

MARIANA ELIAS QUEIROZ

**INFLUÊNCIA DE PROTOCOLOS DE ATIVAÇÃO NAS
CARACTERÍSTICAS DE CIMENTOS RESINOSOS DUAIS
COM DIFERENTES FOTOINICIADORES**

Araçatuba - SP
2025

MARIANA ELIAS QUEIROZ

**INFLUÊNCIA DE PROTOCOLOS DE ATIVAÇÃO NAS
CARACTERÍSTICAS DE CIMENTOS RESINOSOS DUAIS
COM DIFERENTES FOTOINICIADORES**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Araçatuba da Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP,
para obtenção do título de Doutor em
Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique dos
Santos

Coorientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves
Assunção

Coorientadora: Prof. Dra. Ana Teresa Maluly
Proni

Araçatuba - SP
2025

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Q3i

Queiroz, Mariana Elias.

Influência de protocolos de ativação nas características de cimentos resinosos duais com diferentes fotoiniciadores / Mariana Elias Queiroz. – Araçatuba, 2025

75 f. : il. ; tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Araçatuba

Orientador: Prof. Paulo Henrique dos Santos

Coorientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

Coorientadora: Profa. Ana Teresa Maluly Proni

1. Cimentos de resina 2. Cimentação 3. Dentina I. T.

Black D3

CDD 617.69

Dedicatória

Aos meus pais, Alfredo Franco Queiroz e Deise Regina Elias Queiroz, minhas maiores inspirações e por quem eu tenho imensa admiração. Sem o apoio incondicional de vocês, não teria sido possível chegar até aqui. Espero, um dia, poder retribuir ao menos uma parte de tudo o que fizeram — e continuam fazendo — por mim.

*Agradecimentos
Especiais*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos**, minha sincera gratidão por todos os ensinamentos, pela confiança, paciência e, principalmente, por todo o incentivo ao longo desses últimos cinco anos. Jamais poderia imaginar que um e-mail recebido em 21 de janeiro de 2020, vindo de quem viria a ser meu futuro orientador, marcaria o início de uma mudança tão significativa nos meus planos, abriria tantas portas e daria início a uma jornada acadêmica extraordinária, ao lado de uma equipe igualmente inspiradora. Professor, agradeço profundamente por todas as oportunidades que me foram concedidas e por todo o tempo e dedicação investidos na minha formação. O senhor é, para mim, um verdadeiro exemplo de dedicação, competência e profissionalismo. Hoje sei que a vida de docente é bem mais desafiadora do que parece, mas ter acompanhado de perto alguém que exerce essa profissão com tanto amor, generosidade e compromisso torna tudo mais admirável — e, de certa forma, menos difícil. Obrigada por ser uma referência não apenas acadêmica, mas também pessoal. Espero poder continuar aprendendo com o senhor e contando com sua valiosa orientação.

Aos meus pais **Deise Regina Elias Queiroz e Alfredo Franco Queiroz**, meu profundo agradecimento por serem a base sólida sobre a qual construí meus sonhos, oferecendo suporte incondicional em cada passo desta jornada. Serei eternamente grata a vocês.

Ao meu noivo, **Eduardo Dallazen**, por ser presença constante, apoio incondicional e abrigo seguro ao longo de todos esses anos de pós-graduação. Obrigada por abraçar meus sonhos como se fossem seus, por me incentivar nos momentos de dúvida e por me lembrar, todos os dias, do meu potencial. Sua paciência, carinho e fé em mim fizeram toda a diferença nessa jornada. A vida é mais leve e mais bonita ao seu lado. Que essa seja apenas mais uma das muitas conquistas que ainda vamos celebrar juntos.

À minha orientadora do exterior **Dra. Cristina Vidal**, minha profunda gratidão por me acolher com tanta generosidade durante o período de doutorado sanduíche e por ter contribuído de forma tão significativa para a realização de um grande sonho. Obrigada por abrir as portas da Universidade de Iowa, por me apresentar à encantadora Iowa City e a tantas pessoas inspiradoras, além de todas as oportunidades que me foram oferecidas ao longo daquele ano. Agradeço também por toda a atenção, tempo e dedicação com que acompanhou não apenas meu projeto, mas também outros trabalhos nos quais tive o privilégio de colaborar sob sua orientação.

Ao meu irmão, ***Matheus Elias Queiroz***, que sempre teve o talento especial de me distrair com besteiras exatamente quando eu precisava relaxar. Sua habilidade de fazer pausas produtivas é inigualável. Obrigada por sempre ouvir as minhas mais infundadas preocupações com a vida e por sempre me lembrar que em quase 99% das vezes é tudo fruto da minha imaginação. Agradeço por ser o meu parceiro de risadas e por sempre me lembrar que a vida não precisa ser levada tão a sério assim.

Aos meus coorientadores, ***Dra. Ana Teresa Maluly Proni e Dr. Wirley Gonçalves Assunção***, meus sinceros agradecimentos pelas valiosas orientações, conselhos, ensinamentos e, sobretudo, pela constante disponibilidade em me apoiar sempre que necessário. A convivência com vocês foi extremamente enriquecedora e contribuiu significativamente para meu crescimento, tanto acadêmico quanto pessoal.

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

À **Deus** que me deu a vida, família, amigos, saúde e força necessária para enfrentar os desafios. Agradeço a Ele por ser meu guia e por todas as pessoas e oportunidades que coloca em meu caminho.

À **Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP**, na pessoa do diretor **Prof. Tit. Alberto Carlos Botazzo Delbem**, pelo acolhimento e por proporcionar meu aprendizado durante o Doutorado.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, na pessoa do coordenador **Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção**, por incentivar a pesquisa na área da Odontologia e por acreditar no futuro dos professores e pesquisadores.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)** - Código de Financiamento 001, pela concessão de Bolsa durante todo o período de Doutorado, inclusive no período de Doutorado sanduíche pelo programa CAPES PRINT, que foi essencial para a execução desse trabalho.

À **Universidade de Iowa**, pela acolhida generosa e pelo suporte proporcionado durante a realização do meu doutorado sanduíche.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Cristiane Regina Lui Matos, Valéria de Queiroz Marcondes Zagatto, Lilian Sayuri Mada, Lucas Sousa da Rocha, Elis Andréa Pinto**, que sempre me atenderam com muita gentileza e solucionaram todos os meus problemas e as minhas dúvidas com muita eficiência.

Aos **funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP**, pela disponibilidade e atenção.

Aos **Professores do curso de Pós-Graduação em Odontologia – UNESP**, pela oportunidade de crescimento e por todo conhecimento científico compartilhado.

Aos **Professores do departamento de Odontologia Restauradora (Operative Dentistry) da Universidade de Iowa**, em especial à **Prof. Dra Cristina Vidal e Prof. Ariene Leme-Kraus** por me acolherem tão bem durante o período de Doutorado Sanduíche, por me orientarem nesse e em outros projetos de pesquisa e por todo o conhecimento compartilhado.

Foi um enorme privilégio poder conviver e aprender com pessoas que são grandes inspirações na área acadêmica.

Aos **Professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, em especial à **Prof. Dra Aimee Maria Guiotti**, pelos conhecimentos compartilhados durante os laboratórios da graduação que tive a oportunidade de acompanhar.

Ao **Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção** e ao **Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha**, por enriquecerem ainda mais o meu aprendizado durante as clínicas e os seminários. Vocês são grandes referências para mim na área de prótese dentária.

Aos **Professores do departamento de Odontologia Preventiva e Restauradora**, em especial a **Prof. Dra. Ticiane Cestari Fagundes Tozzi**, **Prof. Dr. André Luiz Fraga Briso** e **Prof. Dr. Anderson Catelan**, minha sincera gratidão por me acolherem como parte da Dentística, pelas oportunidades oferecidas ao longo da pós-graduação e pela convivência diária no departamento. Foi um privilégio imenso aprender com profissionais que tanto admiro e que são referência na pesquisa em Dentística.

Ao secretário, **Jorge Luis Trevelim**, e ao servidor técnico-administrativo, **Carlos Suetake**, do departamento de Odontologia Preventiva e Restauradora, por toda disposição em ajudar e pela gentileza com que sempre me trataram.

À **empresa FGM**, meus sinceros agradecimentos pela gentil doação dos materiais utilizados nesta pesquisa. Agradeço, também, pelo constante apoio à pesquisa odontológica brasileira. Empresas como a FGM desempenham um papel fundamental na construção de uma odontologia cada vez mais qualificada, inovadora e baseada em evidências científicas.

Aos alunos de iniciação científica, **Ritipael Soares** e **Aisha Ravena**, com quem tive o prazer de conviver e colaborar nos projetos. Sou grata por todo o apoio e incentivo que me ofereceram no início desta jornada.

Às minhas grandes amigas e presentes da pós-graduação, **Érika Mayumi**, **Lara Esteves**, **Karen Milaré** e **Mariana Sati** meu profundo agradecimento pela convivência, pelos conselhos, desabafos, risadas, pelos momentos tensos e por toda a troca de experiências que vivemos ao longo desses anos. Obrigada por me acolherem com tanto carinho na família Dentística FOA. A pós-graduação foi muito mais leve — e, ao mesmo tempo, um dos períodos mais especiais da minha vida — porque tive vocês ao meu lado. Sentirei imensa falta

da nossa convivência diária, e espero de coração poder contar com a amizade de vocês para a vida toda.

Aos meus amigos da Universidade de Iowa, *Erika Araujo, Senthilguru Kulanthaivel, Sandra Cunha e Ligiane de Paula*, meu sincero agradecimento pelo acolhimento em uma cidade nova, em um país diferente, e por terem sido, muitas vezes, mais do que amigos: minha família em Iowa. Sou grata por todos os momentos que compartilhamos ao longo do meu período de doutorado sanduíche e por tudo o que aprendi com cada um de vocês. Essa experiência teria sido completamente diferente — e certamente menos especial — se eu não tivesse tido a sorte de conhecê-los. Sinto falta da presença de cada um no meu dia a dia.

Epígrafe

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê.”

Arthur Schopenhauer

Resumo

Queiroz ME. Influência de protocolos de ativação nas características de cimentos resinosos duais com diferentes fotoiniciadores [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia; 2025.

RESUMO

Este estudo avaliou a influência de diferentes protocolos de ativação no grau de conversão de dois cimentos resinosos duais com diferentes fotoiniciadores e na sua resistência de união, propriedades nanomecânicas e micropermeabilidade quando utilizados para cimentação de pinos de fibra de vidro aos diferentes terços da dentina intrarradicular. Para a análise de resistência de união, pré-molares unirradiculares (n=130) tiveram suas coroas clínicas removidas 1 mm acima da junção cimento-esmalte e foram divididos aleatoriamente em dez grupos experimentais de acordo com os cimentos resinosos duais (Multilink Automix ou Variolink Esthetic DC), protocolo de ativação (ativação química, fotopolimerização imediata e fotopolimerização após 5 minutos) e dispositivo de fotopolimerização (Elipar DeepCure-S e Grand VALO) usados para a cimentação de pinos anatomizados à dentina intrarradicular. As amostras foram seccionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente, e duas fatias foram obtidas de cada terço do canal radicular (cervical, médio e apical). Uma das secções de cada terço foi submetida ao teste push-out para a análise de resistência de união. Para análise de micropermeabilidade, a outra fatia foi corada com 0,1% de Rodamina B e então examinadas em um microscópio confocal. As propriedades nanomecânicas do cimento (nanodureza e módulo de elasticidade) foram analisadas em nanoindentador. Para a análise do grau de conversão, foram obtidos espectros de amostras dos cimentos polimerizados e não polimerizados em um espectrômetro FTIR. Os valores médios de cada análise foram submetidos à ANOVA e ao pós teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O protocolo de ativação em si não foi um fator significativo no resultado da resistência de união ($p>0,05$). Maiores valores de resistência de união foram obtidos para o terço cervical ($14,26 \pm 3,26$ MPa), em comparação aos terços médio ($12,50 \pm 2,81$ MPa) e apical ($8,58 \pm 3,02$ MPa) ($p<0,001$). O terço cervical apresentou menores valores de micropermeabilidade ($39,99 \pm 14,52\%$) em comparação ao terço médio ($44,98 \pm 14,77\%$) ($p=0,04$). O cimento Variolink Esthetic DC apresentou menores valores de resistência de união e grau de conversão, porém maiores propriedades nanomecânicas em comparação ao cimento Multilink Automix ($p<0,001$). O protocolo de ativação química proporcionou menores valores de grau de conversão para os dois cimentos ($p<0,05$). Para o cimento Variolink Esthetic DC, a ativação imediata com o Grand Valo ($56,73 \pm 12,78\%$) apresentou menores valores de grau de conversão, quando comparado ao

Elipar DeepCure-S ($72,57 \pm 4,21\%$) ($p < 0,05$). Foi possível concluir que a fotoativação tardia não influenciou o grau de conversão, a resistência de união e a micropermeabilidade de cimentos resinosos duais. A fotoativação é essencial para que cimentos resinosos duais apresentem um bom grau de conversão, seja imediata ou tardia. A resistência de união variou ao longo da raiz, apresentando menores valores na região apical. O tipo de cimento teve um impacto maior nas propriedades nanomecânicas do que os protocolos de ativação.

Palavras-chave: cimentos de resina; cimentação; dentina.

Abstract

Queiroz ME. Influence of activation protocols on the properties of dual-cure resin cements with different photoinitiators [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia; 2025.

