC, não customizado; C, customizado.

3.2. Avaliação do padrão de falha adesiva

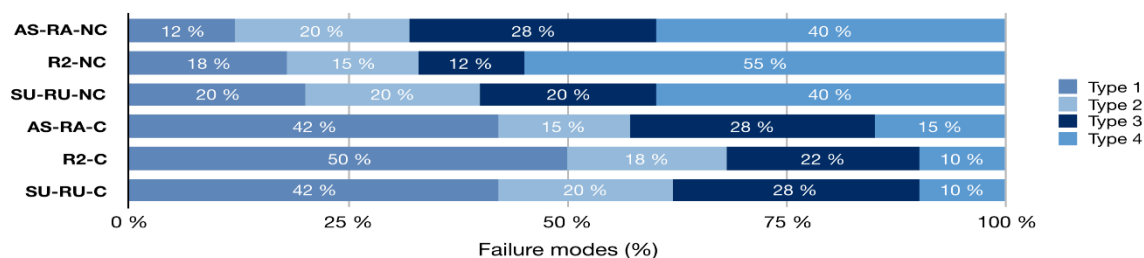
A análise das imagens obtidas em CLSM demonstrou a maior incidência de padrão de falha tipo 4 (mista), para os protocolos em que os pinos de fibra não foram customizados, independentemente do terço do espaço para pino e sistema de cimentação avaliado. Por outro lado, para os protocolos em que os pinos de fibra foram customizados, a falha tipo 4 (mista) foi a mais frequente no terço cervical, ao passo que, a falha tipo 1 (entre o pino de fibra e o cimento resinoso) foi a de maior incidência nos terços médio e apical. A figura 1 demonstra a prevalência do padrão de falha adesiva em todos os protocolos avaliados.

Figura 1. Prevalência do padrão de falha adesiva em função do protocolo de cimentação e terço do espaço para pino.

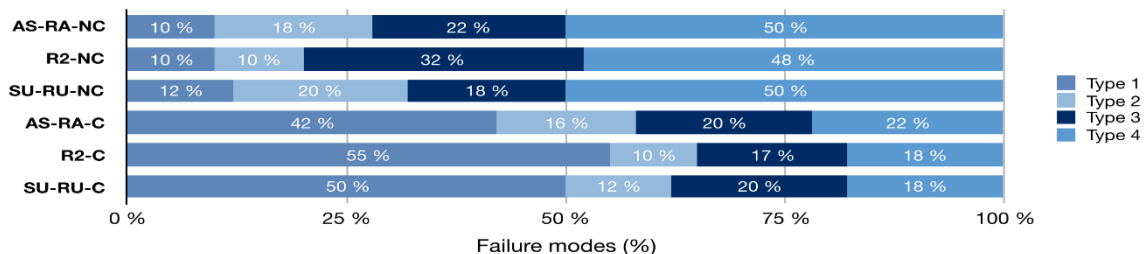
CERVICAL



MIDDLE



APICAL



4. Discussão

A customização de pinos de fibra exerceu efeito positivo sobre a resistência de união dos sistemas de cimentação com os cimentos resinosos convencional, com adesivo etch-and-rinse ou universal, e auto-adesivo. Portanto, a hipótese nula foi rejeitada.

A magnitude da adesão entre os materiais odontológicos e a dentina radicular é rotineiramente avaliada por meio do teste de *push-out bond strength* (Aranda-Garcia et al., 2013; Guiotti et al., 2014; Magro et al., 2015; Belizário et al., 2019). Muito embora este teste não represente a completa realidade do comportamento clínico dos cimentos resinosos, ainda é um dos métodos mais consagrados para a avaliação da

adesão dos materiais odontológicos (Ramos et al., 2018; Lorenzetti et al., 2019; Sudsangiam and van Noort, 1999; Pane et al., 2013). Esta consideração é devido à algumas variáveis que influenciam nos resultados, tais como a rigidez do material submetido à avaliação, posicionamento dos espécimes em relação ao eixo de aplicação da força de deslocamento e/ou diâmetro do 24unch e do canal radicular (Pane et al., 2013).

O resultado do teste de push out pode ser prejudicado caso ocorra a deformação do material em análise (Sudsangiam and Van Noort, 1999). Entretanto, esta variável deve ser desconsiderada em nosso estudo, pois o conjunto formado pelo sistema de cimentação e o pino de fibra são adequadamente rígidos e praticamente não sofrem deformação plástica durante a avaliação da resistência de união.

O desvio de orientação da força aplicada durante a obtenção dos espécimes, principalmente devido ao desrespeito de alinhamento no momento da inclusão dos dentes na resina, ocasiona uma significativa variação nos resultados de resistência de união (Pane et al., 2013). Como o cálculo da área de adesão é dada pela fórmula: $A = \pi \cdot g \cdot (R + r)$, onde a trunk generatrix (g) é obtida a partir da fórmula $g = \sqrt{(R - r)^2 + (h)^2}$, caso o valor de h (circular 24unch24ht cone trunk height) não seja constante, por falta de uniformidade na obtenção dos espécimes, os valores de resistência de união serão severamente comprometidos (Guiotti et al., 2014; Magro et al., 2015). Com o objetivo de evitar esta variável, nós incluímos os espécimes em resina vinílica com auxílio de um paralelômetro, que foram rigorosamente seccionados transversalmente ao eixo axial radicular, na mesma espessura e individualmente conferidos com um paquímetro (precisão de 0.01mm).

O diâmetro do 24unch preferencialmente deve ocupar entre 50% a 83% do diâmetro do canal radicular (Nagas et al., 2011; Pane et al., 2013). A fim de evitar qualquer influência sobre os valores de resistência de união, nós utilizamos 24unch com diâmetros diferentes e compatíveis para cada segmento do espaço para pino, respectivamente 1.2mm, 0.9mm e 0.5mm para os terços cervical, médio e apical. Com isto, evitamos qualquer atrito com a dentina radicular e/ou a pontual deformação plástica do material em avaliação.

A avaliação da penetrabilidade dentinária por meio de microscopia confocal a laser permite quantificar a difusão do sistema de cimentação na dentina, tanto nos túbulos dentinários como a que permeia a matriz de colágeno (Bim Júnior et al., 2017; Belizário et al., 2019). Em nosso estudo, utilizamos o sistema de cimentação

convencional, com adesivos etch-and-rinse (Adper Scotchbond Multi-Purpose) e o Universal (Scotchbond Universal), e o auto-adesivo. (D'Alpino et al., 2006; Souza et al., 2016, Bitter et al, 2006)

Após o período de imersão dos espécimes por seis meses, em água destilada, os sistemas de cimentação com os pinos customizados demonstraram valores de resistência de união similares entre si. Nós podemos atribuir este resultado principalmente devido a dois fatores: a. maior retenção friccional dos pinos de fibra e b. menor espessura da linha de cimento (Bitter et al., 2006; Souza et al., 2016; Farina et al., 2016).

Uma vez que a customização reduz o espaço entre a parede dentinária do canal radicular e o pino de fibra, ocorre um maior contato e atrito entre as superfícies (Grandini et al., 2015), incrementando a retenção e os valores de resistência de união dos sistemas de cimentação (Pirani et al., 2005; Sadek et al., 2006), conforme observado em nossos resultados.

Por outro lado, existe uma relação direta entre a espessura da linha de cimento e a incidência de microporosidades e também com o stress de polimerização dos cimentos resinosos (Özcan et al., 2013; Souza et al., 2016). Se houver uma linha de cimento espessa entre a parede dentinária e o pino de fibra, maior será a incidência de bolhas na interface adesiva, ocasionando consequentemente falhas de adesão (Grandini et al., 2005; Souza et al., 2016). Fundamentado nesta observação, justificamos os maiores valores de resistência de união obtidos quando os pinos de fibra foram customizados, independentemente do terço do espaço para pino ou do sistema de cimentação avaliado.

Uma vez que, o cimento resinoso demonstra menor stress de polimerização (shrinkage) quando o pino de fibra foi previamente customizado, devido ao menor volume de material e linha de cimento presente (Özcan et al., 2013; Souza et al., 2016; Dal Piva et al., 2018), os valores de resistência de união obtidos no presente estudo também estão relacionados com esta propriedade, compartilhando com os resultados obtidos por D'Arcangelo et al. (2007), mesmo que os sistemas de cimentação foram diferentes, tanto em relação à estratégia de adesão como na composição química, conforme observado na tabela 1.

Sendo assim, a customização representa uma excelente alternativa para minimizar os riscos de deslocamento axial dos pinos de fibra, permitindo maior longevidade clínica dos procedimentos restauradores de dentes tratados

endodonticamente. Entretanto, nós recomendamos estudos futuros para complementação dos resultados, a avaliação em relação ao tipo de resina a ser utilizada na customização, momento e tipo de fotativação do sistema de cimentação, a fim de um maior aprimoramento da técnica proposta.

5. Conclusão

A customização dos pinos de fibra proporciona os maiores valores de resistência de união na dentina do espaço preparado para pino, independentemente do terço do espaço para pino avaliado e tipo de sistema de cimentação utilizado.

Referências

Aranda-Garcia AJ, Kuga MC, Vitorino KR, Chávez-Andrade GM, Duarte MA, Bonetti-Filho I, Faria G, Só MV. 2013. Effect of the root canal final rinse protocols on the debris and smear layer removal and on the push-out strength of an epoxy-based sealer. *Microscopy Research and Technique* 76, 533-537.

Belizário LG, Kuga MC, Hungaro Duarte MA, Só MVR, Keine KC, Pereira JR. 2019. Effect of fiber post space irrigation with different peracetic acid formulations on the bond strength and penetration into the dentinal tubules of self-etching resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 122, 46.e1-46.e7.

Bim Júnior O, Cebim MA, Atta MT, Machado CM, Francisconi-Dos-Rios LF, Wang L. 2017. Determining Optimal Fluorescent Agent Concentrations in Dental Adhesive Resins for Imaging the Tooth/Restoration Interface. *Microscopy and Microanalysis* 23, 122-130.

Bitter K, Paris S, Mueller J, Neumann K, Kielbassa AM. 2009. Correlation of scanning electron and confocal laser scanning microscopic analyses for visualization of dentin/adhesive interfaces in the root canal. *The Journal of Adhesive Dentistry* 11, 7-14.

Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. 2010. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *The Journal Prosthetic Dentistry* 104, 379-388.

Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, Ferrari M. 2006. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *Journal of Endodontics* 32, 537-540.

D'Alpino PH, Pereira JC, Svizero NR, Rueggeberg FA, Pashley DH. 2006. Factors affecting use of fluorescent agents in identification of resin-based polymers. *The Journal of Adhesive Dentistry* 8, 285-292.

D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. 2007. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98, 193-198.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Bottino MA, Souza ROA. 2018. Do Mechanical Advantages Exist in Relining Fiber Posts with Composite Prior to its Cementation? *The Journal of Adhesive Dentistry* 20, 511-518.

