



UNIVERSIDADE CHRISTUS
MESTRADO EM CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS

VIRNA DE LIMA ARAÚJO BEZERRA

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES SISTEMAS DE FOTOATIVAÇÃO NO GRAU DE
CONVERSÃO E NA RESPOSTA TECIDUAL DE RESINAS COMPOSTAS COM
FOTOINICIADORES ALTERNATIVOS**

FORTALEZA - CE
2026

VIRNA DE LIMA ARAÚJO BEZERRA

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES SISTEMAS DE FOTOATIVAÇÃO NO GRAU DE
CONVERSÃO E NA RESPOSTA TECIDUAL DE RESINAS COMPOSTAS COM
FOTOINICIADORES ALTERNATIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Universidade Christus, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas. Área de concentração: Materiais Dentários.

Orientador(a): Prof(a). Dra. Juliana Paiva Marques Lima Rolim.

FORTALEZA - CE
2026

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Centro Universitário Christus - Unichristus
Gerada automaticamente pelo Sistema de Elaboração de Ficha Catalográfica do
Centro Universitário Christus - Unichristus, com dados fornecidos pelo(a) autor(a)

B574i Bezerra, Virna.
Influência de diferentes sistemas de fotoativação no grau de conversão e na resposta tecidual de resinas compostas com fotoiniciadores alternativos. / Virna Bezerra. - 2026.
49 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado) - Centro Universitário Christus - Unichristus, Mestrado em Ciências Odontológicas, Fortaleza, 2026.
Orientação: Profa. Dra. Juliana Paiva Marques Lima Rolim..
Área de concentração: Ciências Odontológicas.

1. Resinas Compostas. 2. Fotopolimerização. 3. Toxicidade. I. Título.

CDD 617.6

VIRNA DE LIMA ARAÚJO BEZERRA

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES SISTEMAS DE FOTOATIVAÇÃO NO GRAU DE
CONVERSÃO E NA RESPOSTA TECIDUAL DE RESINAS COMPOSTAS COM
FOTOINICIADORES ALTERNATIVOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Universidade Christus, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas. Área de concentração: Materiais Dentários.

Aprovada em: 27/02/2026.

BANCA EXAMINADORA

Prof(a). Ms. Dra. Juliana Paiva Marques Lima Rolim
Universidade Christus

Prof. Dra. Ramille Araújo Lima
Universidade Christus

Prof. Dra. Nara Sousa Rodrigues
Universidade Federal do Ceará

*"Acredite, pense e faça, use sua intuição,
transforme sonho em suor, pensamento em
ação."*

(Bráulio Bessa)

AGRADECIMENTOS

A Deus e a Nossa Senhora, por terem sido sustento e direção ao longo destes dois anos de mestrado. A fé foi minha base nos momentos de desafio e crescimento.

Aos meus pais, Francisco José e Idelzuite, por todo amor, incentivo e dedicação. Cada conquista minha carrega o esforço e os ensinamentos de vocês.

Aos meus irmãos, Vitória e José Victor, e a toda minha família, pela compreensão, apoio e presença constante, mesmo diante das minhas ausências.

Ao meu companheiro, Eduardo, pelo apoio incondicional, pela paciência e por ser equilíbrio nos dias mais exigentes.

À minha orientadora, Dra. Juliana Paiva, pela condução firme e generosa desta pesquisa, pela confiança e pelas valiosas contribuições ao meu desenvolvimento acadêmico.

À Giovana Lima, minha especial gratidão por ter caminhado comigo em cada experimento, sempre com disposição, cuidado e compromisso. Sua presença foi essencial e tornou este percurso mais seguro e significativo.

À Universidade Christus (Unichristus), pela estrutura e pelo ambiente acadêmico que tornaram possível a realização deste mestrado.

Por fim, ao meu companheiro de quatro patas, Laion, pelo afeto constante nas longas horas de estudo.