ABSTRACT

This study evaluated the influence of different activation protocols on the degree of conversion of two dual-cure resin cements with distinct photoinitiators, as well as their bond strength, nanomechanical properties, and micropermeability when used for the cementation of glass fiber posts to various thirds of intraradicular dentin. For the bond strength analysis, single-rooted premolars ($n=130$) had their clinical crowns removed 1 mm above the cementoenamel junction and were randomly assigned to ten experimental groups, based on the resin cement used (Multilink Automix or Variolink Esthetic DC), the activation protocol (chemical activation, immediate light curing, or light curing after 5 minutes), and the light-curing device employed (Elipar DeepCure-S or Grand VALO). Posts were anatomically cemented to the intraradicular dentin. Specimens were sectioned perpendicular to the long axis of the tooth, and two slices were obtained from each root canal third (cervical, middle, and apical). One slice from each third was subjected to a push-out test for bond strength evaluation. For micropermeability analysis, the other slice was stained with 0.1% Rhodamine B and examined under a confocal laser scanning microscope. The nanomechanical properties of the cements (nanohardness and elastic modulus) were analyzed using a nanoindenter. The degree of conversion was determined by obtaining FTIR spectra of polymerized and unpolymerized cement samples. Mean values from each analysis were statistically evaluated using ANOVA and Tukey's post-hoc test ($\alpha = 0.05$). The activation protocol itself was not a significant factor for bond strength ($p > 0.05$). Higher bond strength values were observed in the cervical third (14.26 ± 3.26 MPa) compared to the middle (12.50 ± 2.81 MPa) and apical thirds (8.58 ± 3.02 MPa) ($p < 0.001$). The cervical third also exhibited lower micropermeability ($39.99 \pm 14.52\%$) compared to the middle third ($44.98 \pm 14.77\%$) ($p = 0.04$). Variolink Esthetic DC showed lower bond strength and degree of conversion values, but superior nanomechanical properties compared to Multilink Automix ($p < 0.001$). Chemical activation resulted in lower degrees of conversion for both cements ($p < 0.05$). For Variolink Esthetic DC, immediate activation with Grand VALO ($56.73 \pm 12.78\%$) yielded lower conversion rates compared to Elipar DeepCure-S ($72.57 \pm 4.21\%$) ($p < 0.05$). It was concluded that delayed photoactivation did not significantly affect the degree of conversion, bond strength, or micropermeability of dual-cure resin cements. Photoactivation—whether

immediate or delayed—is essential to achieve an adequate degree of conversion. Bond strength varied along the root, with lower values observed in the apical third. Overall, the type of resin cement had a greater influence on nanomechanical properties than the activation protocol.

Keywords: resin cements; cementation; dentin.

Lísta e Sumário

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Gráfico box plot comparando o grau de conversão dos protocolos de ativação e os cimentos	42
Figura 2 - Gráfico box plot da resistência de união entre os terços e os cimentos	44
Figura 3 - Gráfico dos padrões de falha do cimento Multilink Automix após teste de resistência de união	45
Figura 4 - Gráfico dos padrões de falha do cimento Variolink Esthetic DC após teste de resistência de união	46
Figura 5 - Imagens representativas da classificação dos padrões de falha dos cimentos após teste de resistência de união	47
Figura 6 - Gráfico box plot comparando o módulo de elasticidade reduzido (E_r) dos protocolos de ativação para os diferentes cimentos	48
Figura 7 - Gráfico box plot comparando a dureza (H) dos protocolos de ativação para os diferentes cimentos	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média (desvio padrão) do grau de conversão (%) por cimentos	41
Tabela 2 - Média (desvio padrão) da resistência de união (MPa) por terços	43
Tabela 3 - Média (desvio padrão) da resistência de união (MPa) por cimento	43
Tabela 4 - Média (desvio padrão) da resistência de união (MPa) por protocolo de ativação	43
Tabela 5 - Média (desvio padrão) do módulo de elasticidade reduzido (GPa) por terços	47
Tabela 6 - Média (desvio padrão) do módulo de elasticidade reduzido (GPa) por cimento	47
Tabela 7 - Média (desvio padrão) do módulo de elasticidade reduzido (GPa) por protocolo de ativação	48
Tabela 8 - Média (desvio padrão) da dureza (MPa) por terços	49
Tabela 9 - Média (desvio padrão) da dureza (MPa) por cimento	49
Tabela 10 - Média (desvio padrão) da dureza (MPa) por protocolo de ativação	49
Tabela 11 - Média (desvio padrão) da micropermeabilidade (%) por terço	50
Tabela 12 - Média (desvio padrão) da micropermeabilidade (%) por cimento	51
Tabela 13 - Média (desvio padrão) da micropermeabilidade (%) por protocolo de ativação	51

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Nome comercial, composição e lote dos materiais utilizados neste estudo	32
Quadro 2 - Divisão dos grupos	35

LISTA DE ABREVIATURAS

%	Porcentagem
®	Marca registrada
a	Área
ANOVA	Análise de Variância
cm	Centímetro
cm ²	Centímetro quadrado
DC	Dual Cured
Dr.	Doutor
Er	Módulo de elasticidade
et al.	Colaboradores
F	Força
GC	Grau de conversão
h	Altura
H	Dureza
Inc.	Corporação
LC	Light Cured
LED	Diodo Emissor de Luz
Ltd	Limitada
mg	Miligrama
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
mW	MiliWatt
nm	Nanômetro
nº	Número
°C	Grau Celsius
PBS	solução salina tamponada com fosfato
R	Razão
R1	Raio maior
R2	Raio menor
Ru	Resistência de união
s	Segundos
SP	São Paulo

TIFF	Tag Image File Format
TPO	Óxido de 2,4,6-Trimetilbenzoil-difenil fosfina
USA	Estados Unidos da América
α	Alpha
μm	Micrômetro
μN	Micronewtons

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
2 MATERIAIS E MÉTODO	31
2.1 Delineamento Experimental	31
2.2 Preparo das Amostras	31
2.3 Análise da Resistência de União	36
2.4 Análise de Micropermeabilidade	37
2.5 Análise das Propriedades Nanomecânicas	38
2.6 Análise do Grau de Conversão	38
2.7 Análise Estatística	39
3 RESULTADOS	41
4 DISCUSSÃO	53
5 CONCLUSÃO	62
REFERÊNCIAS	64
ANEXOS	72

Introdução

1 INTRODUÇÃO

O sucesso das restaurações indiretas depende das propriedades apresentadas pelo material restaurador, bem como do bom desempenho clínico dos cimentos que fazem a união do material ao substrato. Os cimentos resinosos são materiais amplamente utilizados na odontologia restauradora devido às suas excelentes propriedades mecânicas, estética favorável, biocompatibilidade e boa resistência de união.¹⁻⁴ Uma das formas de classificar esses materiais é de acordo com o seu modo de polimerização. Segundo essa classificação, são divididos em cimentos resinosos autopolimerizáveis ou de ativação química, cimentos resinosos fotoativados ou de ativação física e cimentos resinosos duais de ativação química e física.⁵ Os cimentos duais são os mais utilizados e podem ser aplicados em diversas situações, principalmente naquelas em que a luz do aparelho fotopolimerizador não consegue atingir toda a extensão da camada de cimento com uma boa intensidade, como na cimentação de pinos e de restaurações mais espessas. Esses cimentos são compostos por uma pasta catalisadora e uma pasta base contendo o componente fotoiniciador. Quando misturadas, essas duas pastas formam radicais livres que garantem uma polimerização adequada mesmo em casos em que a luz sofre atenuação.^{6,7}

Estudos anteriores já demonstraram que a fotoativação de cimentos duais é essencial, assegurando uma polimerização e propriedades físico-químicas superiores em comparação com a polimerização exclusivamente química.⁸⁻¹⁰ Em contrapartida, alguns autores apontam que a fotoativação imediata desse tipo de cimento poderia afetar negativamente o processo de autopolimerização.^{11,12} Dessa forma, levantando a hipótese de que a rápida formação da rede polimérica pela exposição à luz levaria ao aprisionamento das espécies reativas, incluindo ativadores e iniciadores necessários para a reação química.^{11,12} Sendo assim, uma fotoativação tardia desse cimento, aguardando o período da reação química após a mistura das duas pastas, poderia aumentar a concentração total de radicais livres, levando a um maior grau de conversão e melhorando as propriedades do cimento.^{11,12}

O fotoiniciador mais comumente encontrado em cimentos resinosos duais é a canforoquinona, que é ativada através da absorção de luz no comprimento de onda de 430 a 510 nm (espectro de luz visível na região azul), formando um complexo de fotoexcitação com uma amina terciária (agente doador de hidrogênio).¹³ Dentre os benefícios da canforoquinona, a compatibilidade entre seu espectro de absorção e a luz emitida pelos aparelhos

fotopolimerizadores mais populares (LED's de segunda geração) pode ser uma de suas vantagens mais relevantes.¹⁴ No entanto, outros fotoiniciadores têm sido propostos em alternativa à canforoquinona, uma vez que a utilização desse fotoiniciador está associada ao amarelamento das restaurações a longo prazo e sua ativação inadequada poderia resultar na liberação de substâncias potencialmente tóxicas aos tecidos remanescentes.¹⁵⁻¹⁸ O TPO (Óxido de 2,4,6-Trimetilbenzoil-difenil fosfina) e o Ivocerin® (fotoiniciador à base de Germânio) são alguns dos fotoiniciadores utilizados atualmente por algumas marcas comerciais e são ativados mediante exposição à luz no comprimento de onda entre 390 e 410 nm (espectro de luz visível na região violeta). Estudos prévios têm demonstrado que materiais resinosos utilizando fotoiniciadores alternativos levam a um menor amarelamento das restaurações a longo prazo e também apresentam propriedades mecânicas iguais ou superiores em comparação aos cimentos utilizando a canforoquinona.^{15,19-21}

Aspectos relacionados ao aparelho fotopolimerizador como a irradiância e o tempo de ativação também são fatores essenciais no processo de polimerização. Atualmente os aparelhos fotopolimerizadores utilizam a tecnologia LED, sendo que a grande maioria são aparelhos considerados de segunda geração que emitem uma luz em um único comprimento de onda, na cor azul, e geralmente atingem uma irradiância de até 1500 mW/cm².²² Apesar de serem muito populares, esses aparelhos não possuem capacidade para ativar fotoiniciadores alternativos à canforoquinona que necessitam de exposição a comprimentos de onda diferentes.²³ Por essa razão, foram desenvolvidos os aparelhos de terceira geração, também conhecidos como “*polywave*” ou “*multi-peak*”. Esses aparelhos apresentam LEDs de múltiplos comprimentos de onda (violeta e azul)²² e foram desenvolvidos para ativar materiais que possuem fotoiniciadores ativados mediante à exposição a luz no comprimento de onda violeta (entre 390 e 410nm).^{23,24}

Embora o pico de absorção dos fotoiniciadores alternativos mais utilizados como o Ivocerin® seja conhecido, ainda não existe um consenso sobre a influência da utilização de aparelhos fotopolimerizadores de segunda geração sobre as propriedades finais dos cimentos contendo esses fotoiniciadores,²⁵ bem como das vantagens de se utilizar um protocolo de ativação tardio dos cimentos resinosos duais nesses materiais. Sendo assim, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência do aparelho fotopolimerizador e do protocolo de ativação no grau de conversão, propriedades nanomecânicas, micropermeabilidade e resistência de união de cimentos resinosos duais com diferentes fotoiniciadores, utilizados na cimentação de

retentores intracanais. As hipóteses nulas testadas foram: (1) diferentes protocolos de ativação e fotoiniciadores não causariam diferença no grau de conversão de cimentos resinoso; (2) diferentes protocolos de ativação e fotoiniciadores não causariam diferença na resistência de união do retentor, bem como não haveria variação dos valores de resistência de união entre os diferentes terços terços da dentina intrarradicular; (3) diferentes protocolos de ativação e fotoiniciadores não causariam diferença nas propriedades nanomecânicas, bem como essas propriedades não seriam diferentes entre os terços da dentina intrarradicular e (4) diferentes protocolos de ativação e fotoiniciadores não causariam diferença na micropermeabilidade, e esta não seria diferente entre os terços da dentina intrarradicular.

Materiais e Método

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Delineamento Experimental

Nesse estudo 3 fatores foram avaliados: protocolo de ativação em 5 níveis (ativação química, fotoativação imediata com Elipar Deep Cure-S - 3M ESPE, fotoativação imediata com LED polywave Grand Valo® - Ultradent, fotoativação após 5 minutos com Elipar Deep Cure-S - 3M ESPE e fotoativação após 5 minutos com LED polywave Grand Valo® - Ultradent); cimentos duais com diferentes fotoiniciadores em dois níveis (Multilink Automix - Ivoclar e Variolink Esthetic DC - Ivoclar) e terços radiculares em três níveis (cervical, médio e apical). O nome comercial, composição e lote dos materiais utilizados neste estudo estão descritos no Quadro 1. As variáveis respostas foram o grau de conversão, resistência de união, micropermeabilidade e propriedades nanomecânicas. Para tanto foram utilizadas médias e desvio-padrão obtidos a partir do estudo piloto realizado com n=3 para cada condição experimental. Os três princípios básicos da experimentação científica foram respeitados: repetição, aleatorização e blocagem.

2.2 Preparo das Amostras

O projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP (CAAE n.º 63906422.2.0000.5420). Foi feita a seleção de 130 pré-molares unirradiculares recém extraídos, dos quais foram excluídos dentes com sinais de cárie, fratura ou reabsorção. Esses dentes foram limpos e permaneceram congelados até o início das análises.