Farina AP, Chiela H, Carlini-Junior B, Mesquita MF, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC, Vidal CM, Cecchin D. 2016. Influence of Cement Type and Relining Procedure on Push-Out Bond Strength of Fiber Posts after Cyclic Loading. *Journal of Prosthodontics.*, 25, 54-60.

Freitas TL, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. 2019. Effect of glass fiber post adaptation on push-out bond strength to root dentin. *Brazilian Dental Journal*, 30:350-355.

Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. 2007. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *Journal of Dentistry* 35, 827-835.

Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. 2005. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *Journal Adhesive Dentistry* 7:235-40.

Guiotti FA, Kuga MC, Duarte MA, Sant'Anna AJ, Faria G. 2014. Effect of calcium hydroxide dressing on push-out bond strength of endodontic sealers to root canal dentin. *Brazilian Oral Research* 28.

Lorenzetti CC, Bortolatto JF, Ramos ATPR, Shinohara AL, Saad JRC, Kuga MC. 2019. The effectiveness of glass ionomer cement as a fiber post cementation system in endodontically treated teeth. *Microscopy Research and Technique* 82, 1191-1197.

Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. 2010. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *Journal of Endodontics* 36, 1543-1546.

Magro MG, Kuga MC, Aranda-Garcia AJ, Victorino KR, Chávez-Andrade GM, Faria G, Keine KC, Só MV. 2015. Effectiveness of several solutions to prevent the formation of precipitate due to the interaction between sodium hypochlorite and chlorhexidine and its effect on bond strength of an epoxy-based sealer. *International Endodontic Journal* 48, 478-483.

Maroulakos G, He J, Nagy WW. 2018. The post-endodontic adhesive interface: theoretical perspectives and potential flaws. *Journal of Endodontics* 44, 363-371.

Nagas E, Uyanik O, Durmaz V, Cehreli ZC. 2011. Effect of plunger diameter on the push-out bond values of different root filling materials. *International Endodontic Journal* 44, 950-955.

Özcan E, Çetin AR, Tunçdemir AR, Ülker M. 2013. The effect of luting cement thicknesses on the push-out bond strength of the fiber posts. *Acta Odontologica Scandinavica* 71, 703-709.

Pane ES, Palamara JE, Messer HH. 2013. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *Journal of Endodontics* 39, 669-673.

Pereira JR, Rosa RA, Só MV, Afonso D, Kuga MC, Honório HM, Valle AL, Vidotti HA. 2014. Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science* 22, 390-396.

Pereira KF, Vencão AC, Magro MG, Belizário LG, Porto TS, Andrade MF, Duarte MAH, Kuga MC. 2019. Effect of endodontic retreatment on the bond strength of resin cements to root canal dentin. *American Journal of Dentistry* 32, 147-151.

Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. 2005. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *Journal of Endodontics* 31, 891-894.

Portigliatti RP, Tumini JL, Bertoldi Hepburn AD, Aromando RF, Olmos JL. 2017. Correspondence between fiber post and drill dimensions for post canal preparation. *American Journal of Dentistry* 30, 295-298.

Pulido CA, de Oliveira Franco AP, Gomes GM, Bittencourt BF, Kalinowski HJ, Gomes JC, Gomes OM. 2016. An in situ evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 116, 570-576.

Ramos ATPR, Belizário LG, Jordão-Basso KCF, Shinohara AL, Kuga MC. 2018. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface using two fiber posts cementation systems. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy* 24, 136-141.

Ramos ATPR, Garcia Belizário L, Venção AC, Fagundes Jordão-Basso KC, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF, Kuga MC. 2018. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface of fiber posts cementation protocols. *Journal of Endodontics* 44, 173-178.

Rodrigues A, Bonetti-Filho I, Faria G, Andolfatto C, Camargo Vilella Berbert FL, Kuga MC. 2012. Percentage of gutta-percha in mesial canals of mandibular molars obturated by lateral compaction or single cone techniques. *Microscopy Research and Technique* 75, 1229-1232.

Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, Giannini M. 2017. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 118, 493-499.

Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. 2006. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *Journal of Endodontics* 32, 1174-1177.

Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. 2014. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a

systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Operative Dentistry* 39, E31-44.

Silva e Souza MH Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza P de A, de Góes MF. 2010. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science* 18, 207-214.

Souza NC, Marcondes ML, Breda RV, Weber JB, Mota EG, Spohr AM. 2016. Relined fiberglass post: an ex vivo study of the resin cement thickness and dentin-resin interface. *Brazilian Oral Research* 18;30(1), pii: S1806-83242016000100274.

Sudsangiam S, van Noort R. 1999. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *The Journal of Adhesive Dentistry* 1, 57-67.

Ubal dini ALM, Benetti AR, Sato F, Pascotto RC, Medina Neto A, Baesso ML, Peutzfeldt A. 2018. Challenges in luting fibre posts: Adhesion to the post and to the dentine. *Dental Materials* 34, 1054-1062.

Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. 2014. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *The Journal of J Prosthetic Dentistry*. 111, 234-246.

Victorino KR, Kuga MC, Duarte MA, Cavenago BC, Só MV, Pereira JR. 2016. The effects of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts. *Journal Conservative Dentistry* 19, 96-100.

3.2 Publicação 2*

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES RESINAS TRANSLÚCIDAS PARA ANATOMIZAR O PINO DE FIBRA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DO CIMENTO AUTOADESIVO NA DENTINA RADICULAR

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência de diferentes resinas translúcidas (Z350 e Opallis) na anatomização de pinos de fibra e fotopolimerização do sistema de cimentação utilizando diferentes equipamentos de LED (V, Valo ou R, Rádii-Cal) sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva em 24h e 6 meses.

Materiais e Métodos: Oitenta raízes foram preparadas e divididas em 4 grupos (n=20): ZV (resina Z350 e LED Valo), ZR (resina Z350 e LED Rádii-Cal), OV (resina Opallis e LED Valo), OR (resina Opallis e LED Rádii-Cal). Após o preparo do espaço para pino, o pino de fibra foi anatomizado, cimentado com cimento autoadesivo, e fotopolimerizado com equipamento de LED V ou R. Os espécimes foram submetidos ao teste de push out para avaliar a resistência de união e classificação dos padrões de falha. Os valores de resistência de união foram submetidos ao teste ANOVA two way ($p=0,05$).

Resultados: ZV e ZR apresentaram valores de resistência adesiva superiores aos demais grupos aos 6 meses de avaliação ($p<0,05$).

Conclusão: A resina Z350 tem influência favorável na resistência de união do cimento autoadesivo à dentina radicular, independentemente do equipamento de polimerização LED utilizado.

Palavras chaves: Resina Composta. Resistência à fratura. Pinos dentários. Polimerização.

* Formatação de acordo com as normas do periódico *European Journal of General Dentistry* para o qual foi submetido.

1. Introdução

As falhas que ocorrem durante o processo de cimentação de pinos de fibra de vidro representam uma das principais razões que comprometem a eficácia do tratamento¹. Essas questões estão intimamente relacionadas a desafios na propagação da luz no interior do canal, assim como à contração excessiva e/ou à baixa taxa de conversão do sistema de cimentação durante a polimerização^{2,3}. Como resultado desses problemas, observa-se uma interface adesiva insatisfatória entre a linha de cimentação e o substrato dentinário⁴.

Uma estratégia recomendada para minimizar o risco de falha na interface adesiva é aumentar a resistência ao atrito entre o pino de fibra e a superfície dentinária do canal radicular, utilizando pinos de fibra anatomizados com resina composta⁵. É uma estratégia utilizada para reduzir a espessura da linha de cimentação visando uma menor quantidade de cimento resinoso^{6,7}. Além disso, é de extrema importância garantir a polimerização adequada da combinação de cimento resinoso e resina composta, permitindo a transmissão eficiente da luz através do canal, com intensidade suficiente para ativar os materiais e permitir uma adequada adesão⁸.

A correta polimerização dos materiais resinosos é fortemente influenciada pela irradiação do aparelho LED, tempo de fotoativação, e ainda pela composição, cor e translucidez do material⁹. A limitada penetração de luz no interior do canal, juntamente com o uso de resina composta mais opaca para a anatomização de pinos de fibra de vidro afeta a eficácia dos sistemas de cimentação¹⁰. Esse problema é particularmente notável nos terços médio e apical do espaço para pino, onde a intensidade da luz pode não ser adequada para fotoativar efetivamente o cimento resinoso, levando ao comprometimento na interface adesiva^{10,11}.

Apesar dos estudos clínicos apresentarem maior poder de gerar evidências, ensaios *in vitro* sobre adesão em dentina radicular envolvem aspectos quantitativos e qualitativos importantes para a obtenção de dados preliminares antes da sua aplicação clínica^{12,13}. Portanto, acreditamos ser de relevância clínica e importância significativa para a realização deste estudo investigar materiais disponíveis no mercado odontológico que possam melhorar a resistência de união na cimentação de pinos de fibras com cimento autoadesivo.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de diferentes resinas translúcidas (Z350 e Opallis) na anatomização do pino de fibra de vidro e fotopolimerização do sistema de cimentação com diferentes equipamentos (Valo e

Radii-Cal), sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva do sistema de cimentação autoadesivo (RelyX U200; 3M ESPE) na dentina radicular nos terços cervical, médio e apical do espaço para pino, em 24 h e 6 meses de avaliação. A hipótese nula testada foi a de que a resina e o dispositivo de fotopolimerização não influenciam a resistência de união ou o padrão de falha adesiva em 24 h ou 6 meses de avaliação nos diferentes terços do espaço para pino.

2. Materiais e Métodos

2.1. Seleção e Preparo da Amostra

Oitenta incisivos bovinos com anatomia e dimensões semelhantes foram selecionados e preservados em solução de timol 0,1% (pH 7,0) à temperatura de $4^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ até que fossem utilizados. As raízes foram seccionadas transversalmente 1mm abaixo da junção cimento-esmalte usando um disco de diamante dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), padronizando o comprimento da amostra em 15 mm a partir do ápice radicular¹⁴.

2.2. Preparo do Canal Radicular

O preparo do canal radicular foi realizado de acordo com estudo prévio realizado pelos autores¹¹. Para estabelecer a visibilidade no ápice radicular, uma lima #15K (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) foi cuidadosamente introduzida no canal radicular. Em seguida, a abertura foraminal foi selada com resina de cianoacrilato (Super Bonder; Loctite, São Paulo, SP, Brasil). Os canais radiculares foram então preparados seguindo as recomendações do fabricante com a técnica do Sistema Rotativo ProTaper até o instrumento F5 [0,50/D0] (Maillefer, Ballaigues, Suíça). Durante cada troca de instrumento, a irrigação foi realizada com 5 mL de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). A irrigação final envolveu o uso de 3 mL de ácido etilenodiaminotetracético a 17% (Biodinâmica, Ibiaporã, PR, Brasil) por 3 min, seguido de 5 mL de hipoclorito de sódio a 2,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Após a secagem dos canais radiculares com pontas de papel absorvente, estas foram obturadas com cimento à base de resina epóxi (AH Plus; Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha) e um cone mestre de guta percha F5 (ProTaper; Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil). As raízes foram incubadas a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 7 dias.