RESUMO

Os fotoiniciadores alternativos têm sido incorporados às resinas compostas com o objetivo de melhorar a eficiência da fotopolimerização, especialmente quando associados a diferentes sistemas de fotoativação, como dispositivos LED do tipo Polywave e Monowave, que apresentam distintos espectros de emissão. Este estudo visa investigar e comparar efeitos no grau de conversão e processo inflamatório tecidual de compósitos contendo fotoiniciadores alternativos fotopolimerizados com diodos emissores de luz (LED) do tipo Polywave e Monowave. Foram confeccionados 162 discos de resina, sendo 144 destinados à análise in vivo e 18 à análise do grau de conversão (GC) por espectroscopia Raman. Para a avaliação da resposta inflamatória, 48 ratos Wistar receberam, cada um, quatro incisões no dorso: três para o implante de discos de diferentes resinas (fotopolimerizadas por um único tipo de LED) e uma quarta incisão submetida apenas ao procedimento cirúrgico (Grupo Sham/Controle Negativo). As resinas (Tetric N-Ceram, Opus Bulk Fill APS e VIT-I-Escence) foram distribuídas de acordo com o sistema de fotoativação (LED Polywave e Monowave), com análises aos 7, 14 e 28 dias (n=8 por grupo/período). A análise do GC comparou espécimes fotopolimerizados com ambos os LEDs e um controle não polimerizado. Já o infiltrado inflamatório foi examinado através do microscópio óptico, com a identificação da densidade das células inflamatórias presentes nas amostras, por meio da escala semi-quantitativa ISO 10993-6. Após a coleta de dados, os dados de grau de conversão foram analisados por ANOVA e teste Tukey ($p < 0,05$). Os dados histológicos foram analisados pelo teste do Qui-quadrado de Pearson ($p < 0,05$). A resina Tetric N-Ceram apresentou maior grau de conversão quando fotopolimerizada com LED Polywave ($60,86\% \pm 11,26\%$; $p = 0,02$). A resina VIT-I apresentou os maiores valores de grau de conversão independentemente do sistema de fotoativação ($90,32\% \pm 1,12$; $p < 0,0001$). Em contraste, a Opus Bulk Fill APS apresentou menor grau de conversão quando fotopolimerizada com LED Polywave ($30,46\% \pm 4,50$), associada a maior resposta inflamatória no período de 7 dias ($p < 0,05$). Adicionalmente, a resina Tetric N-Ceram fotopolimerizada com Monowave apresentou maior espessura de tecido de granulação nos períodos iniciais. Os resultados demonstram que menores valores de grau de conversão estão associados a uma resposta inflamatória mais intensa nos períodos iniciais.

Palavras-chave: resinas compostas; fotopolimerização; toxicidade.

ABSTRACT

Alternative photoinitiators have been incorporated into composite resins with the aim of improving photopolymerization efficiency, especially when associated with different photoactivation systems, such as Polywave and Monowave LED devices, which have distinct emission spectra. This study aims to investigate and compare the effects on the degree of conversion and tissue inflammatory process of composites containing alternative photoinitiators photopolymerized with Polywave and Monowave light-emitting diodes (LEDs). 162 resin discs were fabricated, with 144 intended for in vivo analysis and 18 for degree of conversion (DC) analysis by Raman spectroscopy. To evaluate the inflammatory response, 48 Wistar rats each received four incisions on their backs: three for the implantation of discs of different resins (photopolymerized by a single type of LED) and a fourth incision subjected only to the surgical procedure (Sham Group/Negative Control). The resins (Tetric N-Ceram, Opus Bulk Fill APS, and VIT-1-Escence) were distributed according to the photoactivation system (LED Polywave and Monowave), with analyses at 7, 14, and 28 days (n=8 per group/period). The DC analysis compared specimens photopolymerized with both LEDs and a non-polymerized control. The inflammatory infiltrate was examined using an optical microscope, identifying the density of inflammatory cells present in the samples using the semi-quantitative scale ISO 10993-6. After data collection, the degree of conversion data were analyzed by ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05$). Histological data were analyzed using Pearson's Chi-square test ($p < 0.05$). The Tetric N-Ceram resin showed a higher degree of conversion when photopolymerized with LED Polywave ($60.86\% \pm 11.26\%$; $p = 0.02$). VIT-1 resin showed the highest degree of conversion values regardless of the photoactivation system ($90.32\% \pm 1.12$; $p < 0.0001$). In contrast, Opus Bulk Fill APS showed a lower degree of conversion when photopolymerized with LED Polywave ($30.46\% \pm 4.50$), associated with a greater inflammatory response at 7 days ($p < 0.05$). Additionally, Tetric N-Ceram resin photopolymerized with Monowave showed greater granulation tissue thickness in the initial periods. The results demonstrate that lower degree of conversion values are associated with a more intense inflammatory response in the initial periods.