Para iniciar a preparação dos dentes, os mesmos tiveram suas coroas clínicas removidas 1 mm acima da junção amelocementária através de uma cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buehler, Chicago, IL, EUA). Todas as raízes remanescentes foram submetidas ao tratamento endodôntico por meio de instrumentação manual. O comprimento de trabalho foi determinado visualmente com o auxílio de uma lima #10K Flexofile (Antaeos, Munique, BY, Alemanha), 1mm aquém da saída do forame apical. Todos os dentes foram instrumentados até a lima #45K Flexofile (Antaeos, Munique, BY, Alemanha) e a cada troca de limas o conduto foi irrigado abundantemente com hipoclorito de sódio 2,5%. Ao término da instrumentação, o canal foi devidamente seco com cones de papel e obturado pela técnica da condensação lateral com cones de guta-percha (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) e cimento de hidróxido de

cálcio Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). O excesso de guta-percha foi removido e o acesso cervical da raiz foi selado com um material restaurador provisório. Todos os elementos foram armazenados em local úmido em temperatura ambiente durante 7 dias.

Quadro 1 - Nome comercial, composição e lote dos materiais utilizados neste estudo

Nome	Material	Fabricante	Composição	Lote
Multilink Automix Transparent	Cimento resinoso dual	Ivoclar Vivadent	Vidro de bário, trifluoreto de itérbio, Bis-EMA, HEMA, Bis-GMA, óxido misto de Si-Zr, vidro de fluorossilicato de alumínio e bário, UDMA, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores, estabilizantes e pigmentos.	#Z04S9Z #Z04ZWN #Z04LDT
Variolink Esthetic DC Neutral	Cimento resinoso dual	Ivoclar Vivadent	Base: trifluoreto de itérbio, dimetacrilato de uretano, dimetacrilato de uretano alifático aromático, dimetacrilato de 1,10-decandiol, acetil-2-tiourea, hidroxitolueno butilado Catalisador: trifluoreto de itérbio, uretano dimetacrilato, uretano dimetacrilato alifático aromático 1,10-decandiol, dimetacrilato, α,α -dimetilbenzil hidroperóxido	#Z04VK6 #Z04J24
Multilink Primer A + B	Adesivo	Ivoclar Vivadent	Multilink Primer A: Solução aquosa de iniciadores patenteados. Multilink Primer B: HEMA, monômeros de ácido fosfônico e ácido acrílico.	#Z02L2B #Z02SM9
Adhese Universal	Adesivo	Ivoclar Vivadent	2-hidroxietil metacrilato Bis-GMA, etanol, 1,10-decandiol dimetacrilato, metacrilato ácido fosfórico éster, canforoquinona, 2-dimetilaminoetil metacrilato	#Z02RG1
Vittra Trans N translúcida	Resina composta	FGM	Mistura de monômeros metacrilatos, composição fotoiniciadora (APS), coiniciadores, estabilizadores, silano, partículas de carga de zircônia, sílica e pigmentos.	#180422
Monobond N	Silano	Ivoclar Vivadent	Solução alcoólica de metacrilato de silano, metacrilato do ácido fosfórico e metacrilato de sulfeto	#Z02M0Y
White Post DC nº 1	Pino de fibra de vidro	FGM	Fibra de vidro e polímero derivado de metacrilato	#220322

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Para o preparo dos condutos foi utilizada inicialmente uma broca Largo nº1 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, OK, EUA) para remoção da guta-percha no comprimento de aproximadamente 9 mm para instalação do pino. O sistema de pino de fibra de vidro White Post DC nº 1 (FGM, Joinville, SC, Brasil) foi usado nesse estudo. Para a padronização dos condutos, os mesmos foram preparados com a broca correspondente ao pino nº 3 desse sistema. O conduto foi limpo com soro fisiológico durante o preparo. A limpeza da superfície do pino foi feita com álcool 70%, seguido da aplicação do silano Monobond N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 60 segundos e secagem com jato de ar. Para anatomização dos pinos foi utilizada a resina composta translúcida Vittra Trans N (FGM, Joinville, SC, Brasil) a qual envolveu o pino. Esse conjunto foi levado ao interior do conduto previamente lubrificado com gel hidrossolúvel KY (Johnson & Johnson, São Paulo, SP, Brasil). Uma marcação foi feita para identificar a face vestibular do pino, os excessos de resina foram removidos e o conjunto pino e resina foram fotopolimerizados ainda no interior do conduto durante 3 segundos utilizando o aparelho fotoativador LED Grand Valo Cordless (Ultradent Products Inc., Salt Lake City, UT, EUA). O pino anatomizado foi removido do interior do conduto e polimerizado novamente durante 40 segundos nas faces correspondentes à vestibular e à palatina.

Os dentes já preparados foram divididos aleatoriamente em 10 grupos experimentais de acordo com o cimento resinoso, Multilink Automix Transparent (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e Variolink Esthetic DC Neutral (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e protocolo de ativação utilizado na cimentação dos pinos (sem fotoativação, fotoativação imediata com Elipar Deep Cure-S - 3M ESPE, fotoativação imediata com LED polywave Grand Valo® - Ultradent, fotoativação após 5 minutos com Elipar Deep Cure-S - 3M ESPE e fotoativação após 5 minutos com LED polywave Grand Valo® - Ultradent) (Quadro 2).

Antes da cimentação dos pinos, foi feita a limpeza da superfície do pino e dos condutos com água destilada, seguido pela secagem com cones de papel absorvente. Na sequência, as raízes foram cobertas com uma fita adesiva preta para evitar a entrada de luz pela sua lateral. Para os grupos de cimentação do pino anatomizado com o cimento resinoso Multilink Automix, foi aplicada uma camada de Multilink Primer A + B (Ivoclar) no interior do conduto durante 30 segundos com microbrush, seguido pela secagem do mesmo com jatos de ar. Para os grupos onde foi realizada a cimentação do pino com o cimento resinoso Variolink Esthetic DC, foi aplicada uma camada do adesivo Adhese Universal (Ivoclar) no interior do conduto durante 20 segundos, seguido pela secagem com jatos de ar. Para o grupo de ativação química do

cimento Variolink Esthetic DC, a camada de adesivo foi fotoativada previamente à cimentação. Os pinos anatomizados foram cimentados, utilizando-se uma ponta automisturadora para levar o cimento ao interior do conduto, de acordo com os cimentos destinados para cada grupo experimental e seus devidos protocolos de ativação (Quadro 2). Os tempos de fotoativação de cada aparelho fotopolimerizador foram calculados para que ambos entregassem a mesma dose de energia. Para isso, a potência dos dois aparelhos foi medida em um radiômetro Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Quadro 2 - Divisão dos grupos

(continua)

GRUPO	CIMENTO	PROTOCOLO DE ATIVAÇÃO	DESCRIÇÃO
Grupo 1	Multilink Automix	Ativação Química	Após a cimentação do pino, os excessos de cimento foram removidos e sua ativação foi realizada quimicamente pela mistura das duas pastas, sem exposição à luz. Cada espécime foi armazenado dentro de um eppendorf coberto com fita adesiva preta em umidade relativa em estufa a 37° por 24 horas.
Grupo 2	Multilink Automix	Ativação imediata Elipar	Após a cimentação do pino, os excessos de cimento foram removidos e o conjunto foi fotoativado imediatamente durante 80 segundos com a ponta do aparelho fotopolimetizador Elipar Deep Cure (irradiância de 690 mW/cm ²) perpendicular à ponta do pino. Após a fotoativação, cada espécime foi armazenado dentro de um eppendorf coberto com fita adesiva preta em umidade relativa em estufa a 37° por 24 horas.
Grupo 3	Multilink Automix	Ativação após 5 minutos Elipar	Após a cimentação do pino, os excessos de cimento foram removidos e o conjunto foi fotoativado após 5 minutos cronometrados da cimentação, durante 80 segundos com a ponta do aparelho fotopolimetizador Elipar Deep Cure (irradiância de 690 mW/cm ²), perpendicular à ponta do pino. Após a fotoativação, cada espécime foi armazenado dentro de um eppendorf coberto com fita adesiva preta em umidade relativa em estufa a 37° por 24 horas.
Grupo 4	Multilink Automix	Ativação imediata Valo	Após a cimentação do pino, os excessos de cimento foram removidos e o conjunto foi fotoativado imediatamente durante 60 segundos com a ponta do aparelho fotopolimetizador Grand Valo (irradiância de 890 mW/cm ²) perpendicular à ponta do pino. Após a fotoativação, cada espécime foi armazenado dentro de um eppendorf coberto com fita adesiva preta em umidade relativa em estufa a 37° por 24 horas.
Grupo 5	Multilink Automix	Ativação após 5 minutos Valo	Após a cimentação do pino, os excessos de cimento foram removidos e o conjunto foi fotoativado após 5 minutos cronometrados da cimentação, durante 60 segundos com a ponta do aparelho fotopolimetizador LED polywave Grand Valo (irradiância de 890 mW/cm ²) perpendicular à ponta do pino. Após a fotoativação, cada espécime foi armazenado dentro de um eppendorf coberto com fita adesiva preta em umidade relativa em estufa a 37° por 24 horas.
Grupo 6	Variolink Esthetic DC	Ativação Química	Mesmo protocolo utilizado para o grupo 1.

Quadro 2 - Divisão dos grupos

(conclusão)

GRUPO	CIMENTO	PROTOCOLO DE ATIVAÇÃO	DESCRIÇÃO
Grupo 7	Variolink Esthetic DC	Ativação imediata Elipar	Mesmo protocolo utilizado para o grupo 2.
Grupo 8	Variolink Esthetic DC	Ativação após 5 minutos Elipar	Mesmo protocolo utilizado para o grupo 3.
Grupo 9	Variolink Esthetic DC	Ativação imediata Valo	Mesmo protocolo utilizado para o grupo 4.
Grupo 10	Variolink Esthetic DC	Ativação após 5 minutos Valo	Mesmo protocolo utilizado para o grupo 5.

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

2.3 Análise da Resistência de União

Para a análise de resistência de união (n=13), as amostras foram seccionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buehler, Chicago, IL, EUA). Foram obtidas três fatias de aproximadamente 1,5 mm de cada amostra, correspondentes aos três terços da raiz (cervical, médio e apical). As secções dos três terços da amostra foram levadas à máquina de ensaio universal Zwick (Zwick Material Testing Machine Z2.5/TN1S, Zwick/Roell, Ulm, Alemanha), na qual foram posicionadas na porção inferior sobre um apoio de resina acrílica fixado na base do equipamento, com a extremidade mais apical voltada para cima. Na porção superior do equipamento foi acoplada uma haste metálica com uma ponta ativa correspondente ao diâmetro do pino da secção da raiz. Essa haste foi colocada bem próxima ao corpo de prova, de maneira que a sua ponta ativa se localizasse na direção do centro do pino, evitando tensão nas paredes da raiz. A haste aplicou uma carga compressiva sobre o pino no sentido vertical, com velocidade de 0,5 mm/min. Os valores de resistência de união foram calculados pela seguinte fórmula²⁶:

$$Ru = F/a$$

Sendo que 'Ru' é a resistência de união, 'F' a força necessária para ruptura e 'a' a área de interface de união. Para determinar a área da interface de união, a seguinte fórmula foi utilizada:

$$a = \pi(R1+R2)\sqrt{(R1-R2)^2+h^2}$$

Onde $\pi = 3,14$, $R1$ = raio maior, $R2$ = raio menor, h = altura da amostra. $R1$ e $R2$ foram obtidos pela mensuração dos diâmetros internos das bases (maior e menor), os quais correspondem ao diâmetro interno entre as paredes do canal radicular.

2.4 Análise de Micropermeabilidade

Para análise de micropermeabilidade, as fatias de 1 mm de intervalo das raízes, que não foram utilizadas na análise de resistência de união, foram incluídas em resina Epóxi (Buehler, Chicago, IL, EUA), fixadas com uma fita dupla face dentro de uma matriz circular. As amostras dos terços cervical, médio e apical do mesmo dente foram incluídas juntas, com a face mais apical exposta para análise. Os blocos contendo as amostras foram regularizados e polidos com lixas #400, #600, #800, #1200. Esses blocos foram limpos em unidade de ultrassom com água destilada entre as etapas e ao final do processo.

O corante utilizado para essa análise foi a Rodamina B 0,1% (100 mg de pó de Rodamina/ 100 ml de PBS). As amostras foram mantidas imersas em solução de Rodamina filtrada por 1 hora em um recipiente escuro e temperatura ambiente. Por fim, foram lavadas em água destilada e mantidas em refrigerador até serem levadas ao microscópio. As amostras foram analisadas em um microscópio confocal de varredura a laser Zeiss LSM980 com AiryScan 2 (Zeiss, Oberkochen, Alemanha) no modo de fluorescência. A intensidade da rodamina foi capturada na interface entre o pino anatomizado e a dentina intrarradicular por um laser de Argônio com comprimento de onda de 514 nm. Foram obtidas 4 imagens de regiões diferentes da mesma amostra usando uma objetiva de imersão em óleo de 40 x.

As imagens foram processadas no software ZEN Black Edition (Zeiss, Oberkochen, Germany) e salvas em formato TIFF. Os arquivos TIFF foram abertos no software Image J com profundidade de cor de 8bit. A área da interface corada foi selecionada manualmente e a quantificação da Rodamina (%) se deu pela divisão da densidade pela área selecionada. A média das 4 regiões foi utilizada para cada amostra ($n=4$).