2.3. Preparação do espaço para pino

Os espaços para pino foram preparados para um comprimento de 11 mm usando uma broca Largo #2 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e, em seguida, padronizados com uma broca específica (White Post DC System #2; FGM, Joinville, SC, Brasil) com dimensões de 1,05 mm apicalmente e 1,8 mm cervicalmente, em baixa rotação. Não foi utilizado resfriamento a água durante o procedimento, de acordo com as orientações do fabricante. Após o preparo, o espaço para pino foi irrigado com 5mL de água destilada e seco com pontas de papel absorvente¹¹.

2.4. Preparo de pinos de fibras anatomizadas e cimentação

As superfícies dos pinos de fibra (White Post DC #2; FGM, Joinville, SC, Brasil) foram limpas com etanol a 70%. Posteriormente, o silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) foi aplicado ativamente, seguido de leve jato de ar por 1 min a uma distância de 3 cm. O sistema adesivo condicione e lave (Adper Scotchbond Multipurpose; 3M/ESPE, St. Louis, Missouri, EUA) foi então aplicado e fotoativado por 20 s¹¹. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos ($n=20$), de acordo com a resina e o equipamento de LED utilizado:

Grupo ZV (resina Filtek Z350 e fotopolimerizador Valo): Os pinos de fibra foram anatomizados com a resina composta translúcida Filtek Z350 (XT CT; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA) inserida no espaço para pino previamente lubrificado com gel solúvel a base de água (KY; Johnson & Johnson, SP, Brasil), e foram então fotopolimerizado por 5 segundos usando um dispositivo de LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA), com irradiância de 1.000 mW/cm². Os pinos de fibra foram então removidos do espaço para pino e a fotoativação foi completada em cada face por 20 segundos de cada lado. Em seguida, o espaço para pino foi irrigado com 10 mL de água destilada para retirada do gel a base de água e seco com papel absorvente. Um cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA) foi manuseado e inserido no espaço para pino utilizando seringa de precisão (Precision; Maquira, Maringá, PR, Brasil). O pino de fibra foi inserido no espaço para pino, e qualquer excesso foi removido. Em seguida, foi realizada a fotopolimerização com equipamento de LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 40 segundos na face cervical dos espécimes.

Grupo ZR (resina Filtek Z350 e fotopolimerizador Rádii-Cal): Os pinos de fibra foram anatomizados com a resina composta translúcida Filtek Z350 (XT CT; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA), da mesma forma que o grupo ZV, porém sua polimerização foi realizada com o aparelho LED (Rádii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) utilizando irradiância de 1.200 mW/cm^2 , por 5 segundos. Os pinos de fibra foram então removidos do espaço para pino e a fotoativação foi completada em cada face por 10 segundos de cada lado. A cimentação ocorreu da mesma forma citada acima, porém com o uso de equipamentos de LED (Rádii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) por 30 segundos na face cervical dos espécimes.

Grupo OV (resina Opallis e fotopolimerizador Valo): Os pinos de fibra foram anatomizados com a resina composta translúcida Opallis (T-Neutral; FGM, São Paulo, SP, Brasil) inserida no espaço para pino previamente lubrificado com gel hidrossolúvel (KY; Johnson e Johnson; São Paulo, SP, Brasil), e foram então fotopolimerizados por 5 segundos com um aparelho de LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA), com irradiância de 1.000 mW/cm^2 . Os pinos de fibra foram então removidos do espaço para pino e a fotoativação foi completada em cada face por 20 segundos de cada lado. Em seguida, o cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA) foi manuseado e inserido com seringa de precisão (Precision; Maquira, Maringá, PR, Brasil). O pino de fibra foi inserido no espaço para pino com todo o excesso removido. Posteriormente, a fotopolimerização foi realizada com equipamento de LED (Rádii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) por 40 segundos na face cervical do espécime.

4) Grupo OR (resina Opallis e fotopolimerizador Rádii-Cal): O procedimento foi semelhante ao descrito para OV, exceto que foi utilizado o LED (Rádii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) a uma potência constante de 1.200 mW/cm^2 por 30 seg.

As análises de push out e modo de falha foram realizadas em um período de 24 h e 6 meses após a cimentação da fibra. A Tabela 1 mostra os nomes comerciais, origens e composições químicas dos materiais utilizados na cimentação dos pinos de fibra de vidro.

Tabela 1. Nomes comerciais e composição dos materiais utilizados no estudo

Material (Fabricante)	Composição
RelyX U200	Base: silano tratado com pó de vidro, ácido 2-propenóico,

(3M ESPE, MN, EUA)	éster 2-metil 1,1'-[1-(hidroximetil)-1,2-etanodil], TEGDMA, persulfato de sódio e t-butilo per-3,5,5-trimetil-hexanoato. Catalisador em pó de vidro tratado com silano, dimetacrilato substituído, sílica silanada, p-tolueno sulfonato de sódio, ácido 1-benzil-5-fenilbárico, sais de cálcio, dimetacrilato de 1,12-dodecano, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.
Adper Scotchbond Multiuso (3M ESPE, MN, EUA)	Bismetacrilato (1-metiletilideno) bis (4,1-fenilenoxi [2-hidroxi-3,1-propanodil]) e HEMA.
Z350 XT (CT, 3M ESPE, MN, EUA)	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA e Bis-EMA, partículas agregadas de zircônia/sílica.
Opallis (T-Neutro 3M ESPE, MN, EUA)	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e TEGDMA, vidro de silicato de bário-alumino silanizado, nanopartículas de dióxido de sílica.

Abreviação: Bis-GMA, bisfenol-glicidil metacrilato; HEMA, 2-hidroxietil metacrilato; TEGDMA, dimetacrilato de trietilenoglicol; Bis-EMA, dimetacrilato de bisfenol A glicol etoxilado; UDMA, dimetacrilato de uretano.

Na sequência, 40 corpos de prova ($n=10$, cada grupo) foram submetidos à análise de resistência de união após 24 h e os demais corpos de prova foram imersos em água destilada por 6 meses, a 37°C. A água destilada foi trocada a cada 2 dias.

2.5. Avaliação da Resistência de União

Após 24 h e 6 meses, as raízes foram posicionadas verticalmente dentro de uma matriz de PVC (21,3 mm de diâmetro x 20,0 mm de comprimento) e avaliadas por meio de um paralelorômetro (BioArt B2, São Carlos, SP, Brasil). Em seguida, os corpos de prova foram retirados das matrizes e seccionados perpendicularmente ao seu eixo longitudinal utilizando um disco de diamante (250 rpm) acoplado a uma

máquina de corte de tecido duro (Isomet 1000; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA) com refrigeração a água.

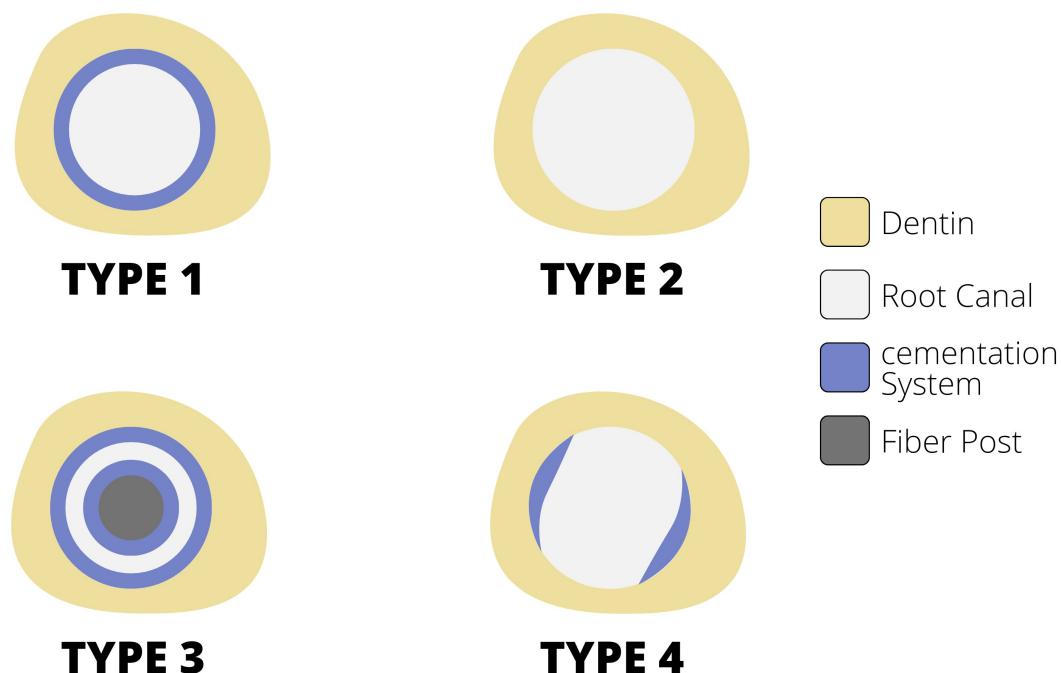
Três cortes, cada um com espessura de $2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$, foram obtidos dos terços apical, médio e cervical do espaço para pino. Os cortes cervical, médio e apical foram obtidos, respectivamente, de 1,0 mm, 5,0 mm e 9,0 mm apical à raiz da face cervical. Para garantir a lisura, quaisquer irregularidades nas seções foram eliminadas com lixa de carboneto de silício de 1200 grãos (Norton, São Paulo, SP, Brasil) com resfriamento a água. Posteriormente, os cortes foram submetidos à limpeza ultrassônica com água destilada por 1 min. Os terços apical, médio e cervical foram marcados, e os corpos de prova foram submetidos a um ensaio de resistência de união push out em máquina de ensaios eletromecânicos (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), aplicando-se uma célula de carga de 5 kN a uma velocidade de 0,5 mm/min até que ocorresse o deslocamento completo do pino de fibra e/ou do sistema de cimentação. Diâmetros de perfuração de 1,2 mm, 0,9 mm e 0,5 mm foram utilizados para os terços cervical, médio e apical do espaço para pino, respectivamente.

A força (F) necessária para o deslocamento do corpo de prova foi medida em Newtons (N) e convertida em força de união (MPa) usando a fórmula: $\text{MPa} = F/AD$. A área de adesão à dentina (DA) foi calculada pela fórmula: $AD = \pi \cdot (R + r) \cdot g$, onde R representa o raio do canal radicular na cervical (mm), r representa o raio do canal radicular na apical (mm) e g representa a altura relativa do cone invertido (mm). O valor de g foi calculado pela fórmula¹⁵: $g = (R - r)^2 + (2,0)^2$.

2.6. Análise do Padrão de Falha

Após o teste de push out, os cortes foram analisados em estereomicroscópio Leica DFC295 acoplado a um APO Leica S8 (Leica Microsystems, Wetzlar, Hesse, Alemanha), com aumento de 10x, para avaliar o padrão de falha. O padrão de falha foi categorizado da seguinte forma¹⁶: tipo 1 (adesivo 1), quando a falha ocorreu entre o pino e o cimento, tipo 2 (adesivo 2), entre a dentina e o cimento, tipo 3 (coesivo), dentro do cimento, e tipo 4 (misto), quando ambos os tipos de falha estavam presentes. A figura 1 ilustra os padrões de falha do adesivo.