Keywords: composite resins; photopolymerization; toxicity.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas

GC Grau de Conversão

IBGE Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

NBR Norma Brasileira Regulamentar

TCLE Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TRAD Tradutor

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 JUSTIFICATIVA	14
3 OBJETIVOS	15
3.1 Objetivo Geral	15
3.2 Objetivos Específicos	15
4 REFERENCIAL TEÓRICO	16
4.1 Contexto histórico e evolução da odontologia restauradora	16
4.2 Evolução das Resinas Compostas	17
4.3 Desafios Associados à Fotopolimerização Inadequada	18
4.4 Fotoiniciadores e sistemas de fotopolimerização	20
5 METODOLOGIA	22
5.1 Aspectos Éticos	22
5.2 Delineamento Experimental	22
5.3 Cálculo amostral	24
5.3.1 <i>Etapa In Vitro (Grau de Conversão)</i>	24
5.3.2 <i>Etapa In Vivo (Resposta Inflamatória)</i>	25
5.4 Obtenção da Amostra	26
5.5 Fotopolimerização e grupos experimentais	29
5.6 Análise do grau de conversão	30
5.7 Protocolo Cirúrgico	31
5.7.1 <i>Aspectos Éticos e Biossegurança</i>	31
5.7.2 <i>Pré-operatório e Protocolo Anestésico</i>	32
5.7.3 <i>Preparo do Sítio Cirúrgico e Técnica</i>	32
5.7.4 <i>Cuidados Pós-Operatórios</i>	33
5.7.5 <i>Eutanásia e Coleta de Dados</i>	33
5.8 Análise Histológica	33

5.9 Análise Estatística	34
5.9.1 Análise do Grau de Conversão (Raman)	35
5.9.2 Análise Histológica (In Vivo)	35
6 RESULTADOS	36
6.1 Grau de Conversão (GC%)	36
6.2 Análise Histológica e Biocompatibilidade	37
7 DISCUSSÃO	40
8 CONCLUSÃO GERAL	45
REFERÊNCIA	46
ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)	50

1 INTRODUÇÃO

As resinas compostas consolidaram-se como o material de escolha para restaurações estéticas devido às constantes evoluções em suas propriedades mecânicas e longevidade clínica. O sucesso desses materiais, entretanto, é dependente de uma fotopolimerização eficiente, processo que visa a máxima conversão de monômeros em polímeros. Uma conversão inadequada compromete não apenas a integridade estrutural da restauração, mas também sua biocompatibilidade, uma vez que a presença de monômeros residuais pode resultar na liberação de substâncias citotóxicas aos tecidos adjacentes (BAROUDI; RIZKALLAH, 2015; KOWALSKA; SOKOLOWSKI; BOCIONG, 2021).

Historicamente, a canforoquinona (CQ) tem sido o principal fotoiniciador utilizado nas matrizes orgânicas, apresentando um pico de absorção na faixa da luz azul (aprox. 468 nm). Por essa característica, os dispositivos LED do tipo Monowave são altamente eficazes para sua ativação. Contudo, para superar limitações estéticas da CQ, como o seu aspecto amarelado, novos sistemas fotoiniciadores alternativos e mais translúcidos, como o TPO e o Ivocerin, foram desenvolvidos. Estes novos componentes possuem picos de absorção em comprimentos de onda menores, situados na faixa do violeta, o que impulsionou o surgimento dos aparelhos LED Polywave (amplo espectro), capazes de emitir luz em diferentes picos espectrais para atingir tanto a CQ quanto os iniciadores de nova geração (RUEGGERBERG et al., 2017).

Paralelamente, tecnologias como o sistema APS (Advanced Polymerization System), presente em resinas como a Vittra APS e a Opus Bulk Fill APS, surgiram para amplificar a capacidade de polimerização e reduzir a sensibilidade à luz ambiente. No entanto, a interação entre essas novas formulações e os diferentes tipos de LED (Monowave vs. Polywave) ainda gera discussões sobre a eficiência real no grau de conversão final (GC) e o impacto biológico decorrente dessa interação. A polimerização incompleta permite que monômeros não reagidos lixiviem para os tecidos vivos, o que justifica a avaliação da resposta inflamatória por meio de modelos animais, como o implante subcutâneo em ratos Wistar, permitindo observar de forma padronizada a agressividade desses materiais (MEDINA et al., 2025).

Apesar dos avanços, ainda não há um consenso definitivo na literatura sobre como a combinação de diferentes sistemas de fotoativação influencia o comportamento de resinas com sistemas iniciadores distintos, como os presentes na Tetric N-Ceram, Opus Bulk Fill e Vittra

APS. A falta de dados integrados que correlacionem o grau de conversão física com a resposta inflamatória in vivo justifica a necessidade desta investigação.

Diante desse cenário, a questão norteadora deste estudo é: o uso de LEDs Polywave na fotoativação de resinas compostas contendo fotoiniciadores alternativos promove maior grau de conversão e menor resposta inflamatória tecidual quando comparado aos LEDs Monowave?

A hipótese testada é que os dispositivos Polywave resultarão em melhor desempenho polimérico e biológico para os materiais que utilizam sistemas iniciadores de amplo espectro.