2.5 Análise das Propriedades Nanomecânicas

Os mesmos blocos contendo as amostras utilizadas para a análise de micropermeabilidade foram regularizados e polidos novamente com lixas #800, #1200 e com feltro e soluções diamantadas na sequência de 9, 6, 3, 1 e 0,25 μm .

A dureza (H) e o módulo de elasticidade reduzido (E_r) da camada híbrida e da camada de cimento das amostras foram medidos usando um Triboindenter (Hysitron Inc, Minneapolis, MN). Uma ponta Berkovich foi usada em carga de 1000 μN com uma função de carga trapezoidal padrão de 3-5-3 segundos. Foram feitas 6 indentações em diferentes regiões da camada de cimento. Os valores de H e E_r das amostras foram calculados pela média das 6 indentações.

2.6 Análise do Grau de Conversão

Para análise do grau de conversão, foram confeccionadas amostras dos cimentos resinosos Multilink Automix Transparent e Variolink Esthetic DC Neutral utilizando uma matriz de silicone. A matriz foi confeccionada com um espaço de 1 mm de profundidade, o qual foi preenchido com uma pequena quantidade de cada cimento resinoso e coberto por uma tira de poliéster. Para os grupos fotoativados, foi feita a fotoativação com o aparelho fotopolimerizador LED polywave Grand Valo® durante 60 segundos na potência Standard (890 mW/cm^2) ou com o aparelho Elipar Deep Cure-S durante 80 segundos (690 mW/cm^2), de acordo com cada protocolo de ativação. Para o grupo de ativação química foi aguardado 15 minutos para a polimerização do material em ambiente escuro. As amostras de 1 mm de espessura de cimento foram removidas da matriz e levadas imediatamente até o cristal do FTIR (Nicolet 6700 FT-IR Fourier Transform Infrared Spectrometer, Thermo Scientific, USA) com a face irradiada em contato com o mesmo. Os espectros dos picos de absorbância das amostras de cimento foram obtidos na faixa entre 4000 e 400 cm^{-1} , resolução de 4 cm^{-1} e coadição de 100 varreduras.

Para o cálculo do grau de conversão, foi necessária a determinação das intensidades relativas do cimento não polimerizado. Para isso, amostras dos dois cimentos resinosos não polimerizados foram depositadas no cristal do equipamento, para obtenção dos espectros do material resinoso. O cálculo do grau de conversão foi feito avaliando a razão das áreas das bandas alifática (1639 cm^{-1}) e aromática (1609 cm^{-1}) dos cimentos não polimerizados e

polimerizados. Os valores do grau de conversão foram obtidos através da seguinte equação matemática²⁷:

$$GC (\%) = 100 \cdot [1 - (R \text{ polimerizado} / R \text{ não-polimerizado})]$$

Onde R representa a razão entre os picos do cimento polimerizado e não polimerizado respectivamente.

2.7 Análise Estatística

Um modelo de regressão linear multivariável foi ajustado para os resultados de grau de conversão. Para contabilizar medidas repetidas na mesma amostra, modelos lineares mistos foram ajustados para os resultados de micropermeabilidade, resistência de união, módulo de elasticidade e dureza. No caso do resultado de dureza, o efeito aleatório foi insignificante e justificou o ajuste de um modelo de regressão linear multivariável usando apenas efeitos fixos. As suposições do modelo, incluindo normalidade e homocedasticidade, foram verificadas usando métodos visuais. Os gráficos QQ foram usados para avaliar a normalidade; os gráficos de resíduos vs valores ajustados foram usados para avaliar a homocedasticidade. Os valores médios foram posteriormente submetidos a ANOVA e testes post-hoc ($p < 0,05$). Todos os valores de p de comparação pareada e intervalos de confiança foram ajustados para comparações múltiplas usando o método de diferença significativa de Tukey.

Todas as análises foram realizadas no R versão 4.4.1. Os testes post hoc foram realizados usando o pacote emmeans (médias marginais estimadas) v1.10.5. Os modelos mistos lineares foram ajustados usando o pacote lme4 v1.1-35.5 com valores de p fornecidos pelo lmerTest v3.1-3. Os graus de liberdade para as tabelas ANOVA e a inferência post hoc dos modelos mistos lineares foram calculados usando o método de Satterthwaite.

Resultados

3 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as médias e desvio padrão dos valores de grau de conversão por cimentos. Na comparação entre os cimentos, o cimento Multilink Automix ($75,90 \pm 22,11\%$) apresentou em média os maiores valores de grau de conversão, comparado ao cimento Variolink Esthetic DC ($61,60 \pm 12,78\%$) (Tabela 1) ($p < 0,001$). Evidências adicionais foram encontradas para um efeito de interação entre cimento e protocolo de ativação ($p < 0,001$). Quando o cimento Multilink Automix foi usado, o protocolo de ativação química apresentou grau de conversão significativamente menor ($33,86 \pm 10,63\%$) em comparação a qualquer outro protocolo ($p < 0,001$) (Figura 1). Para o cimento Variolink Esthetic DC, a ativação química apresentou menor grau de conversão ($44,35 \pm 8,69\%$) em comparação à ativação imediata com o Elipar ($72,57 \pm 4,21\%$), ativação após 5 minutos com Elipar ($67,51 \pm 5,51\%$) e ativação após 5 minutos com o Valo ($66,82 \pm 7,98\%$) ($p < 0,001$) (Figura 1). Não houve diferença significativa entre o cimento Variolink com ativação química em comparação à ativação imediata com o Valo ($56,73 \pm 12,78\%$). Para o cimento Variolink Esthetic DC, a ativação imediata com o Elipar foi associada a um grau de conversão significativamente maior do que a ativação imediata com o Grand Valo ($p = 0,009$) (Figura 1).

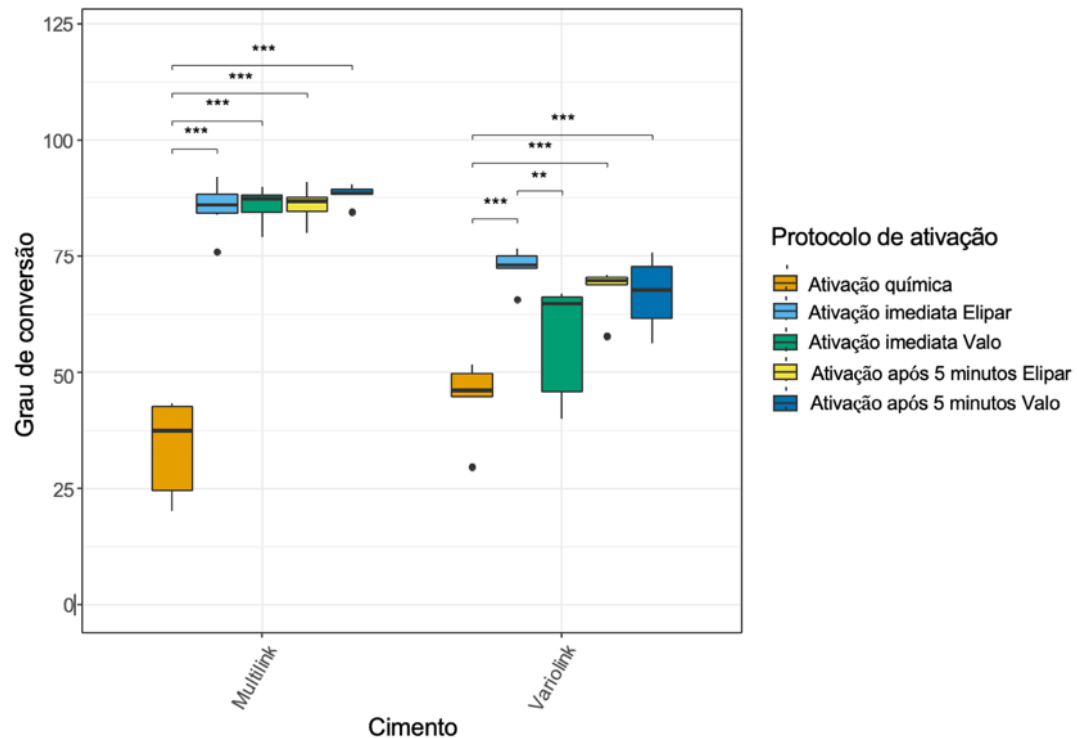
Tabela 1 - Média (desvio padrão) do grau de conversão (%) por cimentos

	Multilink Automix	Variolink Esthetic DC
Grau de conversão (%)	75,90 (22,11) A	61,60 (12,78) B

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 1 - Gráfico box plot comparando o grau de conversão dos protocolos de ativação e os cimentos



Fonte: Elaborado pela autora, 2025

As Tabelas 2, 3 e 4 apresentam a média e desvio padrão dos valores de resistência de união por terços, cimentos e protocolos de ativação respectivamente. Para a análise de resistência de união, a interação entre cimentos e protocolos de ativação não foi estatisticamente significativa ($p=0,60$). Além disso, o protocolo de ativação em si não foi um fator significativo no resultado da resistência de união ($p=0,17$). Na comparação entre os cimentos, o cimento Multilink Automix ($12,81 \pm 3,44$ MPa) apresentou resistência de união maior que o cimento Variolink Esthetic DC ($10,79 \pm 4,01$ MPa) ($p<0,001$). Já na comparação entre os terços, o terço cervical apresentou maiores valores de resistência de união ($14,26 \pm 3,26$ MPa), com diferença para o terço médio ($12,50 \pm 2,81$ MPa) e para o terço apical ($8,58 \pm 3,02$ MPa) ($p<0,001$, Figura 2). As Figuras 3, 4 e 5 apresentam os padrões de falha encontrados após o teste de resistência de união para os cimentos Multilink Automix e Variolink Esthetic DC, respectivamente. As falhas adesivas e mistas (adesiva + coesiva) foram predominantes em todos os grupos, seguidas pelas falhas coesivas em dentina e falhas coesivas acometendo dentina e pino anatomizado.

Tabela 2 - Média (desvio padrão) da resistência de união (MPa) por terços

	Cervical	Médio	Apical
Resistência de união	14,26 (3,26) A	12,50 (2,81) B	8,58 (3,02) C

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 3 - Média (desvio padrão) da resistência de união (MPa) por cimento

	Multilink Automix	Variolink Esthetic DC
Resistência de união	12,81 (3,44) A	10,79 (4,01) B

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

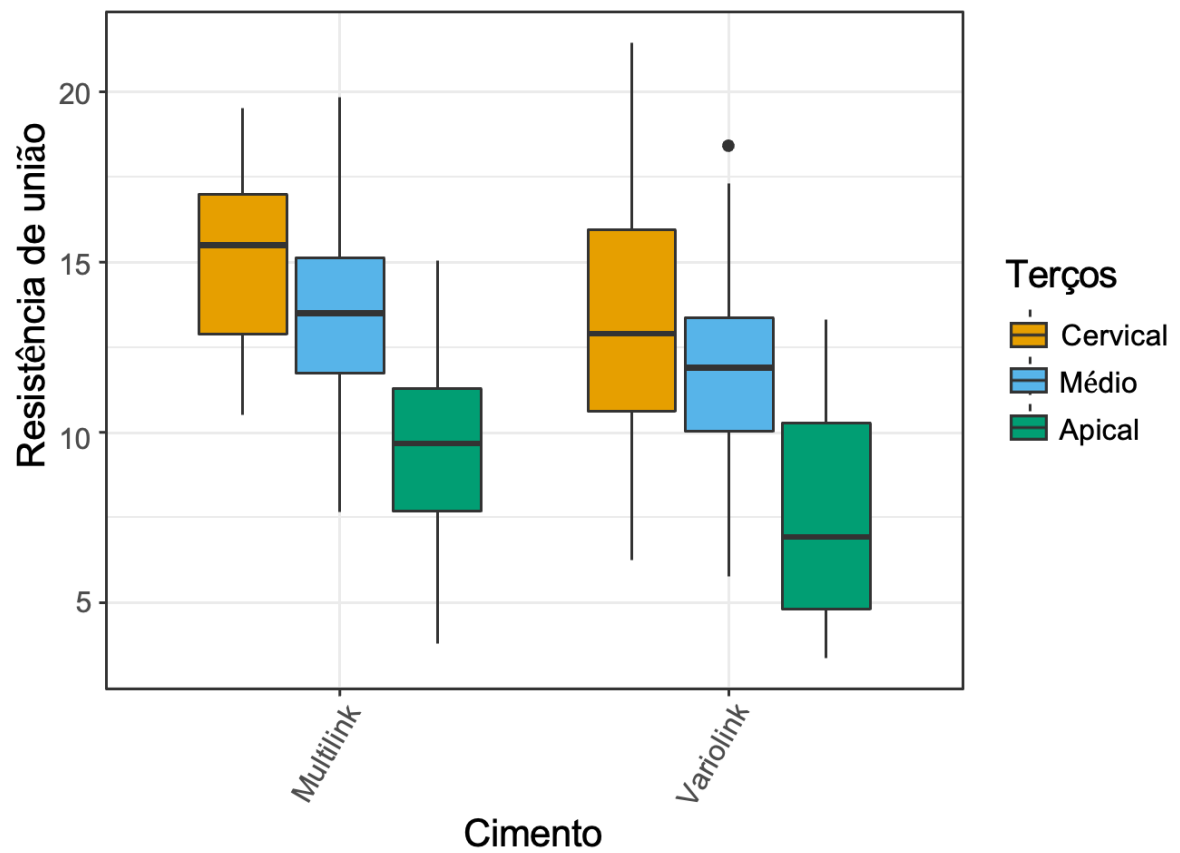
Tabela 4 - Média (desvio padrão) da resistência de união (MPa) por protocolo de ativação