Figura 1. Ilustração representativa do modo de falha adesiva.



Type 1 (tipo 1): falha entre o pino da fibra e o cimento resinoso; Type 2 (tipo 2): entre o sistema de cimentação e a dentina; Type 3 (tipo 3): dentro do sistema de cimentação; Type 4 (tipo 4): associação de diferentes padrões de fratura.

2.6. Análise estatística

O software BioEstat® 5.0 (Mamirauá, Belém, PA, Brasil) foi utilizado para executar os ensaios de análise estatística dos dados obtidos a partir da resistência de união em 24 h e 6 meses. Primeiramente, foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade da distribuição dos resultados. Uma vez confirmada a normalidade da distribuição, os dados foram submetidos à ANOVA 2 vias seguida do teste post-hoc de Tukey ($\alpha=0,05$). Os dados referentes ao padrão de falha adesiva foram descritos em termos da frequência de ocorrência em cada terço do espaço para pino.

3. Resultados

3.1. Avaliação da Resistência de União

3.1.1. Avaliação em 24 horas

Os valores de resistência adesiva foram semelhantes entre os grupos avaliados, independentemente do terço pós-espaco analisado ($p>0.05$). Quando analisados no mesmo grupo, porém em terços diferentes, os valores de resistência de

união no terço cervical, independentemente do grupo analisado, foram superiores aos demonstrados nos outros terços ($p < 0,05$). Não houve diferença nos resultados entre os terços médio e apical do espaço para pino ($p > 0,05$).

A Tabela 2 mostra a média aritmética e o desvio padrão dos valores de resistência de união do cimento resinoso autoadesivo, de acordo com a resina utilizada para customização do pino de fibra e do equipamento para fotopolimerização do sistema de cimentação, após 24 h.

Tabela 2. Média aritmética e desvio padrão dos valores de resistência de união do cimento resinoso autoadesivo, de acordo com a resina utilizada para anatomização do pino de fibra e equipamento LED para fotopolimerização do sistema de cimentação, após 24 h

	ZV	OV	ZR	OR
c	8,515 ^{aA}	8,190 ^{aA}	8,225 ^{aA}	8,314 ^{aA}
	(0,372)	(0,393)	(0,438)	(0,373)
m	7,630 ^{aB}	7,597 ^{aB}	7,613 ^{aB}	7,621 ^{aB}
	(0,451)	(0,354)	(0,139)	(0,177)
a	7,458 ^{aB}	7,432 ^{aB}	7,415 ^{aB}	7,411 ^{aB}
	(0,503)	(0,307)	(0,275)	(0,267)

^aLetras semelhantes na mesma linha indicam resultados semelhantes ($p > 0,05$). ^{AB}Letras Diferentes na mesma coluna indicam diferenças significativas ($p < 0,05$). *Abreviaturas:* c, terço cervical; m, terço médio; a, terço apical; ZV, anatomização com resina Z350 e LED Valo; ZR, anatomização com resina Z350 e LED Radii-Cal; OV, anatomização com resina Opallis e LED Valo; OR, anatomização com resina Opallis e LED Radii-Cal.

3.1.2. Avaliação aos 6 meses

Independentemente do terço avaliado, ZV e ZR apresentaram valores de resistência de união superiores aos demais grupos ($p < 0,05$). Por outro lado, não houve diferenças entre VZ e ZR ou entre OV e OR ($p > 0,05$). Os resultados de resistência de união foram semelhantes entre os terços do espaço para pino nas avaliações intragrupo ($p > 0,05$).

A Tabela 3 mostra a média aritmética e o desvio padrão dos valores de resistência de união do cimento resinoso autoadesivo, de acordo com a resina utilizada para customização do pino de fibra e do equipamento para fotopolimerização do sistema de cimentação, após 6 meses.

Tabela 3. Média aritmética e desvio padrão dos valores de resistência de união do cimento resinoso autoadesivo, de acordo com a resina utilizada para anatomização do pino de fibra e equipamento LED para fotopolimerização do sistema de cimentação, aos 6 meses

	ZV	OV	ZR	OR
c	7,325 ^{aA} (0,585)	6,071 ^{bA} (0,268)	7,310 ^{aA} (0,284)	6,019 ^{bA} (0,261)
m	7,294 ^{aA} (0,609)	5,919 ^{bA} (0,278)	7,278 ^{aA} (0,406)	5,936 ^{bA} (0,503)
a	7,080 ^{aA} (0,478)	5,811 ^{bA} (0,218)	7,135 ^{aA} (0,234)	5,876 ^{bA} (0,304)

^aLetras semelhantes na mesma linha indicam resultados semelhantes ($p>0,05$). ^{AB}Letras Diferentes na mesma coluna indicam diferenças significativas ($p<0,05$). *Abreviaturas:* c, terço cervical; m, terço médio; a, terço apical; ZV, anatomização com resina Z350 e LED Valo; ZR, anatomização com resina Z350 e LED Radian; OV, anatomização com resina Opallis e LED Valo; OR, anatomização com resina Opallis e LED Radian.

3.2. Análise do Modo de Falha

A falha do adesivo tipo 4 foi a mais frequente em todos os terços, independentemente do grupo avaliado em 24 h. A falha adesiva tipo 4 foi a mais frequente nos grupos em que o pino de fibra foi personalizado com resina Z350 (ZV e ZR) aos 6 meses. Por outro lado, a falha adesiva tipo 3 foi a mais frequente nos grupos em que o pino de fibra foi personalizado com resina Opallis (OV e OR). O terço analisado do espaço para pino e o tipo de LED utilizado não influenciaram os resultados obtidos.

As figuras 2 e 3 ilustram a incidência de padrões de falha adesiva nos terços do espaço para pino em 24 h e 6 meses, respectivamente, com base na resina utilizada para customização do pino de fibra e no equipamento de fotopolimerização do sistema de cimentação.

Figura 2. Modos de falha encontrados (%) nos terços cervical, médio e apical às 24 h de avaliação, nos diferentes grupos de avaliação.

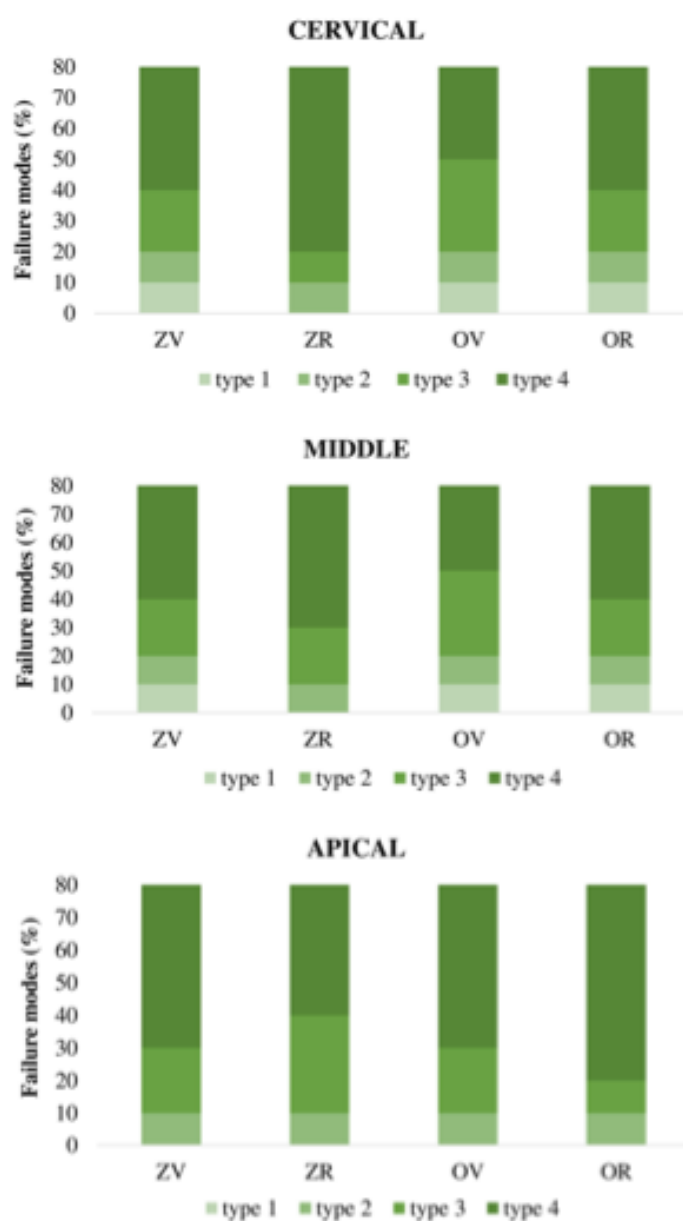
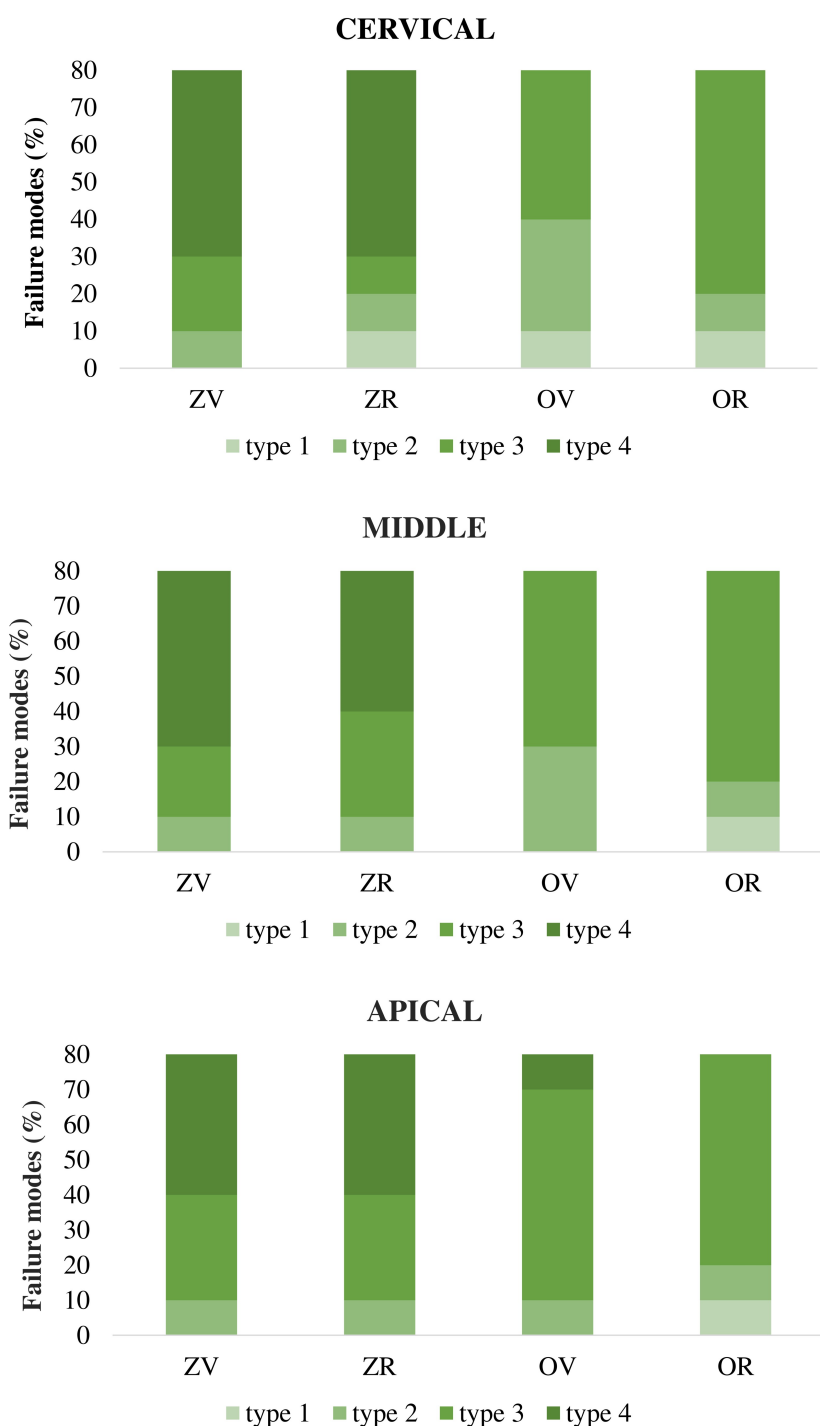


Figura 3. Modos de falha encontrados (%) nos terços espaciais cervical, médio e apical aos 6 meses de avaliação, nos diferentes grupos de avaliação.