2 JUSTIFICATIVA

Este estudo justifica-se pela necessidade de ampliar o entendimento sobre a influência dos diferentes sistemas de fotopolimerização e dos fotoiniciadores alternativos no desempenho dos compósitos dentários. Apesar dos avanços tecnológicos nos dispositivos fotoativadores, especialmente com a introdução dos LEDs Polywave, ainda existem lacunas na literatura quanto à relação entre o espectro de emissão luminosa, o grau de conversão dos materiais e a resposta inflamatória tecidual.

A compreensão desses fatores é fundamental, uma vez que falhas no processo de fotopolimerização podem resultar na liberação de monômeros residuais e subprodutos da polimerização, capazes de desencadear respostas biológicas indesejáveis e comprometer a longevidade das restaurações. Nesse contexto, a investigação experimental por meio de análises espectroscópicas e modelos animais torna-se relevante para fornecer evidências científicas mais consistentes.

Os resultados deste estudo possuem potencial para contribuir com a prática clínica ao auxiliar na escolha mais adequada de sistemas de fotopolimerização e materiais restauradores, promovendo restaurações mais seguras, duráveis e biologicamente compatíveis. Além disso, os achados podem estimular o desenvolvimento de novos protocolos clínicos e tecnologias que otimizem o desempenho dos compósitos dentários e reduzam riscos biológicos associados à fotopolimerização inadequada.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Investigar e comparar o grau de conversão e a resposta inflamatória tecidual induzida por resinas compostas contendo fotoiniciadores alternativos, fotoativadas por diferentes tipos de LEDs (Polywave e Monowave), por meio de análises espectroscópicas e histológicas em modelo experimental animal.

3.2 Objetivos Específicos

1. Analisar o grau de conversão das resinas compostas fotoativadas com os LEDs Polywave e Monowave por meio da espectroscopia Raman.

2. Avaliar a resposta inflamatória tecidual induzida pelas resinas compostas implantadas no dorso de ratos, em diferentes períodos experimentais, utilizando análise histológica baseada na escala semiquantitativa ISO 10993-6.

3. Analisar parâmetros histológicos como intensidade do infiltrado inflamatório, presença de tecido de granulação, formação de cápsula fibrosa, necrose, endocitose e calcificação, de acordo com os critérios estabelecidos pela norma ISO 10993-6.

4 REFERENCIAL TEÓRICO

4.1 Contexto histórico e evolução da odontologia restauradora

Ao longo da história da odontologia restauradora, diversos materiais foram empregados com o objetivo de restaurar a forma e a função dos dentes comprometidos. Entre as primeiras abordagens utilizadas destacam-se os metais, as pedras preciosas e, posteriormente, o amálgama de prata, amplamente empregado devido à sua resistência mecânica e facilidade de manipulação. No entanto, apesar de sua eficácia funcional, esses materiais apresentavam limitações importantes, como suscetibilidade à corrosão, potencial para reações alérgicas e inadequação estética, fatores que impulsionaram a busca por alternativas mais compatíveis com as demandas clínicas modernas (BAYNE et al., 2019).

Nesse contexto, o desenvolvimento das resinas compostas representou um marco significativo na evolução da odontologia restauradora. A introdução desses materiais possibilitou avanços expressivos tanto no aspecto funcional quanto estético das restaurações dentárias, ao permitir maior mimetização das estruturas dentais naturais. Ao longo das décadas, a evolução contínua das resinas compostas, aliada aos avanços na ciência dos materiais e nas técnicas restauradoras, ampliou as possibilidades clínicas, promovendo restaurações mais conservadoras, esteticamente satisfatórias e biologicamente compatíveis. Dessa forma, as resinas compostas consolidaram-se como um dos principais materiais restauradores na prática odontológica contemporânea, refletindo um progresso significativo na reabilitação de dentes danificados (BAYNE et al., 2019).

Mais recentemente, a literatura científica tem destacado que a evolução da odontologia restauradora não se limita apenas à substituição de materiais tradicionais, mas envolve o desenvolvimento contínuo de compósitos com propriedades físico-químicas aprimoradas, maior estabilidade clínica e melhor desempenho estético. Revisões atuais ressaltam que os avanços nas resinas compostas incluem modificações na matriz orgânica, nas partículas de carga e nos sistemas fotoiniciadores, refletindo uma abordagem mais integrada entre ciência dos materiais e prática clínica. Esses progressos têm contribuído para restaurações mais duráveis, previsíveis e biologicamente compatíveis, reforçando o papel central das resinas compostas na odontologia restauradora contemporânea (AL-IBRAHIM et al., 2025).