	Ativação química	Ativação imediata Elipar	Ativação imediata Valo	Ativação após 5 minutos Elipar	Ativação após 5 minutos Valo
Resistência de união	11,68 (4,01) A	11,25 (3,12) A	11,21 (4,03) A	12,44 (4,17) A	12,53 (3,79) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Figura 2 - Gráfico box plot da resistência de união entre os terços e os cimentos



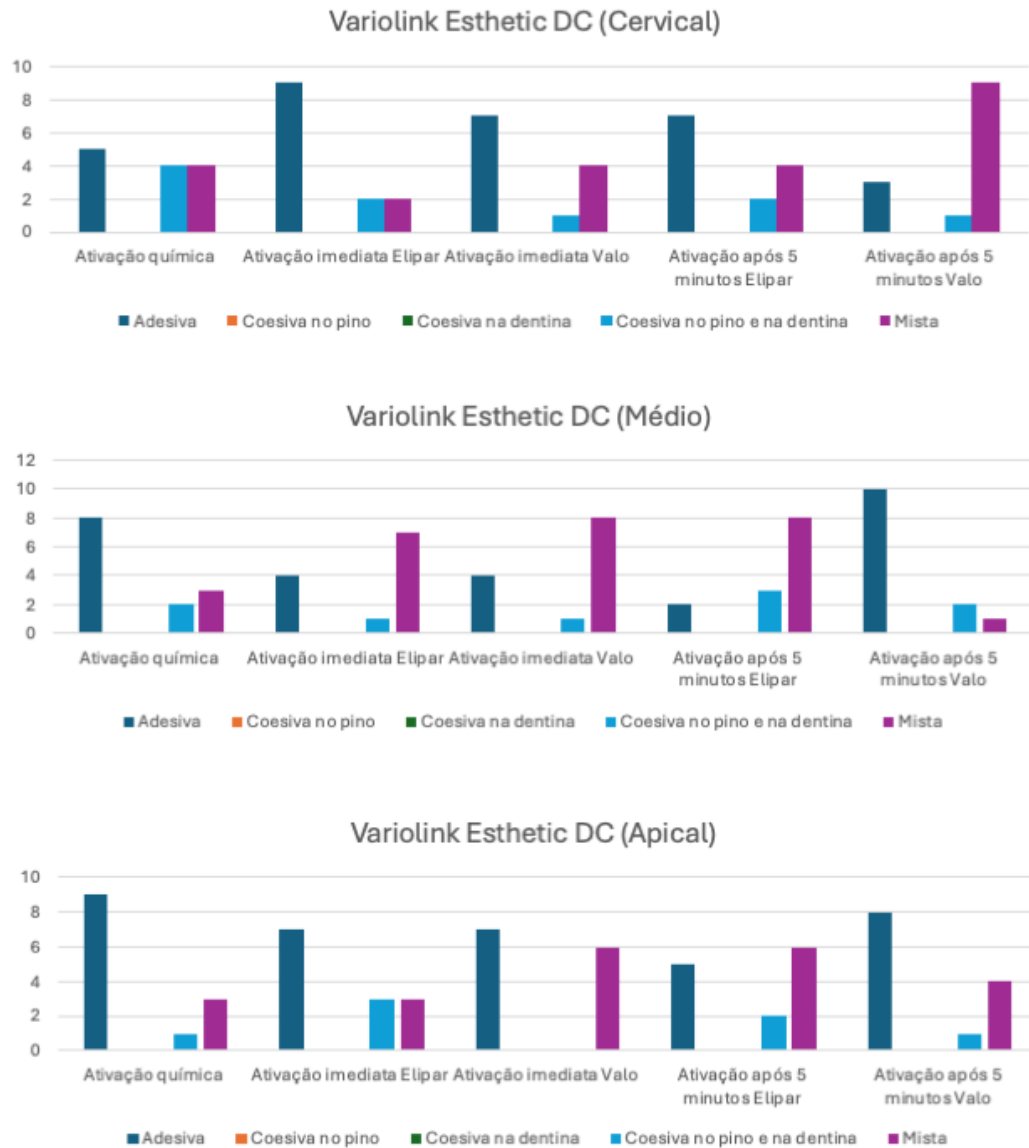
Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Figura 3 - Gráfico dos padrões de falha do cimento Multilink Automix após teste de resistência de união



Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Figura 4 - Gráfico dos padrões de falha do cimento Variolink Esthetic DC após teste de resistência de união



Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Figura 5 - Imagens representativas da classificação dos padrões de falha dos cimentos após teste de resistência de união



Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

As Tabelas 5, 6 e 7 apresentam as médias e o desvio padrão dos valores do módulo de elasticidade reduzido (Er) por terços, cimento e protocolo de ativação, respectivamente. Não houve diferença estatística entre os diferentes protocolos de ativação, cimentos, e terços da dentina intrarradicular ($p > 0,05$).

Tabela 5 - Média (desvio padrão) do módulo de elasticidade reduzido (GPa) por terços

Terços	Cervical	Médio	Apical
Módulo	6,80 (1,52) A	6,68 (1,67) A	6,29 (1,81) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 6 - Média (desvio padrão) do módulo de elasticidade reduzido (GPa) por cimento

Cimento	Multilink Automix	Variolink Esthetic DC
Módulo	6,31 (1,54) A	6,87 (1,76) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

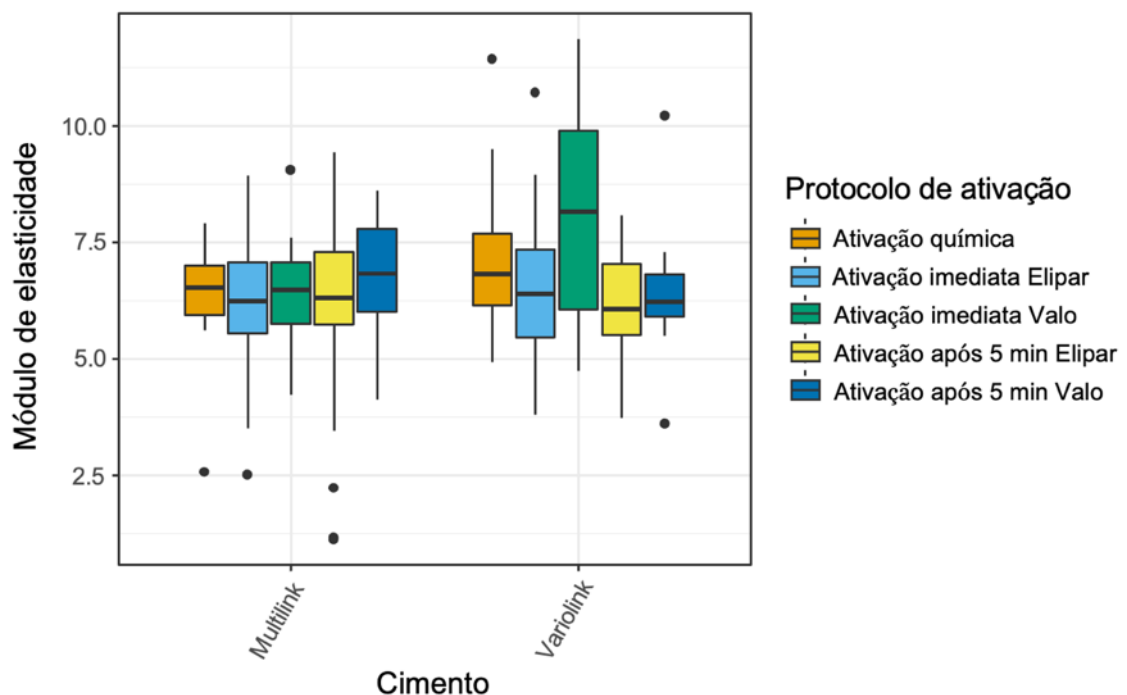
Tabela 7 - Média (desvio padrão) do módulo de elasticidade reduzido (GPa) por protocolo de ativação

Protocolo de ativação	Ativação química	Ativação imediata Elipar	Ativação imediata Valo	Ativação após 5 minutos Elipar	Ativação após 5 minutos Valo
Módulo	6,74 (1,41) A	6,40 (1,63) A	7,23 (1,95) A	5,97 (1,84) A	6,61 (1,27) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

Figura 6 - Gráfico box plot comparando o módulo de elasticidade reduzido (E_r) dos protocolos de ativação para os diferentes cimentos



Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

As Tabelas 8, 9 e 10 apresentam as médias e desvio padrão dos valores de dureza (H) por terço, cimento e protocolo de ativação. Para a dureza a interação entre cimentos e protocolos de ativação não foi estatisticamente significativa ($p=0,12$). O cimento Variolink Esthetic DC apresentou maiores valores de dureza ($166,89 \pm 56,77$ MPa) com diferença significativa para o cimento Multilink Automix ($152,45 \pm 38,11$ MPa) ($p=0,02$). Não houve diferença estatística

entre os valores de dureza dos diferentes terços da raiz, bem como entre os diferentes protocolos de ativação ($p>0,05$).

Tabela 8 - Média (desvio padrão) da dureza (MPa) por terços

Terços	Cervical	Médio	Apical
Dureza	158,92 (47,77) A	166,54 (53,37) A	153,42 (44,45) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$).

Tabela 9 - Média (desvio padrão) da dureza (MPa) por cimento

Cimento	Multilink Automix	Variolink Esthetic DC
Dureza	152,45 (38,11) B	166,89 (56,77) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$).

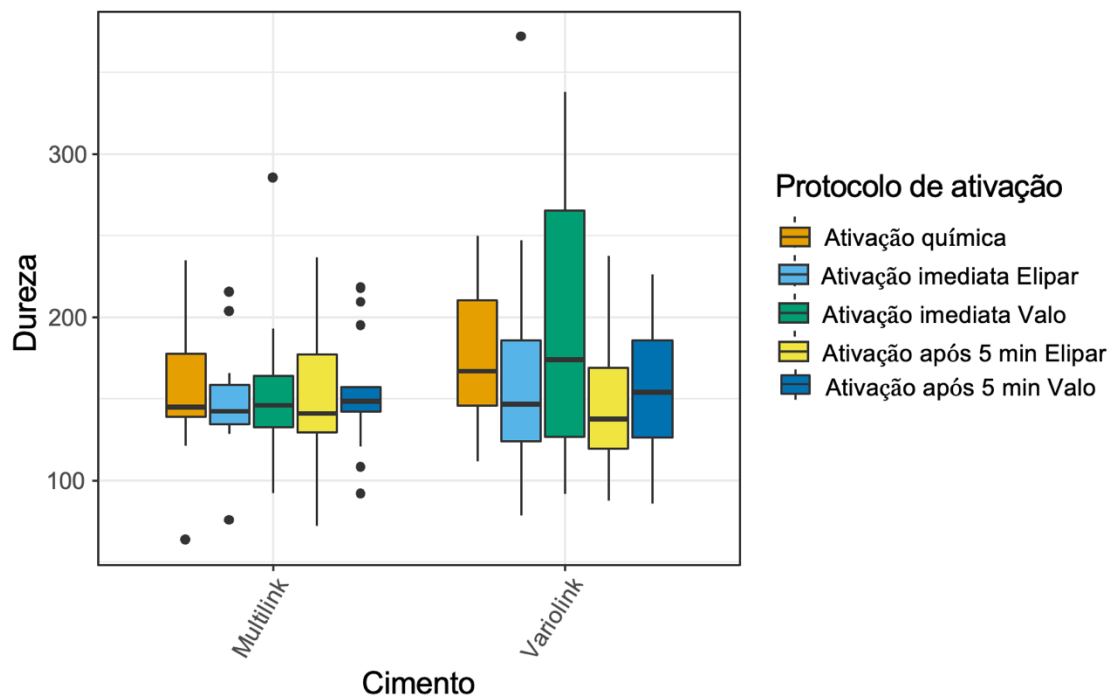
Tabela 10 - Média (desvio padrão) da dureza (MPa) por protocolo de ativação

Protocolo de ativação	Ativação química	Ativação imediata Elipar	Ativação imediata Valo	Ativação após 5 minutos Elipar	Ativação após 5 minutos Valo
Dureza	167,30 (42,20) A	155,16 (51,63) A	171,71 (63,70) A	149,61 (43,85) A	154,72 (37,36) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$).

Figura 7 - Gráfico box plot comparando a dureza (H) dos protocolos de ativação para os diferentes cimentos



Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

As Tabelas 11, 12 e 13 apresentam as médias e desvio padrão dos valores micropermeabilidade por terço, cimento e por protocolo de ativação respectivamente. Na comparação entre os terços, o terço cervical apresentou menores valores de micropermeabilidade ($39,99 \pm 14,52\%$) em comparação ao terço médio ($44,98 \pm 14,77\%$) ($p=0,04$). Não houve diferença estatística entre os valores de micropermeabilidade na comparação entre os protocolos de ativação e entre os cimentos.