4. Discussão

No presente estudo, não houve diferença entre os valores de resistência de união após a cimentação do pino de fibra de vidro, independentemente da resina composta utilizada para anatomização dos pinos e do LED para fotopolimerização,

em 24 h de análise. Por outro lado, ZV e ZR demonstraram maiores valores de força de união, após 6 meses. Portanto, a hipótese nula foi rejeitada.

Com base nos resultados deste ensaio *in vitro*, os valores de resistência de união foram semelhantes entre os grupos avaliados (ZV, ZR, OV e OR), independentemente do terço do espaço para pino. No entanto, a força de união no terço cervical foi maior do que nos outros terços. Sabe-se que a propagação da luz difere notavelmente nos terços do espaço para pino. Roberts *et al.*¹⁷ ao avaliarem a transmissão de luz em diferentes regiões do canal radicular, perceberam que a incidência de luz nas regiões superficiais foi significativamente maior do que nas regiões mais profundas.¹⁷

Estudos mostram que, principalmente nas porções médio e apical, a luz atinge níveis insuficientes para atingir resultados satisfatórios de polimerização do cimento^{9,18}. Considera-se ainda que a irradiação do LED é essencial para o sucesso da cimentação adesiva de pinos de fibra e que as reações induzidas durante a fotoativação na superfície do substrato resinoso podem levar a interações químicas entre os grupos de radicais livres nos componentes do cimento, resultando em uma adesão satisfatória^{20,21}. Curiosamente, a translucidez das resinas pode ter permitido maior ativação do cimento resinoso, resultando em maiores valores na resistência de união, como observado no terço cervical dos grupos avaliados, justificando os achados do estudo.

Por outro lado, independentemente do terço avaliado, ZV e ZR apresentaram os maiores valores de resistência adesiva em relação aos demais grupos. De acordo com Say *et al.*²², a composição química do material influencia diretamente suas propriedades químico-mecânicas. O sistema resinoso Bis-GMA/TEGDMA (ou similar) tem uma capacidade limitada de reduzir a tensão de contração de polimerização sem reduções subsequentes na conversão e nas propriedades do polímero²³. No entanto, com o aumento do teor de carga, a contração de polimerização, o coeficiente de expansão linear e a absorção de água são reduzidos²⁴.

Sabe-se que a contração de polimerização de resinas compostas é um importante fator que pode levar à falha adesiva²⁵. Com o advento da nanotecnologia, partículas inorgânicas de menor tamanho, tipo nano, foram introduzidas na matriz resinosa, o que permitiu uma redução ainda maior no estresse de contração de polimerização²⁶. Z350 (78,5% em peso) é uma resina nanoparticulada translúcida com agregados/aglomerados variando em tamanho de 0,6 a 20 micrômetros²⁷. A

quantidade de partículas inorgânicas é de aproximadamente 59,5% em volume. Opallis (79,8% em peso) é um compósito com menor teor de carga inorgânica em volume, aproximadamente 57%²⁷.

A absorção e reflexão da luz causada pelas partículas de carga orgânica presentes nos materiais resinosos podem reduzir a profundidade de polimerização dentro do canal radicular⁹. Isso sugere que a resistência de união do pino de fibra anatomizado com Z350 pode ser o resultado de uma combinação de dois fatores: a menor contração de polimerização do compósito e sua maior transmissão de luz. Isso pode ser atribuído ao seu maior volume de carga inorgânica, o que é suficiente para alcançar uma resistência adesiva significativa em um ambiente tão crítico como o canal radicular²⁸.

Independentemente do grupo avaliado, a falha adesiva predominante foi a mista (tipo 4), envolvendo dentina, cimento e pino em até 24 h da avaliação. O mecanismo de adesão do cimento resinoso RelyX U200 utilizado neste estudo é promovido por monômeros ácidos que desmineralizam e penetram no substrato dentinário, criando retenção micromecânica^{11,16}. Não depende da formação de uma camada híbrida ou da presença de tags, mas sim do contato íntimo entre o cimento e a dentina, o que possibilita a formação de ligações químicas com a hidroxiapatita.¹¹ Essa estreita interação pode contribuir para a falha adesiva²⁹.

A falha coesiva (tipo 3) foi predominante nos grupos OV e OR após 6 meses de avaliação. Falhas na polimerização do cimento podem ter resultado em fragilidades na estrutura do cimento. Fatores que podem ter contribuído para essas falhas incluem penetração inadequada de luz e altos estresses de polimerização³⁰.

Os cimentos autoadesivos possuem matriz orgânica com monômeros multifuncionais de metacrilato derivados do ácido fosfórico que interagem quimicamente com a hidroxiapatita presente no tecido dental, eliminando a necessidade de pré-tratamento com dentina³¹. Seu mecanismo de ação é, portanto, diferente do cimento convencional, o que limita os achados deste estudo. Avaliações adicionais com outros cimentos e resinas são necessárias para confirmar os achados deste estudo.

Infelizmente, *estudos in vitro* são incapazes de replicar com precisão as condições que existem *in vivo*. Apesar das dificuldades em simular condições intrabucais *in vitro*, particularmente em relação aos padrões de estresse e umidade,

os resultados deste experimento destacam os desafios na obtenção de uma interface adesiva adequada na dentina radicular.

5. Conclusão

Com base nos resultados do presente estudo, observou-se que a resina composta translúcida Filtek Z350 tem influência favorável na resistência de união do cimento autoadesivo (RelyX U200) à dentina radicular no controle a longo prazo, independentemente do equipamento de polimerização por LED utilizado.

Referências

1. Silva CF, Cabral LC, De Oliveira MN, Da Mota Martins V, Machado AC, Blumenberg C, et al. The influence of customization of glass fiber posts on fracture strength and failure pattern: A systematic review and meta-analysis of preclinical ex-vivo studies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;118:104433.
2. Soares PM, Morgan LF, Tonelli SQ, Limeira FI, Bruzinga FF, Seraidarian PI, et al. Effect of Different Resin Cements on the Bond Strength of Custom-made Reinforced Glass Fiber Posts—A Push-out Study. *J Contemp Dent.* 2021;22:219-23.
3. Prashant PM, Sonawane AA, Siddhesh DB, Shirin PK, Kalyani IA, Tryambake RP. Comparative evaluation of push-out bond strength of single and multiple fiber-reinforced posts cemented with dual-cure resin cement using different adhesive strategies: An in vitro study. *J Endod.* 2023;35:18-23.
4. Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. *Oper Dent.* 2009;34:443-51.
5. Freitas TLD, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Effect of glass fiber post adaptation on push-out bond strength root dentin. *Braz Dent J.* 2019;30:350–55.
6. Monteiro LC, Pecorari VGA, Gontijo IG, Marchi GM, Lima DANL, Aguiar FHB. PEEK and fiberglass intra-radicular posts: influence of resin cement and mechanical cycling on push-out bond strength. *Clin Oral Investig.* 2022;26:6907-16.
7. Rocha AT, Gonçalves LM, Vasconcelos AJDC, Maia FM, Nunes CC, De Jesus TRR. Effect of anatomical customization of the fiber post on the bond strength of a self-adhesive resin cement. *Int J Dent.* 2017;2017:1-6.

8. Galhano GA, De Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R. Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent*. 2008;33:321-4.
9. Fidalgo-Pereira R, Carpio D, Torres O, Carvalho O, Silva F, Henriques B, et al. The influence of inorganic fillers on the light transmission through resin-matrix composites during the light-curing procedure: an integrative review. *Clin Oral Investig*. 2022;26:5575-94.
10. Pulido C, Gomes OM, Loguercio AD, Dávila-Sánchez A, Camilotti F, Da Cruz, et al. How the translucency of direct anatomic fiber posts affects the bond strength and microhardness of a self-adhesive luting agent in flared roots. *Clin Oral Investig*. 2022;26:4447-56.
11. Leandrin TP, Fernández E, Lima RO, Besegato JF, Escalante-Otárola WG, Kuga MC. Customized Fiber Post Improves the Bond Strength and Dentinal Penetrability of Resin Cementation System to Root Dentin. *Oper Dent*. 2022;47:E22-E34.
12. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: A literature review. *Aust Dent J*. 2011;56:77-83.
13. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: A review. *J Dent*. 2007;35:827-35.
14. Barros APO, De Melo AC, Zambon M, De Andrade MF, Fernández E, Kuga MC. Etch-andrinse versus self-etch strategy of a universal adhesive in different application methods at the bonding interface of fiber post cementation. *J Esthet Restor Dent*. 2023;1-8.
15. Silva AM, Pedrinha VF, Zaniboni JF, De Campos EA, Kuga MC. Effect of post-space irrigation with acid solutions on bond strength and dentin penetrability using a self-adhesive cementation system. *J Clin Exp Dent*. 2021;13:e564-e571.
16. Ramos ATPR, Belizário LG, Jordao-Basso KCF, Shinohara AL, Kuga MC. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface using two fiber posts cementation systems. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2018;24:136-41.
17. 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;20:617–22.
18. Serino G, Comba A, Baldi A, Carossa M, Baldissara P, Bignardi C, et al. Could light-curing time, post-space region and cyclic fatigue affect the nanomechanical behavior of a dual-curing cement for fiber post luting?. *J Mech Behav Biomed Mater* 2022;125:104886.

18. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*. 2008;87:1122–6.
19. 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;42:667-74.
20. Faria SAL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiberpost translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod*. 2007;33:303–5.
21. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent*. 2003;28:628-34.
22. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*. 2002;87:642–9.
23. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials. *J Dent Res*. 2011;90:402-16.
24. Behl S, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Evaluation of depth-wise post-gel polymerisation shrinkage behaviour of flowable dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;124:104860.
25. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater*. 2021;27:598–607.
26. Koçak MM, Cengiz, S. Bond Strength of Resin Composites used as Core Materials around Different Types of Fiber Posts. *Int J Exp Dent Sci*. 2012;1:81–3.
27. Salgado VE, Rego GF, Schneider LF, De Moraes RR, Cavalcante LM. Does translucency influence cure efficiency and color stability of resin-based composites?. *Dent Mater*. 2018;34:957-66.
28. Rocha AT, Gonçalves LM, Vasconcelos AJC, Matos MFE, Nunes CC, De Jesus TRR. Effect of anatomical customization of the fiber post on the bond strength of a self-adhesive resin cement. *Int J Dent*. 2027;2017:5010712.
29. Bohrer TC, Fontana PE, Wandscher VF, Morari VHC, Dos Santos SS, Valandro LF, et al. Endodontic sealers affect the bond strength of fiber posts and the degree of conversion of two resin cements. *J Adhes Dent*. 2018;20:165-7.
30. Pereira JR, Valle AL, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis SMV. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. *J Prosthet Dent*. 2013;110:134-40.

31. Hikita K, Van MB, De Munck J, Ikeda T, Van LK, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2007;23:71-80.

3.3 Publicação 3*

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS E APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES PARA ANATOMIZAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO UTILIZANDO CIMENTO RESINOSO CONVENCIONAL

RESUMO

Objetivo: Avaliar dois sistemas de resinas compostas translúcidas (Z350 e Opallis) para anatomização de pinos de fibra fotopolimerizados com equipamento LED (V, Valo ou R, Radii-Cal) avaliando a resistência de união e padrão de falha adesiva utilizando cimento convencional (RelyX Ultimate) após 24 horas e 6 meses.

Materiais e Métodos: Quarenta raízes foram preparadas e divididas em 4 grupos (n=10): ZV - resina Z350 e LED Valo; ZR - resina Z350 e LED Radii-Cal; OV - resina Opallis e LED Valo; OU - Resina Opallis e LED Radii-Cal. O pino de fibra foi anatomizado e cimentado com cimento resinoso convencional e foi utilizado equipamento LED V ou R para fotopolimerização. Os dados de resistência de união foram submetidos a testes post-hoc ANOVA/Tukey de dois fatores ($\alpha=0,05$). Os dados referentes ao padrão de falhas adesivas foram descritos em termos da frequência de ocorrência em cada terço do espaço do pino.

Resultados: Tanto às 24 horas como aos 6 meses, a resistência de união entre os grupos foi semelhante, independentemente do terço do espaço do pino analisado ($P>0,05$). A falha adesiva tipo 4 foi a mais frequente em todos os terços.

Conclusão: A anatomização do pino de fibra com resina translúcida Z350 e Opallis tem o mesmo efeito na resistência de união e no padrão de falha adesiva, independente do equipamento LED utilizado para fotopolimerização.

Palavras-chaves: Resina Composta. Cimentos de Resina. Cura Luminosa de Adesivos Dentários.

* Formatação de acordo com as normas do periódico *European Journal of General Dentistry* para o qual foi submetido.

1. Introdução

A necessidade de anatomização do pino de fibra para melhor adaptação em canais excessivamente largos ainda é uma dúvida muito comum entre os clínicos a respeito da técnica e materiais utilizados¹⁻³. A resina composta é o material eleito para anatomização dos pinos⁴, permitindo sua execução pelos clínicos. Mesmo com os benefícios mecânicos fornecidos pela anatomização dos pinos de fibra de vidro, existem outros problemas que podem influenciar no sucesso do tratamento restaurador, como por exemplo a dificuldade de passagem da luz do aparelho LED nas regiões mais profundas do canal radicular¹.

Sabe-se que a eficácia das restaurações intrarradiculares depende também das propriedades do material, especificamente de uma boa resistência de união com o substrato dentinário⁵. Atualmente, o que se no canal radicular, métodos de cimentação, tipos de cimentos utilizados e comportamento da dentina radicular⁶⁻⁹. Avaliações de diferentes materiais resinosos, especificamente resinas translúcidas para customização de pinos, ainda são não abordados adequadamente na literatura. Portanto, os autores foram encorajados a realizar este ensaio *in vitro* na tentativa de investigar se a translucidez de diferentes resinas influencia a resistência de união e o padrão de falha adesiva.

Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar duas resinas translúcidas (Z350 e Opallis) para customização do pino de fibra e fotopolimerização com equipamento LED (Valo ou Radium-Cal) sobre a resistência de união e padrão de falha adesiva à dentina intrarradicular do espaço para pino. A hipótese nula testada foi que a resina e o dispositivo de fotopolimerização não influenciam a resistência de união ou o padrão de falha adesiva em 24 horas ou 6 meses de observação.

2. Materiais e métodos

2.1. Preparo dos espécimes

Quarenta incisivos bovinos foram selecionados e preservados em solução de timol (0,1%; pH 7,0) à temperatura de $4^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 7 dias. No oitavo dia, as raízes foram seccionadas ao nível da junção amelo-cementária com disco diamantado dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), padronizando o comprimento da amostra em 15 mm do ápice radicular⁸. Posteriormente, o canal foi preparado de forma

semelhante a Leandrin et al., 2022³. Após a instrumentação, foi realizada irrigação com 3 mL de EDTA 17% (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil) por 3 min, seguido de 5 mL de 2,5 % de hipoclorito de sódio (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Os canais radiculares foram secos com pontas de papel absorvente e preenchidos com cimento à base de resina epóxi (AH Plus; Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha) e cone único de guta-percha F5 (ProTaper; Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil).

Para o preparo do espaço para pino foi utilizada uma broca Largo #2 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) com comprimento de 11 mm, seguida de uma broca específica (#2 White Post DC System; FGM, Joinville, SC, Brasil) em baixa velocidade de rotação (NSK, Shinagawa, Tóquio, Japão), sem refrigeração a água conforme recomendação do fabricante. Posteriormente, o canal foi irrigado com 5 mL de água destilada e a secagem do canal foi realizada com pontas de papel absorvente³.

2.2. Anatomização e cimentação dos pinos de fibra de vidro

O preparo do pino (White Post DC #2; FGM, Joinville, SC, Brasil) foi realizado com a limpeza da superfície com etanol 70%, seguida da aplicação de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil) e secagem com jato de ar por 1 minuto. Posteriormente, um adesivo universal (Scotchbond Universal; 3M/ESPE, St. Louis, Missouri, EUA) foi aplicado na superfície do pino, seguido de fotoativação por 20 s³. Em seguida, os espécimes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n= 10), de acordo com a resina e o equipamento LED avaliado:

Grupo ZV (resina Filtek Z350 e fotopolimerizador Valo): os pinos de fibra foram anatomizados com a resina translúcida Filtek Z350 (XT CT; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA). Para isso, o espaço do pino foi previamente lubrificado com gel hidrossolúvel (KY; Johnson & Johnson, SP, Brasil). O pino com resina composta foi inserido no canal e fotopolimerizado por 5 s utilizando aparelho LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA), com irradiância de 1.000 mW/cm². Posteriormente, o pino customizado foi removido e a fotoativação foi completada em toda a sua superfície por 20 s. O pino anatomizado foi condicionado com ácido fosfórico 37% (Codac, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 1 min, lavado e seco, seguido da aplicação de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil). Um adesivo universal (Scotchbond Universal™; 3M/ESPE, St. Louis, Missouri, EUA) foi aplicado ativamente na superfície do pino.

O espaço para pino foi irrigado com 10 mL de água destilada para remoção do gel hidrossolúvel, seguido de secagem com pontas de papel e aplicação de ácido fosfórico 35% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil) em toda a dentina intrarradicular por 15 seg. Em seguida, o canal foi lavado com por 30 segundos e seco com pontas de papel absorvente. Posteriormente, o sistema adesivo universal (Scotchbond Universal™; 3M/ESPE, St. Louis, Missouri, EUA) foi aplicado ativamente com microbrush sobre toda a superfície dentinária.

Por fim, o cimento resinoso convencional (RelyX Ultimate; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA) foi manipulado e inserido no espaço do pino com auxílio de uma seringa de precisão (Precision; Maquira, Maringá, PR, Brasil), e o pino foi inserido no canal, removendo o excesso de cimento. A fotoativação foi realizada com aparelho LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 40 s.

Grupo ZR (resina Filtek Z350 e fotopolimerizador Ralii-Cal): A anatomização dos pinos foi semelhante ao grupo ZV, entretanto, sua polimerização foi realizada com aparelho LED (Ralii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) com irradiância de 1.200 mW/cm², por 5 s. Os pinos de fibra foram então removidos do espaço dos pinos e a fotoativação foi completada em cada face por 10 segundos de cada face. A cimentação ocorreu da mesma forma citada acima, porém com equipamento de LED (Ralii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) por 30 segundos na face cervical do espécime.

Grupo OV (resina Opallis e fotopolimerizador Valo): Os pinos de fibra foram anatomizados com a resina composta translúcida Opallis (T-Neutral; FGM, São Paulo, SP, Brasil) inserida no espaço do pino previamente lubrificado com gel hidrossolúvel (KY; Johnson & Johnson; São Paulo, SP, Brasil) e foram fotopolimerizados por 5 segundos com aparelho de LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA), com irradiância de 1.000 mW/cm². Os pinos de fibra foram então removidos do espaço dos pinos e a fotoativação foi completada em cada face por 20 segundos de cada lado. O pino customizado foi tratado com ácido fosfórico 37% (Condac, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 1 min, lavado e seco, seguido da aplicação de silano (Prosil; FGM, Joinville, SC, Brasil). Posteriormente, um adesivo universal (Scotchbond Universal™; 3M/ESPE, St. Louis, Missouri, EUA) foi aplicado ativamente na superfície do pino. Paralelamente, o espaço do pino foi irrigado com 10 mL de água destilada para remoção do gel hidrossolúvel, seguido de secagem com pontas de papel e aplicação

de ácido fosfórico 35% (Codac, FGM, Joinville, SC, Brasil) em toda a dentina intrarradicular para 15 seg. Em seguida, o canal foi enxaguado com água destilada por 30 segundos e seco com pontas de papel absorvente. Posteriormente, o sistema adesivo universal (Scotchbond Universal™; 3M/ESPE, St. Louis, Missouri, EUA) foi aplicado ativamente com microbrush sobre toda a superfície dentinária. Por fim, o cimento resinoso convencional (RelyX Ultimate; 3M/ESPE, St. Louis, MO, EUA) foi manipulado e inserido no espaço do pino com auxílio de uma seringa de precisão (Precision; Maquira, Maringá, PR, Brasil), e o O pino foi colocado no canal, removendo o excesso de cimento. A fotoativação foi realizada com aparelho LED (Valo; Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 40 s.