Tabela 11 - Média (desvio padrão) da micropermeabilidade (%) por terço

	Cervical	Médio	Apical
Micropermeabilidade	39,99 (14,52) B	44,98 (14,77) A	42,84 (13,73) AB

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 12 - Média (desvio padrão) da micropermeabilidade (%) por cimento

	Multilink Automix	Variolink Esthetic DC
Micropermeabilidade	41,45 (15,16) A	43,76 (13,60) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 13 - Média (desvio padrão) da micropermeabilidade (%) por protocolo de ativação

	Ativação química	Ativação imediata Elipar	Ativação imediata Valo	Ativação após 5 minutos Elipar	Ativação após 5 minutos Valo
Micropermeabilidade	46,45 (17,63) A	40,38 (11,21) A	43,79 (13,37) A	45,10 (13,83) A	37,30 (14,16) A

Fonte: Elaborado pela Autora, 2025

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Discussão

4 DISCUSSÃO

Fatores que interferem na polimerização dos cimentos resinosos tem sido objeto de muitos estudos recentes,^{1,2,6-9} visto que a adequada conversão desse material é um dos aspectos que podem interferir no sucesso das cimentações. O grau de conversão é um parâmetro muito utilizado em estudos de materiais a base de resina, que indica a porcentagem de duplas ligações de carbono convertidas em ligações simples para formar a rede polimérica. Uma vez que apresente baixos valores de grau de conversão, o cimento resinoso pode exibir maior sorção e solubilidade o que leva a uma rápida degradação da linha de cimento, reduzindo consequentemente a resistência de união entre o cimento e o substrato.⁵ Alguns aspectos que podem influenciar o grau de conversão dos cimentos podem estar relacionados às restaurações (espessura e a opacidade),²⁸ à fonte de luz (irradiância, densidade de energia e comprimentos de onda emitidos)^{25,29} e ao próprio cimento (composição e modo de ativação).^{25,28} Esse estudo avaliou se diferentes aparelhos fotopolimerizadores e protocolos de ativação poderiam influenciar o grau de conversão, resistência de união, micropermeabilidade e propriedades mecânicas de cimentos duais com diferentes fotoiniciadores quando utilizados para cimentação de pino de fibra de vidro aos diferentes terços da raiz.

A complexidade envolvida no processo de polimerização mediada por radicais livres de cimentos resinosos duais é muito maior do que a de cimentos fotoativados, uma vez que envolve duas reações de iniciação independentes que ocorrem simultaneamente e interação entre si.³⁰ Nos cimentos duais, tanto o fotoiniciador quanto o iniciador de oxidação-redução desencadeiam a formação de radicais livres e a conversão de monômeros, com reações que podem se sobrepor ao longo do processo de polimerização.³¹ Por esse motivo, diversos estudos a respeito da polimerização desse tipo de material tem sido realizados.^{11,12,30-36} A fotoativação tardia de cimentos resinosos duais e seus impactos nas propriedades desse material tem sido uma das vertentes desses estudos,^{11,31} no entanto ainda não há um consenso em relação aos benefícios dessa estratégia. Parte dos estudos aponta que a fotoativação tardia de cimentos duais favorece a polimerização^{31,34} e as propriedades desse material levando a uma maior estabilidade de cor³³ e menor contração de polimerização.^{11,35,37} Por outro lado, outras evidências mostram que aguardar um período para a fotoativação desse material não tem relevância na polimerização e nas características desses materiais.³⁶ Essa divergência se deve ao fato de que não há um padrão entre os estudos quanto ao tempo destinado exclusivamente à polimerização química do material previamente à sua fotoativação e também quanto aos cimentos e fontes de luz utilizadas. Enquanto alguns estudos utilizam 2

minutos,¹² outros utilizam 10 minutos e até mesmo duas semanas³¹ de intervalo previamente à fotoativação. Levando em consideração essa divergência, nesse trabalho realizou-se um estudo piloto, onde foi estabelecido um tempo de espera de 5 minutos antes da fotoativação dos cimentos nos grupos de ativação tardia. Esse tempo já foi usado previamente em outros estudos^{11,35} e seria clinicamente plausível de ser replicado.

Segundo alguns estudos,^{11,33} a fotoativação tardia seria mais adequada aos cimentos duais pois uma fotoativação imediata poderia aumentar rapidamente a viscosidade do cimento pela rápida formação da rede polimérica, levando ao aprisionamento das espécies reativas, incluindo ativadores e iniciadores necessários para a reação química. Moraes et al.¹² investigaram o impacto da fotoativação tardia na polimerização de um cimento dual experimental, utilizando-se para fotoativação doses de energia alta (40 segundos de fotoativação) e baixa (10 segundos de fotoativação). Os autores verificaram que a fotoativação tardia (após 2 minutos) apresentou maiores valores de conversão do cimento em comparação à ativação imediata apenas quando doses de energia baixa foram utilizadas. Quando altas doses de energia foram utilizadas, não houve diferença entre os valores de conversão do cimento para a ativação imediata e tardia. Esses resultados corroboram com os resultados encontrados no presente estudo, uma vez que para os cimentos Multilink Automix e Variolink Esthetic DC não houve diferença entre os protocolos de ativação imediata e tardia com os dois aparelhos fotopolimerizadores (Figura 1), o que pode ser justificado pelas altas doses de energia utilizadas na fotoativação (60 segundos do Grand Valo e 80 segundos do Elipar – 54 J de energia).

Como nesse estudo a ativação química dos cimentos também foi analisada, para uma melhor comparação entre os grupos, os aparelhos fotopolimerizadores tiveram que ser incluídos como parte dos protocolos de ativação. Sendo assim, mesmo não havendo diferença nos valores de grau de conversão entre os protocolos de fotoativação imediata e tardia, para o cimento Variolink Esthetic DC, a ativação imediata com o fotopolimerizador Elipar proporcionou maiores valores de grau de conversão comparada a ativação imediata com o Grand Valo (Figura 1). Além disso, para ambos os cimentos o protocolo de ativação química foi responsável pelos menores valores de conversão em comparação aos grupos fotoativados (Figura 1). Dessa forma, a primeira hipótese nula do estudo foi rejeitada, uma vez que houve diferença no grau de conversão obtido para os diferentes cimentos e protocolos de ativação.

Nesse estudo, o impacto dos protocolos de ativação sobre os valores de grau de conversão não se repetiu entre os resultados de resistência de união (Tabela 4). Em um estudo realizado por

Pereira et al.³⁷ os autores avaliaram a influência da fotoativação tardia nas propriedades de cimentos resinosos duais, e observaram que os grupos de fotoativação tardia proporcionaram uma redução na contração de polimerização e consequentemente aumento no valor de resistência de união dos cimentos testados. Esse resultado diverge dos resultados encontrados no presente estudo, uma vez que a ativação tardia dos dois cimentos não proporcionou valores maiores de resistência de união (Tabela 4). No entanto, deve-se considerar que no estudo realizado por Pereira et al.³⁷ os autores utilizaram dentes bovinos, que possuem condutos mais calibrosos do que os condutos de pré-molares utilizados nesse estudo. Além disso, os autores cimentaram o pino de fibra de vidro diretamente no conduto, não utilizando a técnica da anatomização do pino, o que provavelmente proporcionou camadas de cimento mais espessas contribuindo para uma maior contração de polimerização. A fotoativação tardia pode proporcionar menor contração de polimerização dos cimentos resinosos duais, como já demonstrado em estudos anteriores,^{34,35,37} o que pode influenciar diretamente na resistência de união do mesmo. No entanto, nesse estudo, a utilização da técnica de anatomização do pino proporcionou a redução da espessura da camada de cimento, diminuindo assim seu volume e consequentemente sua contração de polimerização³⁸ mesmo nos grupos de ativação imediata. Especula-se que a utilização dessa técnica contribuiu para que não houvesse diferença entre os valores de resistência de união entre os diferentes protocolos de ativação.

Fotoiniciadores alternativos à canforoquinona são cada vez mais utilizados em materiais resinosos e têm demonstrado características promissoras.¹⁷ A principal desvantagem relacionada a esses fotoiniciadores é devido ao fato de que seu pico de absorção, que fica localizado no espectro de luz visível violeta (380~420 nm), não é compatível com o espectro de emissão de aparelhos fotopolimerizadores de segunda geração, que emitem luz no comprimento de onda azul (440~480 nm).^{39,40} Por essa razão, aparelhos de terceira geração, também conhecidos como polywave, foram desenvolvidos.³⁹ Estudos anteriores já demonstraram a importância da exposição de materiais resinosos contendo esses fotoiniciadores ao comprimento de onda violeta, o que garante a esses materiais uma maior conversão e melhores propriedades.^{17,24,41} Além disso, também evidenciaram a alta reatividade de fotoiniciadores como o TPO^{17,21} e Bapo⁴² em comparação à canforoquinona. No presente estudo foram utilizados dois cimentos de ativação dual que contêm diferentes fotoiniciadores, o Multilink Automix que contém canforoquinona e o Variolink Esthetic DC, que possui como fotoiniciador o Ivocerin® (Benzoil Germânio). Esperava-se que o cimento Variolink Esthetic DC apresentasse maiores valores de grau de conversão quando ativado

com o fotopolimerizador Valo, o qual emite múltiplos comprimentos de onda, inclusive no espectro de luz visível violeta. Contudo, esse cimento apresentou maiores valores de grau conversão quando ativado imediatamente com o aparelho Elipar, sem diferença estatística para os valores de grau conversão após ativação tardia com ambos os aparelhos (Figura 1). Os valores de grau conversão desse cimento após ativação imediata com o Valo não foram estatisticamente diferentes dos valores de grau conversão após a sua ativação química (Figura 1). Esse resultado poderia ser explicado pela alta reatividade do Ivocerin, mediante a exposição ao comprimento de onda da luz violeta, já demonstrado em estudos anteriores,^{19,43,44} e reforça a hipótese de que a rápida formação da rede polimérica poderia prejudicar a reação química do cimento dual. Alkhudhairy et al.⁴³ e Braga et al.⁴⁵ observaram alto grau de conversão associado ao cimento fotoativado Variolink Esthetic LC, que também contém o Ivocerin como fotoiniciador, comparado a cimentos contendo canforoquinona. Em contrapartida, os resultados do presente estudo demonstram que o mesmo não é válido para cimentos duais contendo esse fotoiniciador.

Na comparação entre os dois cimentos, o Multilink Automix apresentou valores maiores de resistência de união e grau de conversão, comparado ao cimento Variolink Esthetic DC. Nos grupos do cimento Multilink Automix, após o teste de push out, além das falhas adesivas e mistas, também foi observado uma quantidade considerável de falhas coesivas, que corroboram com os valores mais altos de resistência de união também encontrados para esse cimento (Tabela 3 e Figura 3). Sendo assim, a segunda hipótese nula testada nesse estudo foi rejeitada. É importante destacar que o grau de conversão pode variar consideravelmente entre os diferentes produtos comerciais uma vez que, além de fotoiniciadores, os cimentos resinosos também apresentam cinética de polimerização diferentes. Possivelmente a variação na seleção e proporção dos monômeros entre os dois cimentos, assim como o tipo e a quantidade de cada carga utilizada em ambos pode ter afetado o grau de conversão e as propriedades mecânicas desses materiais, o que provavelmente também influenciou na contração e estresse de polimerização e, conseqüentemente, a resistência de união.⁴⁶ Portanto o uso de diferentes produtos pode exigir mudanças no protocolo de ativação, uma vez que apresentem comportamentos distintos após o início da polimerização.³³ Outro fator relevante que pode ter influenciado na diferença dos valores de resistência de união entre os cimentos é o sistema adesivo utilizado em cada protocolo e sua respectiva capacidade de formação da camada híbrida. No caso do cimento Variolink, foi empregado o adesivo Adhese Universal, cuja ativação é dependente de luz. Por outro lado, o cimento Multilink foi associado ao

sistema adesivo Multilink Primer A + B, que apresenta ativação exclusivamente química, independentemente de luz. A possível atenuação da luz ao longo do comprimento do conduto radicular pode ter comprometido a ativação eficiente do Adhese Universal, especialmente nos terços médio e apical. Possivelmente esse fator pode ter prejudicado a formação adequada da camada híbrida nos grupos cimentados com o Variolink, contribuindo para os menores valores de resistência observados.

Não é a primeira vez que os resultados de grau de conversão de um determinado material não se correlacionam completamente com os valores de resistência de união apresentados pelo mesmo.⁴⁷ Embora a ativação química tenha proporcionado valores mais baixos de grau de conversão, esse protocolo de ativação não apresentou valores mais baixos de resistência de união e de propriedades mecânicas comparada aos demais protocolos de ativação (Tabelas 4, 7 e 10). A importância da fotoativação de cimentos duais já foi evidenciada algumas vezes na literatura,^{11,34,44} mostrando que esse material apresenta melhores valores de grau de conversão quando exposto à luz. Outros estudos já demonstraram o impacto negativo da ausência de luz em análises de resistência de união de cimentos resinosos duais.⁴⁴ No entanto, para a análise de resistência de união e técnica de cimentação realizada nesse estudo, a conversão atingida pelos grupos de ativação química foi suficiente para promover uma adequada união dos pinos anatomizados à dentina intrarradicular. Além disso, o sistema adesivo aplicado no conduto previamente à cimentação, provavelmente teve um papel importante na resistência de união. Possivelmente a camada híbrida formada por esses dois sistemas adesivos também foi importante para promover uma boa união do retentor ao conduto, mesmo nos grupos de ativação química do cimento.

Apesar de apresentar menores valores de grau de conversão e resistência de união em comparação ao Multilink, o cimento Variolink Esthetic DC exibiu valores mais elevados de dureza (Tabela 9), rejeitando a terceira hipótese nula do estudo. Alguns estudos utilizam a dureza como um parâmetro equivalente ao grau de conversão do material, demonstrando uma correlação positiva entre essas duas propriedades.⁴⁸ No entanto, outros fatores, como o tipo, morfologia, quantidade e tamanho das partículas de carga de um cimento, também podem influenciar sua dureza.⁴⁹ Embora a formação da rede polimérica, avaliada por meio da análise do grau de conversão, também afete a dureza, esta depende principalmente das ligações cruzadas entre essas redes. A polimerização dos monômeros de um material resinoso pode resultar em uma matriz com alta quantidade de ligações cruzadas, na qual a presença de numerosas ligações fortes entre diferentes cadeias pode tornar um material rígido e de peso

molecular elevado. A densidade dessas ligações cruzadas impacta diretamente as propriedades mecânicas do material.⁵⁰⁻⁵² Isso poderia justificar os valores mais altos das propriedades nanomecânicas do Variolink, pois, apesar de a conversão de seus monômeros em polímeros ter sido inferior à do Multilink, a qualidade e quantidade de suas ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas podem ter sido superiores, conferindo-lhe melhores propriedades mecânicas.

Quanto à composição, o cimento Multilink possui como principais constituintes da sua matriz orgânica os monômeros bisfenol-A etoxilado dimetacrilato (Bis-EMA) e bisfenol-A glicidil metacrilato (Bis-GMA). Já o cimento Variolink apresenta como principais componentes o uretano dimetacrilato (UDMA) e o UDMA aromático-alifático. O Bis-GMA é um monômero de elevada viscosidade, o que exige sua combinação com monômeros diluentes para reduzir essa viscosidade, aumentar a formação de ligações cruzadas e, conseqüentemente, melhorar as propriedades mecânicas do material.⁵³ Por outro lado, o UDMA apresenta menor viscosidade e maior flexibilidade que o Bis-GMA, permitindo a formação de uma rede polimérica mais densa. A dureza do material está diretamente relacionada às interações intramoleculares e à estrutura do polímero.^{53,54} A presença de anéis aromáticos e de ligações do tipo uretano eleva os valores de dureza dos materiais que contêm UDMA em sua matriz orgânica.⁵⁵ Além disso, o UDMA aromático-alifático combina a baixa tendência à descoloração dos grupos alifáticos com a rigidez conferida pelos diisocianatos aromáticos.⁵⁶ Especula-se que essas características também possam ter contribuído para os maiores valores de dureza observados no cimento Variolink Esthetic DC.

Os resultados desse estudo demonstram não ser apropriado utilizar apenas os valores de dureza como parâmetro par o grau de conversão de um material. É importante salientar que o grau de conversão foi avaliado imediatamente após a confecção das amostras de cimento, enquanto as propriedades nanomecânicas foram avaliadas mais de 24 horas após a cimentação dos retentores. Além disso, destaca-se que as amostras utilizadas em cada análise não foram preparadas da mesma forma. Enquanto para a avaliação do grau de conversão foram empregadas amostras isoladas de cimento, a análise das propriedades nanomecânicas foi realizada em amostras obtidas a partir da cimentação de retentores intrarradiculares. Estudos anteriores já demonstraram que o grau de conversão dos materiais resinosos aumenta após 24 horas,⁵⁷ sendo assim, é possível também que o grau de conversão do Variolink Esthetic DC tenha aumentado após esse período, refletindo em propriedades como a dureza.

Uma diferença significativa foi encontrada entre os valores de resistência de união das diferentes regiões da raiz, sendo que o terço cervical apresentou maiores valores comparado aos terços médio e apical (Tabela 2). A atenuação da luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores nos terços médio e apical possivelmente teve um papel significativo nesse resultado, verificando o efeito deletério da ausência de uma boa intensidade de luz tanto nas propriedades de cimentos duais⁵⁸ quanto nas propriedades de sistemas adesivos. Outra possível justificativa pode estar relacionada com fatores anatômicos do próprio dente. A região apical da raiz possui uma superfície dentinária menos organizada e mais irregular do que a região cervical, além de conter um menor número de túbulos dentinários, o que poderia ter levado à formação de uma camada híbrida mais fraca nesse local.^{59,60}

A micropermeabilidade da interface resina-dentina tem sido analisada por meio de corantes fluorescentes, como a rodamina-B, em conjunto com microscopia confocal a laser (CLSM), permitindo a identificação de porosidades ou defeitos na interface biomaterial-dente.^{61,62} Estudos têm demonstrado uma correlação entre o selamento marginal das restaurações e a micropermeabilidade, indicando que um melhor selamento marginal resulta em menores níveis de micropermeabilidade.⁶³ Nesse estudo, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de micropermeabilidade entre os diferentes cimentos e protocolos de ativação. No entanto, o terço cervical apresentou menor micropermeabilidade em comparação ao terço médio (Tabela 11), rejeitando a quarta hipótese nula do estudo. Assim, pode-se afirmar que o selamento da interface cimento/adesivo/dentina na porção cervical foi mais eficiente do que no terço médio. Isso pode ser atribuído ao fato de que, no terço cervical, o controle da umidade é mais efetivo, além de permitir uma visão direta para a aplicação do adesivo e a secagem do solvente. Esses resultados podem estar relacionados ao fato de que os maiores valores de resistência de união também foram encontrados nessa mesma porção da raiz. Além disso, especula-se que a ação da gravidade pode ter contribuído para o escoamento tanto do cimento quanto do adesivo em direção ao terço apical, o que pode ter favorecido a redução da micropermeabilidade nessa região em comparação ao terço médio.

Entre as limitações desse estudo podem ser citados a utilização de cimentos que necessitam a aplicação de sistema adesivo prévio para cimentação de pinos; a não submissão das amostras às condições encontradas na cavidade oral como saliva, variações de temperatura e stress mastigatório e a ausência de análises como a contração de polimerização que poderiam ser afetadas pelos fatores testados nesse estudo. Estudos futuros deveriam avaliar o comportamento de cimentos duais contendo fotoiniciadores alternativos à canforoquinona

frente aos diferentes protocolos de ativação, quando utilizados também para a cimentação de materiais indiretos como resinas e cerâmicas de diferentes opacidades e espessuras.

Conclusão

5 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro, pode-se concluir que a fotoativação tardia, para a dose de energia utilizada, não influenciou o grau de conversão, resistência de união, micropermeabilidade e dureza de cimentos resinosos duais. No entanto, a fonte de luz teve um impacto direto no grau de conversão de cimentos contendo fotoiniciadores alternativos, sendo que a exposição imediata do Variolink Esthetic DC, formulado com Ivocerin, ao Valo comprometeu sua conversão. A fotoativação mostrou-se essencial para que os cimentos resinosos duais atingissem um bom grau de conversão, embora essa conversão não reflita necessariamente suas propriedades mecânicas. Além disso, a resistência de união variou ao longo da raiz, apresentando menores valores na região apical. Por fim, verificou-se que o tipo de cimento influenciou mais significativamente a dureza do que os diferentes protocolos de ativação empregados.

Referências

REFERÊNCIAS

1. Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater.* 2008;24(8):1141-7.
2. Mendonça LM, Ramalho IS, Lima LASN, Pires LA, Pegoraro TA, Pegoraro LF. Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements. *J App Oral Sci.* 2019;27:e20180351.
3. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Dias RA. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):311-32
4. Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003;28(5):535-42.
5. Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(4):358-68.
6. Novais VR, Raposo LH, Miranda RR, Lopes CC, Simamoto PC Jr, Soares CJ. Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. *J Appl Oral Sci.* 2017;25(1):61-8.
7. Ayres APA, Andre CB, Pacheco RR, Carvalho AO, Bacelar-Sá RC, Rueggeberg, FA, Giannini M. Indirect restoration thickness and time after light-activation effects on degree of conversion of resin cement. *Braz Dent J.* 2015;26(4):363-7.
8. Oh S, Shin SM, Kim HJ, Paek J, Kim SJ, Yoon TH, Kim SY. Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci.* 2018;10(1):5.
9. Faria-E-Silva AL, Pfeifer CS. Effectiveness of high-power LEDs to polymerize resin cements through ceramics: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;118(5):631-6.
10. Runnacles P, Correr GM, Baratto Filho F, Gonzaga CC, Furuse AY. Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Braz Dent J.* 2014;25(1):38-42.

11. Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Oper Dent*. 2011;36(2):196-204.
12. Moraes RR, Faria-e-Silva AL, Ogliari FA, Correr-Sobrinho L, Demarco FF, Piva E. Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomater*. 2009;5(6):2095-100.
13. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J*. 2010;29(5):481-501.
14. Brandt WC, Tomaselli LD, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Can phenylpropanedione influence Knoop hardness, rate of polymerization and bond strength of resin composite restorations? *J Dent*. 2011;39(6):438-47.
15. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig*. 2013;17(9):2127-37.
16. Castellanos M, Delgado AJ, Sinhoreti MAC, de Oliveira DCRS, Abdulhameed N, Geraldini S, Roulet JF. Effect of thickness of ceramic veneers on color stability and bond strength of resin luting cements containing alternative photoinitiators. *J Adhes Dent*. 2019;21(1):67-76.
17. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Prahl SA, Pfeifer CS, Ferracane JL. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenylphosphine oxide. *Dent Mater*. 2012;28(4):392-7.
18. Volk J, Ziemann C, Leyhausen G, Geurtsen W. Non-irradiated campherquinone induces DNA damage in human gingival fibroblasts. *Dent Mater*. 2009;25(12):1556-63.
19. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater*. 2008;24(7):901-7.
20. Oliveira KA, Cardoso R F, Zarpellon DC, Madruga CFL, Rodrigues JA, Arrais CAG. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *J Appl Oral Sci*. 2017;25(2):140-6.

21. Delgado AJ, Castellanos EM, Sinhoreti MC, Oliveira DC, Abdulhameed N, Geraldeli S, Sulaiman TA, Roulet JF. The use of different photoinitiator systems in photopolymerizing resin cements through ceramic veneers. *Oper Dent*. 2019;44(4):396-404.
22. Bakopoulou A, Papadopoulos T, Garefis P. Molecular toxicology of substances released from resin-based dental restorative materials. *Int J Molec Sci*. 2009;10(9):3861-99.
23. Segreto DR, Naufel FS, Brandt WC, Guiraldo RD, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Influence of photoinitiator and light-curing source on bond strength of experimental resin cements to dentin. *Braz Dent J*. 2016;27(1):83-9.
24. Oliveira DC, Rocha MG, Correa IC, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoreti MA. The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. *Dent Mater*. 2016;32(10):1208-17.
25. Oliveira DCRS, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MAC. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent*. 2015;43(12):1565-72.
26. Barreto MS, Rosa RA, Seballos VG, Machado E, Valandro LF, Kaiser OB, Só MVR, Bier CAS. Effect of intracanal irrigants on bond strength of fiber posts cemented with a self-adhesive resin cement. *Oper Dent*. 2016;41(6):159-67.
27. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res A*. 1999;48(5):675-81.
28. Queiroz ME, Maluly-Proni AT, Tsutsumi MSC, Dallazen E, Castro-Hoshino LV, Souza M, Baesso ML, Santos PH. Influence of thickness and degree of opacity of lithium disilicate on the degree of conversion and bond strength of resin cements. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023;143:105934.
29. Derchi G, Vano M, Ceseracciu L, Diaspro A, Salerno M. Stiffness effect of using polywave or monowave LED units for photo-curing different bulk fill composites. *Dent Mater J*. 2018;37(5):709-16.
30. Carek A, Dukaric K, Miler H, Marovic D, Tarle Z, Par M. Post-cure development of the degree of conversion and mechanical properties of dual-curing resin cements. *Polymers*. 2022;14(17):3649.