Grupo OR (resina Opallis e fotopolimerizador Radii-Cal): O procedimento foi semelhante ao descrito em OV, alterando apenas o aparelho fotopolimerizador LED (Radii-Cal; SDI, Itajaí, SC, Brasil) na potência constante de 1.200 mW/cm² por 30 seg.

As análises de push out e modo de falha foram realizadas em um período de 24 horas e 6 meses após a cimentação do pino de fibra. A Tabela 1 apresenta os nomes comerciais, procedências e composições químicas dos materiais utilizados na cimentação dos pinos de fibra de vidro.

40 corpos de prova (n=10) foram submetidos à análise de resistência de união push-out após 24 horas e os demais espécimes foram imersos em água destilada por 6 meses, a 38°C. A água destilada foi trocada a cada 3 dias.

Tabela 1. Materiais e suas composições utilizados no estudo

Materiais	Composição
RelyX Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Base Paste: Methacrylate monomers, Radiopaque, silanated fillers, Initiator components, Stabilizers, Rheological additives. Catalyst Paste: Methacrylate monomers, Radiopaque alkaline (basic) fillers, Initiator components, Stabilizers, Pigments, Rheological additives, Fluorescence dye, Dark cure activator for Scotchbond Universal adhesive.
Scotchbond Universal™ (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	MDP monomer, Dimethacrylate resins, HEMA, Vitrebond™ Copolymer, Filler, Ethanol, Water, Initiators, Silane.
Z350 XT CT 3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, and Bis-EMA, zirconia/silica aggregated particles.
Opallis T-Neutral 3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA, barium-alumino silicate glass silanized, silica dioxide nanoparticles.

2.3. Avaliação da resistência de união

Após 24 horas e 6 meses, as raízes foram posicionadas verticalmente dentro de uma matriz de PVC (22,3 mm de diâmetro x 21,0 mm de comprimento) e avaliadas por meio de um paralelômetro (BioArt B2, São Carlos, SP, Brasil). Posteriormente, os espécimes foram retirados das matrizes e seccionados perpendicularmente ao seu eixo longitudinal utilizando um disco diamantado acoplado a uma máquina de corte de tecido duro (Isomet 1000; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA) com resfriamento a água.

Três cortes, cada um com espessura de 1,9 mm ± 0,2 mm, foram obtidos dos terços apical, médio e cervical do espaço do pino. Os cortes cervical, médio e apical

foram obtidos, respectivamente, de 1,0 mm, 5,0 mm e 9,0 mm apicalmente à face cervical da raiz. Posteriormente, os corpos de prova foram submetidos à limpeza ultrassônica com água destilada por 1 min. Os terços apical, médio e cervical foram marcados e os corpos de prova submetidos ao teste de resistência de união push-out em máquina de ensaios eletromecânicos (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), aplicando-se uma célula de carga de 5 kN a uma velocidade de 0,5 mm/min, até ocorrer o deslocamento completo do pino de fibra e/ou do sistema de cimentação.

Foram utilizados punches com diâmetros de 1,2 mm, 0,9 mm e 0,5 mm para os terços cervical, médio e apical do espaço do pino, respectivamente. A força (F) necessária para o deslocamento do corpo de prova foi medida em Newtons (N) e convertida em resistência de união (MPa) através da fórmula: $MPa = F/AD^0$.

2.4. Avaliação do Padrão de Falha

Após o teste push out, as secções obtidas foram analisadas em estereomicroscópio Leica DFC295 acoplado a um Leica S8 APO (Leica Microsystems, Wetzlar, Hesse, Alemanha), com ampliação de 10x, para avaliação do padrão de falha. O modo de falha foi classificado segundo Ramos et al., 2018¹¹.

2.5. Análise Estatística

Os dados obtidos foram inicialmente avaliados pelo teste de Shapiro-Wilk para investigar a distribuição dos dados. Uma vez confirmada a normalidade dos resultados de resistência de união, os dados foram submetidos à ANOVA two-way e ao teste de Tukey ($P = 0,05$). Os dados referentes ao padrão de falhas adesivas foram descritos em termos da frequência de ocorrência em cada terço do espaço do pino.

3. Resultados

3.1. Resistência de União – 24h

A resistência de união foi a mesma entre os grupos avaliados, independente do terço do pino analisado ($P > 0,05$). Na comparação entre terços, a resistência de união no terço cervical, independente do grupo analisado, foi superior à demonstrada nos demais terços ($P < 0,05$). Não houve diferença entre os resultados demonstrados entre os terços médio e apical do espaço do pino ($P > 0,05$). Os resultados estão descritos na Tabela 2.

Na comparação entre os terços, a resistência de união do terço cervical, independentemente do grupo analisado, foi superior ao demonstrado nos demais terços ($P < 0,05$). Não houve diferença entre os resultados demonstrados entre os terços médio e apical do espaço pós-implante ($P > 0,05$).

Tabela 2. Média e desvio padrão da resistência de união do sistema de cimentação em função da resina utilizada para anatomização do pino de fibra e do equipamento para fotopolimerização do sistema de cimentação, após 24 h.

	ZV	ZR	OV	OR
c	10,69aA (0,71)	10,01aA (0,71)	10,22aA (0,79)	10,14aA (0,71)
m	9,71aB (0,57)	9,14aB (0,47)	9,41aB (0,43)	9,41aB (0,69)
a	933aB (0,49)	8,91aB (0,64)	9,31aB (0,71)	8,99aB (0,58)

aLetras semelhantes na mesma linha indicam resultados semelhantes ($P > 0,05$). AB Letras diferentes na mesma coluna indicam diferenças significativas ($P < 0,05$). c, terço cervical; m, terço médio; a, terço apical; ZV, customização com resina Z350 XT e fotoativação com Valo; ZR, customização com resina Z350XT e fotoativação com Rádi-Cal; OV, personalização com resina Opallis e fotoativação com Valo; OU, personalização com resina Opallis e fotoativação com Rádi-Cal.

3.2. Resistência de União – 6 meses

Os valores de resistência de união entre os grupos foram semelhantes aos demonstrados na avaliação de 24 horas, independentemente do material utilizado para customização do pino de fibra e do sistema de fotoativação empregado ($P > 0,05$). Na comparação entre terços dentro de um mesmo grupo, os valores de resistência de união do terço cervical, independente do grupo analisado, foram superiores aos demonstrados nos demais terços ($P < 0,05$). Não houve diferença entre os resultados demonstrados entre os terços médio e apical do espaço do pino ($P > 0,05$). Os resultados estão descritos na Tabela 3.

Tabela 3. Média e desvio padrão da resistência de união do sistema de cimentação em função da resina utilizada para anatomização do pino de fibra e do equipamento para fotopolimerização do sistema de cimentação, após 6 meses.

	ZV	ZR	OV	OR
c	9,74aA (0,77)	9,71bA (0,51)	9,62aA (0,76)	9,68bA (0,63)
m	9,01aB (0,34)	9,02aB (0,57)	9,01aB (0,32)	9,05aB (0,49)
a	8,64aB (0,38)	8,54aB (0,43)	8,59aB (0,51)	8,51aB (0,52)

aLetras semelhantes na mesma linha indicam resultados semelhantes ($P > 0,05$). AB Letras diferentes na mesma coluna indicam diferenças significativas ($P < 0,05$). c, terço cervical; m, terço médio; a, terço apical; ZV, customização com resina Z350 XT e fotoativação com Valo; ZR, customização com resina Z350XT e fotoativação com Rádi-Cal; OV, personalização com resina Opallis e fotoativação com Valo; OU, personalização com resina Opallis e fotoativação com Rádi-Cal.

3.3. Padrão de Falha

Em 24 horas, a falha adesiva tipo 4 foi a mais frequente em todos os terços, independente do grupo avaliado (Figura 1). Aos 6 meses, à semelhança do observado na avaliação de 24 horas, o padrão de falha mais frequente foi o tipo 4, independente do terço analisado do espaço do pino (Figura 2).

Figura 1. Padrão de falha encontrados nos terços cervical, médio e apical após 24 horas da cimentação de pinos de fibra de vidro.

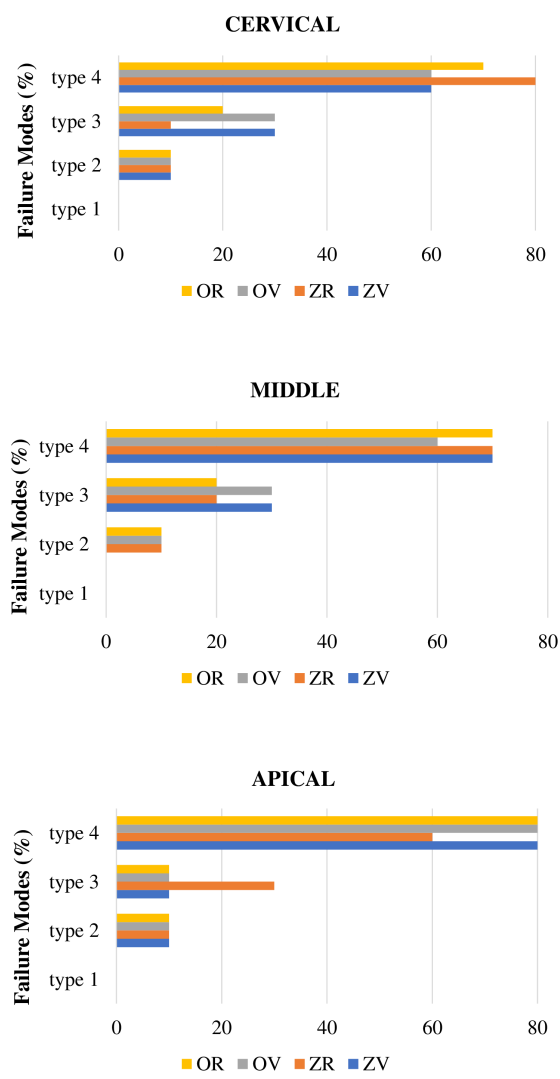
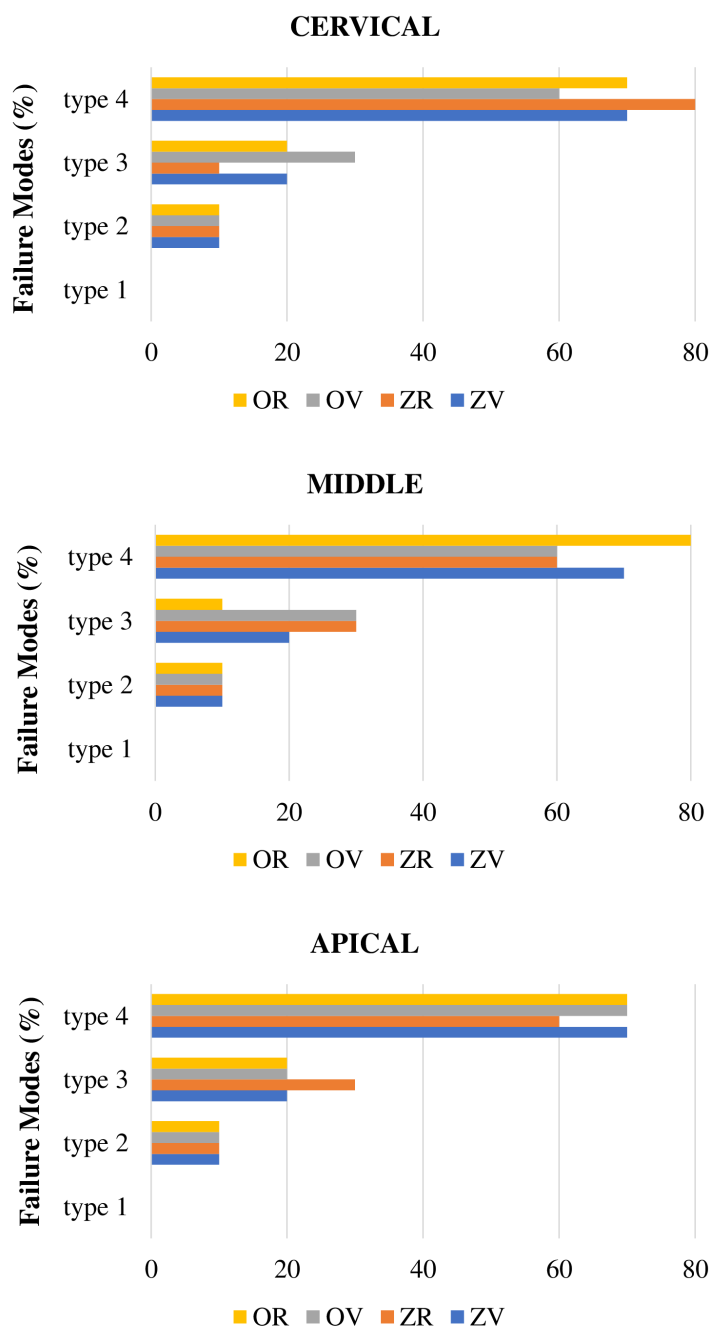