31. Shim JS, Lee SY, Song SY, Jha N, Ryu JJ. Polymerization efficiency of dental dual-cured resin cement light-cured at various times after the initiation of chemical activation. *Int J Polymer Mater Polymer Biomater*. 2020;69(10):622-8.
32. Pegoraro TA, Fulgêncio R, Butignon LE, Manso AP, Carvalho RM. Effects of temperature and aging on working/setting time of dual-cured resin cements. *Oper Dent*. 2015;40(6):E222-9.
33. Furuse AY, Santana LOC, Rizzante FAP, Ishikiriyama SK, Bombonatti JF, Correr GM, Gonzaga CC. Delayed light activation improves color stability of dual-cured resin cements. *J Prosthodont*. 2018;27(5):449-55.
34. Labban N, Iskandar M, Platt JA, Andres CJ, Levon JA, Hovijitra S, Brown DT. The influence of delayed light curing on the degree of conversion and polymerization contraction stress in dual-cured resin luting agents. *J Adhes Sci Technol*. 2018;32(5):516-26.
35. Khoroushi M, Ghasemi M, Abedinzadeh R, Samimi P. Comparison of immediate and delayed light-curing on nano-indentation creep and contraction stress of dual-cured resin cements. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;64:272-80.
36. Souza EJ Jr, Borges BC, Oliveira DC, Brandt WC, Hirata R, Silva EJ, Sinhoretto MA. Influence of the curing mode on the degree of conversion of a dual-cured self-adhesive resin luting cement beneath ceramic. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):444-8.
37. Pereira RD, Valdívia ADCM, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Effect of photoactivation timing on the mechanical properties of resin cements and bond strength of fiberglass post to root dentin. *Oper Dent*. 2015;40(5):E206-21.
38. Özcan M, Volpato CAM. Current perspectives on dental adhesion: (3) Adhesion to intraradicular dentin: concepts and applications. *Japan Dent Sci Rev*. 2020;56(1):216-23.
39. Varshney I, Jha P, Nikhil V. Effect of monowave and polywave light curing on the degree of conversion and microhardness of composites with different photoinitiators: an in vitro study. *J Conserv Dent*. 2022;25(6):661-5.
40. Chen Y, Yao C, Huang C, Wang Y. The effect of monowave and polywave light-polymerization units on the adhesion of resin cements to zirconia. *J Prosthet Dent*. 2019;121(3):549.e1-7.
41. Lima RBW, Melo AMDS, Dias JDN, Barbosa LMM, Santos JVDN, Souza GM, Andrade

- AKM, Assunção IV, Borges BCD. Are polywave light-emitting diodes more effective than monowave ones in the photoactivation of resin-based materials containing alternative photoinitiators? A systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023;143:105905.
42. Lima CDR, da Silva DB, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Mechanical properties of experimental resin cements containing different photoinitiators and co-initiators. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2019;11:285-90.
43. Alkhudhairy F, AlKheraif A, Naseem M, Khan R, Vohra F. Degree of conversion and depth of cure of Ivocerin containing photo-polymerized resin luting cement in comparison to conventional luting agents. *Pak J Med Sci.* 2018;34(2):253-9.
44. Mazzitelli C, Maravic T, Mancuso E, Josic U, Generali L, Comba A, Mazzoni A, Breschi L. Influence of the activation mode on long-term bond strength and endogenous enzymatic activity of dual-cure resin cements. *Clin Oral Investig.* 2022;26(2):1683-94.
45. Braga SSL, Price RB, Juckes SM, Sullivan B, Soares CJ. Effect of the violet light from polywave light-polymerizing units on two resin cements that use different photoinitiators. *J Prosthet Dent.* 2024;131(4):744-51.
46. Donmez MB, Çakmak G, Yılmaz D, Schimmel M, Abou-Ayash S, Yilmaz B, Peutzfeldt A. Bond strength of additively manufactured composite resins to dentin and titanium when bonded with dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2024;132(5):1067.e1-8.
47. Kanamori Y, Takahashi R, Nikaido T, Bamidis EP, Burrow MF, Tagami J. The effect of curing mode of a high-power LED unit on bond strengths of dualcure resin cements to dentin and CAD/CAM resin blocks. *Dent Mater J.* 2019;38(6):947-54.
48. Aldryhim H, El-Mowafy O, McDermott P, Prakki A. Hardness of resin cements polymerized through glass-ceramic veneers. *Dent J.* 2021;9(8):92.
49. Yılmaz Atalı P, Doğu Kaya B, Manav Özen A, Tarçın B, Şenol AA, Tüter Bayraktar E, Korkut B, Bilgin Göçmen G, Tağtekin D, Türkmen C. Assessment of micro-hardness, degree of conversion, and flexural strength for single-shade universal resin composites. *Polymers.* 2022;14(22):4987.
50. Aldhafyan M, Silikas N, Watts DC. Influence of curing modes on thermal stability, hardness development and network integrity of dual-cure resin cements. *Dent Mater.* 2021;37(12):1854-64.

51. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater.* 2008;24(5):594-9.
52. Schneider LF, Moraes RR, Cavalcante LM, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Consani S. Cross-link density evaluation through softening tests: effect of ethanol concentration. *Dent Mater.* 2008;24(2):199-203.
53. Elfakhri F, Alkahtani RLiC, Khaliq J. Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: a comprehensive review. *Ceramics Int.* 2022;48(19):27280-94.
54. Santos M, Fidalgo-Pereira R, Torres O, Carvalho O, Henriques B, Özcan M, Souza JCM. The impact of inorganic fillers, organic content, and polymerization mode on the degree of conversion of monomers in resin-matrix cements for restorative dentistry: a scoping review. *Clin Oral Investig.* 2024;28(8):454.
55. Szczesio-Wlodarczyk A, Domarecka M, Kopacz K, Sokolowski J, Bociong K. An evaluation of the properties of urethane dimethacrylate-based dental resins. *Materials.* 2021;14(11):2727.
56. Meshram P, Meshram V, Palve D, Patil S, Gade V, Raut A. Comparative evaluation of microleakage around Class V cavities restored with alkasite restorative material with and without bonding agent and flowable composite resin: an in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2019;30(3):403-7.
57. Kelch M, Stawarczyk B, Mayinger F. Time-dependent degree of conversion, Martens parameters, and flexural strength of different dual-polymerizing resin composite luting materials. *Clin Oral Investig.* 2022;26(1):1067-76.
58. Cruz FZG, Grande CZ, Roderjan DA, Arrais CAG, Samra APB, Calixto AL. Effect of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems on hardness uniformity of resin cements after glass fiber post cementation. *Eur J Dent.* 2012;6(3):248-54.
59. Rodrigues RV, Sampaio CS, Pacheco RR, Pascon FM, Puppini-Rontani RM, Giannini M. Influence of adhesive cementation systems on the bond strength of relined fiber posts to root dentin. *J Prosthet Dent.* 2017;118(4):493-9.
60. Tsurumachi T, Huang TJ, Zhan W, Hayashi M, Ogiso B. Scanning electron microscopic study of dentinal pulpal walls in relation to age and tooth area. *J Oral Sci* 2008;50(2):199-203.

61. Aydin B, Hassan LS, Viana G, Bedran-Russo AK. Assessing collagen and micro-permeability at the proanthocyanidin-treated resin-dentin interface. *J Adhes Dent.* 2016;18(6):529-34.
62. Chiari MD, Alania Y, Bedran-Russo AK, Braga RR. Experimental dentin adhesives containing calcium orthophosphate particles: Effect on dentin bond strength, micro-permeability and collagen degradation. *Int J Adhes Adhes.* 2021;107:102828.
63. Yantcheva SM. Marginal adaptation and micropermeability of class II cavities restored with three different types of resin composites - a comparative Ten-Month in vitro study. *Polymers.* 2021;13(10):1660.

Anexos

ANEXOS

ANEXO A - Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)

UNESP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA-CAMPUS DE
ARAÇATUBA/ UNIVERSIDADE
ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO
DE MESQUITA FILHO"



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DE PROTOCOLOS DE ATIVAÇÃO NAS CARACTERÍSTICAS DE CIMENTOS RESINOSOS DUAIS COM DIFERENTES FOTOINICIADORES

Pesquisador: Paulo Henrique dos Santos

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 63906422.2.0000.5420

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.719.193

Apresentação do Projeto:

Desenho:

Nesse estudo 4 fatores serão analisados: aparelho fotopolimerizador em dois níveis (Elipar Deep Cure-S - 3M ESPE e LED polywave Valo® - Ultradent), protocolo de ativação em 4 níveis (sem fotoativação, fotoativação imediata, após 3 minutos e após 5 minutos), cimentos duais com diferentes fotoiniciadores em dois níveis (Multilink N - Ivoclar e Variolink Esthetic DC - Ivoclar) e diferentes terços radiculares em três níveis (cervical, médio e apical). As variáveis respostas serão micropermeabilidade e resistência de união. Pré-molares unirradiculares serão tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em 14 grupos experimentais de acordo com o cimento resinoso, protocolo de ativação e aparelho fotopolimerizador a serem utilizados para cimentação de pinos intrarradiculares. Após a cimentação dos pinos serão cortadas fatias de cada terço da amostra (cervical, médio e apical) as quais serão submetidas aos testes de resistência de união (push out) e micropermeabilidade. Os tres principios basicos da experimentacao scientifica serao respeitados: repeticao, aleatorizacao e blocagem.

Resumo:

Palavra-chave

Endereço: JOSE BONIFACIO 1193

Bairro: VILA MENDONÇA

CEP: 16.015-050

UF: SP

Município: ARACATUBA

Telefone: (18)3636-3234

Fax: (18)3636-3203

E-mail: cep.foa@unesp.br

**UNESP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA-CAMPUS DE
ARAÇATUBA/ UNIVERSIDADE
ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO
DE MESQUITA FILHO"**



Continuação do Parecer: 5.719.193

O objetivo desse estudo será avaliar a influência de protocolos de ativação tardios, utilizando diferentes aparelhos fotopolimerizadores nas propriedades de cimentos resinosos duais contendo diferentes fotoiniciadores. O trabalho será dividido em dois objetivos específicos: 1. Avaliar a influência dos aparelhos fotopolimerizadores Elipar Deep Cure-S (3M ESPE) e LED polywave Valo® (Ultradent) e de protocolos tardios de ativação (sem fotoativação, fotoativação imediata, após 3 minutos e após 5 minutos) no grau de conversão, contração de polimerização e propriedades nanomecânicas (dureza e módulo de elasticidade) dos cimentos resinosos duais Multilink N (Ivoclar) e Variolink Esthetic DC (Ivoclar) e 2. Avaliar a influência dos aparelhos fotopolimerizadores Elipar Deep Cure-S (3M ESPE) e LED polywave Valo® (Ultradent) e de protocolos de ativação (sem fotoativação, fotoativação imediata, após 3 minutos e após 5 minutos) na micropermeabilidade e resistência de união dos cimentos resinosos duais Multilink N (Ivoclar) e Variolink Esthetic DC (Ivoclar) utilizados para cimentação de retentores intrarradiculares. Para o primeiro objetivo, amostras dos dois cimentos serão confeccionadas em matrizes pré-fabricadas e fotoativadas através do dissilicato de lítio. Essas amostras serão utilizadas para análises de grau de conversão, contração de polimerização e propriedades nanomecânicas (dureza e módulo elasticidade). Para o segundo objetivo, serão utilizados pré-molares unirradiculares, nos quais serão cimentados retentores intrarradiculares utilizando os dois cimentos. Essas amostras serão seccionadas em três terços, os quais serão submetidos as análises de resistência de união e micropermeabilidade. Os dados serao submetidos a testes estatísticos de normalidade, homogeneidade das variancias e testes específicos para comparacao entre as medias ($=0,05$).

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo geral desse estudo é avaliar a influência do aparelho fotopolimerizador, do protocolo de ativação e de diferentes fotoiniciadores nas propriedades finais dos cimentos resinosos duais.

Objetivo Secundário:

Segundo objetivo específico: Avaliar a influência dos aparelhos fotopolimerizadores, Elipar Deep Cure-S (3M ESPE) e LED polywave Valo® (Ultradent), e do protocolo de ativação tardia na micropermeabilidade e resistência de união dos cimentos resinosos duais Multilink N (Ivoclar) e Variolink Esthetic DC (Ivoclar) utilizados para cimentação de retentores intrarradiculares.

Endereço: JOSE BONIFACIO 1193

Bairro: VILA MENDONÇA

CEP: 16.015-050

UF: SP

Município: ARACATUBA

Telefone: (18)3636-3234

Fax: (18)3636-3203

E-mail: cep.foa@unesp.br

**UNESP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA-CAMPUS DE
ARAÇATUBA/ UNIVERSIDADE
ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO
DE MESQUITA FILHO"**



Continuação do Parecer: 5.719.193

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Apresenta riscos mínimos.

Benefícios:

Com os resultados desse projeto espera-se solucionar dúvidas importantes a respeito da influência do tipo de aparelho fotopolimerizador na polimerização e características finais de cimentos resinosos duais contendo diferentes fotoiniciadores, bem como sobre as vantagens de se utilizar protocolos de ativação tardia para esses materiais. Isso contribuirá para o estabelecimento de protocolos envolvendo o melhor aparelho fotopolimerizador para cada tipo de fotoiniciador e o momento ideal para a fotoativação dos cimentos resinosos duais, dessa forma favorecendo a polimerização e as propriedades finais desse material.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa apresenta-se apta para a sua realização.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram adicionados de acordo com a resolução 466/12 do CNS. (Conselho Nacional de Saúde).

Recomendações:

Não há

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Pesquisa apresenta-se apta para a sua realização.

Considerações Finais a critério do CEP:

Salientamos que, de acordo com a Resolução 466 CNS, de 12/12/2012 (título X, seção X.1., art. 3, item b, e, título XI, seção XI.2., item d), há necessidade de apresentação de relatórios semestrais, devendo o primeiro relatório ser enviado até 01/04/2023.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2022856.pdf	30/09/2022 18:37:00		Aceito

Endereço: JOSE BONIFACIO 1193
Bairro: VILA MENDONÇA **CEP:** 16.015-050
UF: SP **Município:** ARACATUBA
Telefone: (18)3636-3234 **Fax:** (18)3636-3203 **E-mail:** cep.foa@unesp.br

**UNESP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA-CAMPUS DE
ARAÇATUBA/ UNIVERSIDADE
ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO
DE MESQUITA FILHO"**



Continuação do Parecer: 5.719.193

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Doutorado_Detalhado.pdf	30/09/2022 18:36:23	Paulo Henrique dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Solicitacao_de_Dispensa_do_TCLE.pdf	30/09/2022 18:27:29	Paulo Henrique dos Santos	Aceito
Folha de Rosto	FOLHA_DE_ROSTO.pdf	30/09/2022 18:26:43	Paulo Henrique dos Santos	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

ARACATUBA, 24 de Outubro de 2022

Assinado por:
André Pinheiro de Magalhães Bertoz
(Coordenador(a))

Endereço: JOSE BONIFACIO 1193
Bairro: VILA MENDONÇA **CEP:** 16.015-050
UF: SP **Município:** ARACATUBA
Telefone: (18)3636-3234 **Fax:** (18)3636-3203 **E-mail:** cep.foa@unesp.br