Figura 2. Padrão de falha encontrados nos terços cervical, médio e apical após 6 meses da cimentação de pinos de fibra de vidro.



4. Discussão

Este estudo avaliou duas resinas compostas translúcidas (Z350 XT e Opallis) para anatomização de pino de fibra, fotopolimerizados com equipamento LED (Valo ou Radium-Cal), quanto à resistência de união e padrão de falha adesiva em um sistema

de cimentação convencional na dentina intrarradicular. Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre os grupos de avaliação às 24 horas e aos 6 meses de acompanhamento, aceitando a hipótese nula.

A resistência de união avaliada foi igual entre os grupos avaliados em todos os terços, tanto às 24 horas como aos 6 meses. Porém, na comparação entre terços, a resistência de união no terço cervical, independente do grupo analisado, foi maior que nos demais terços.

Alguns fatores citados na literatura anterior podem interferir na adesão e, consequentemente, na resistência do pino de fibra, como limpeza ineficaz da dentina intrarradicular^{6,8}, camada espessa de material de cimentação e polimerização incompleta do cimento resinoso^{12,13}. Outra questão refere-se às irregularidades e ao menor número e diâmetro dos túbulos dentinários no terço apical¹⁴, o que também pode afetar a resistência de união. Isso se deve à diminuição dos tags resinosos nas regiões mais profundas do canal devido a essas alterações anatômicas¹⁵.

Outro problema que também pode levar a falhas na restauração está relacionada ao fator C (fator de configuração da cavidade) nos terços mais profundos do espaço preparado para pino, criando alta tensão de contração na interface de ligação pino/cimento/dentina¹⁶.

Uma dificuldade relativamente comum durante a cimentação do pino é a fotoativação dos cimentos duais¹⁷. A polimerização incompleta do material promove sua degradação e descolamento do canal radicular^{16,17}. O resultado disso é a formação de potenciais falhas adesivas em restaurações intrarradiculares. Conforme demonstrado em nossos resultados, tanto às 24 horas quanto aos 6 meses de acompanhamento, foram observadas falhas do tipo 4 com frequência de incidência variando de 60% a 80%, independentemente do material resinoso e do dispositivo de LED utilizado (Figura 1 e 2). As falhas adesivas tipo 4, conhecidas como falhas mistas, ocorrem na presença de uma ou mais falhas simultaneamente¹¹. Essas falhas também foram relatadas em estudos anteriores¹⁸⁻²⁰.

Este estudo utilizou um sistema de cimento resinoso convencional (RelyX Ultimate), o que limita nossos resultados. Portanto, incentivamos novas pesquisas comparando diferentes sistemas de cimento e resina para complementar os achados obtidos neste estudo. Além disso, os autores propõem a realização de ensaios clínicos de longo prazo para validar os resultados desta investigação.

5. Conclusão

A anatomização do pino de fibra com resina translúcida Z350 e Opallis tem o mesmo efeito na resistência de união e no padrão de falha adesiva, independente do equipamento LED utilizado para fotopolimerização.

Referências

1. Silva CF, Cabral LC, De Oliveira MN, Da Mota MV, Machado AC, Blumenberg C, et al. The influence of customization of glass fiber posts on fracture strength and failure pattern: A systematic review and meta-analysis of preclinical ex-vivo studies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;118:104433.
2. Fernandes V, Silva AS, Carvalho O, Henriques B, Silva FS, Özcan M, Souza JC. The resin-matrix cement layer thickness resultant from the intracanal fitting of teeth root canal posts: An integrative review. *Clin Oral Investig.* 2021;25:5595-612.
3. Leandrin TP, Fernández E, Lima RO, Besegato JF, Escalante-Otárola WG, Kuga MC. Customized fiber post improves the bond strength and dentinal penetrability of resin cementation system to root dentin. *Oper Dent.* 2022;47:E22-34.
4. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater.* 2007;23:95-9.
5. Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP. Bonding of adhesive resin to intraradicular dentine: A review of the literature. *Int J Adhes Adhes.* 2015;60:92-103.
6. Alencar CDM, Zaniboni JF, Besegato JF, Barros APO, Gélío MB, Kuga MC. Effect of irrigation acid solutions on cleaning and bond strength to post-space dentin. *Eur J Oral Sci.* 2023;4:e12939.
7. Castro-Núñez GM, Dos Santos JREV, Zaniboni JF, Escalante-Otárola WG, Porto TS, Kuga MC. Effect of mechanical cleaning protocols in the fiber post space on the adhesive interface between universal adhesive and root dentin. *Microsc Res Tech.* 2022;85:2131-9.

8. Barros APO, De Melo AC, Zambon M, De Andrade MF, Fernández E, Kuga MC. Etch-and-rinse versus self-etch strategy of a universal adhesive in different application methods at the bonding interface of fiber post cementation. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35:1249-56.
9. Belizário LG, Kuga MC, Castro-Núñez GM, Escalante-Otárola WG, Só MVR, Pereira JR. Effects of different peracetic acid formulations on post space radicular dentin. *J Prosthet Dent*. 2018;120:92-8.
10. Silva AM, Pedrinha VF, Zaniboni JF, De Campos EA, Kuga MC. Effect of post-space irrigation with acid solutions on bond strength and dentin penetrability using a self-adhesive cementation system. *J Clin Exp Dent*. 2021;13:e564-e571.
11. Ramos ATPR, Belizário LG, Jordao-Basso KCF, Shinohara AL, Kuga MC. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface using two fiber posts cementation systems. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2018;24:136-141.
12. Mongruel GG, De Rezende EC, Mongruel GOM, Gomes JC, Dourado LA, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent*. 2014;16:71-8.
13. Lopes GC, Ballarin A, Baratieri LN. Bond strength and fracture analysis between resin cements and root canal dentin. *Aust Endod J*. 2012;38(1):14-20.
14. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. A estrutura da dentina na região apical dos dentes humanos. *Int Endod J*. 2001;34:346-53
15. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent*. 1993;6:7-9.
16. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent*. 2011;39:422-9.
17. Baena E, Fuentes MV, Garrido MA, Rodríguez J, Ceballos L. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. *Oper Dent*. 2012;37:548-56.

18. Cecchin D, De Almeida JFA, Gomes BP, Zaia AA, Ferraz CCR. Influence of chlorhexidine and ethanol on the bond strength and durability of the adhesion of the fiber posts to root dentin using a total etching adhesive system. *J Endod*. 2011;37(9):1310-5.
19. 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 Prosth Dent*. 2017;118:372-8.
20. Strazzi-Sahyon HB, Da Silva PP, Nakao JM, Da Silva PZ, Nunes LP, Sivieri-Araujo G. Influence of two photodynamic therapy sessions and different photosensitizers on the bond strength of glass-fiber posts in different regions of intraradicular dentin. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2021;33:102193.

4 CONCLUSÃO

A anatomização de pinos de fibra de vidro é uma alternativa interessante para aumentar a retenção mecânica nos canais radiculares, aumentando a resistência de união na interface adesiva entre sistema de cimentação e dentina radicular, independente do terço radicular, do sistema de cimentação e do aparelho de fotopolimerização utilizado.

REFERÊNCIAS*

1. Lorenzetti CC, Bortolatto JF, Ramos ATPR, Shinohara AL, Saad JRC, Kuga MC. The effectiveness of glass ionomer cement as a fiber post cementation system in endodontically treated teeth. *Micros Res Tech.* 2019; 82(7): 1191-7.
2. Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(3): 234-46.
3. Freitas TL, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Effect of glass fiber post adaptation on push-out bond strength to root dentin. *Braz Dent J.* 2019; 30(4): 350-5.
4. 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.
5. Portigliatti RP, Tumini JL, Bertoldi Hepburn AD, Aromando RF, Olmos JL. Correspondence between fiber post and drill dimensions for post canal preparation. *Am J Dent.* 2017; 30(6): 295-8.
6. 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; 7(3): 235-40.
7. 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; 36(9): 1543-6.
8. Farina AP, Chiela H, Carlini-Junior B, Mesquita MF, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC et al. Influence of cement type and relining procedure on push-out bond strength of fiber posts after cyclic loading. *J Prosthet.* 2016; 25(1): 54-60.
9. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent.* 2014; 39(1): E31-44.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

10. Ramos ATPR, Garcia Belizário L, Venção AC, Fagundes Jordão-Basso KC, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF et al. Effects of photodynamic therapy on the adhesive interface of fiber posts cementation protocols. *J Endod.* 2018; 44(1): 173-8.
11. Fidalgo-Pereira R, Carpio D, Torres O, Carvalho O, Silva F, Henriques B et al. The influence of inorganic fillers on the light transmission through resin-matrix composites during the light-curing procedure: an integrative review. *Clin Oral Investig.* 2022; 26(9): 5575-94.
12. Pulido C, Gomes OM, Loguercio AD, Dávila-Sánchez A, Camilotti F, Da Cruz GK et al. How the translucency of direct anatomic fiber posts affects the bond strength and microhardness of a self-adhesive luting agent in flared roots. *Clin Oral Investig.* 2022; 26(6): 4447-56.

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 02/02/2026.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 02 de fevereiro de 2024.

Reinaldo Oliveira Lima