4.2 Evolução das Resinas Compostas

As resinas compostas, conhecidas por seu uso prevalente em restaurações dentárias, têm evoluído significativamente desde sua introdução na década de 1960 (FERRACANE, 2011). Inicialmente, esses materiais eram constituídos por uma matriz de resina acrílica ou epóxi, combinada com partículas de vidro ou cerâmica para fornecer resistência e estética. No entanto, a sua evolução se deu de forma notável em várias frentes, refletindo avanços na tecnologia de materiais e na pesquisa clínica (FERRACANE, 2011).

Nos anos 1980, a introdução das resinas compostas micro-híbridas marcou um avanço significativo. Essas resinas combinavam partículas de diferentes tamanhos, otimizando tanto a resistência quanto a estética (FERRACANE, 2011). Esse período também viu a introdução de sistemas de adesão mais avançados, que melhoraram a adesão da resina ao dente, reduzindo problemas de infiltração e aumentando a durabilidade das restaurações (ALOMRAN et al., 2025).

A década de 1990 trouxe inovações adicionais com o desenvolvimento das resinas compostas nano-híbridas. Estas resinas incorporam nanopartículas, que proporcionam uma superfície mais lisa e um brilho mais duradouro. A introdução de nanopartículas também contribuiu para a melhoria das propriedades mecânicas e estéticas das resinas compostas, resultando em materiais que simulam de forma mais eficaz a aparência dos dentes naturais (BAYNE et al., 2019).

Ao longo dos anos, as resinas compostas passaram a incorporar tecnologias cada vez mais avançadas, especialmente relacionadas ao aprimoramento dos sistemas fotopolimerizáveis e das matrizes orgânicas, frequentemente baseadas em silano. Essas modificações permitiram uma melhor interação entre a matriz orgânica e as cargas inorgânicas, resultando em materiais com maior resistência mecânica, melhor estabilidade química e desempenho estético aprimorado. Além disso, os avanços na formulação química contribuíram para o desenvolvimento de resinas compostas menos suscetíveis à pigmentação e ao desgaste, ampliando sua longevidade clínica e eficácia restauradora (ALOMRAN et al., 2025).

Paralelamente às inovações nos materiais, a evolução das técnicas de aplicação e dos sistemas adesivos desempenhou papel fundamental na melhoria do desempenho das resinas compostas. A introdução de abordagens minimamente invasivas e de sistemas adesivos mais eficientes favoreceu uma melhor adesão aos tecidos dentários, reduzindo falhas marginais e

aumentando a previsibilidade clínica das restaurações. Entretanto, independentemente dos avanços nos sistemas adesivos e na composição dos compósitos, o sucesso clínico desses materiais permanece diretamente dependente da eficácia do processo de fotopolimerização, etapa essencial para a adequada conversão dos monômeros em uma rede polimérica estável (VAN MEERBEEK et al., 2011).

Estudos recentes indicam que a evolução das resinas compostas tem se concentrado no desenvolvimento de materiais com maior desempenho clínico, menor degradação ao longo do tempo e melhor resposta biológica. Revisões atuais destacam avanços significativos na composição das matrizes poliméricas, na engenharia das partículas de carga e na otimização dos sistemas fotoiniciadores, com impacto direto no grau de conversão, resistência ao desgaste e estabilidade de cor. Essas inovações refletem uma tendência contemporânea de integração entre ciência dos materiais, tecnologia digital e protocolos clínicos mais previsíveis, consolidando as resinas compostas como materiais restauradores de alta performance na odontologia moderna (AL-IBRAHIM et al., 2025).

4.3 Desafios Associados à Fotopolimerização Inadequada

Todo o processo restaurador é de extrema importância, inclusive a fotopolimerização, uma vez que, se realizada de maneira inadequada, pode resultar em diversas implicações desvantajosas. Este processo, essencial para garantir a eficácia das resinas compostas, pode ser comprometido por uma série de fatores que interferem na sua execução e resultam em polimerizações incompletas ou insatisfatórias (KLEVERLAAN; FEILZER, 2005).

Dentre os principais desafios associados à fotopolimerização inadequada, destacam-se a falta de controle sobre a intensidade e o tempo de exposição à luz durante o procedimento, bem como a opacidade dos materiais restauradores e a profundidade das restaurações. Esses fatores podem dificultar a penetração da luz em cavidades mais profundas ou em materiais densos, resultando em áreas mal polimerizadas e potencialmente suscetíveis à degradação ao longo do tempo, especialmente em restaurações extensas ou localizadas em regiões de difícil acesso (ALSHAAFI, 2017).

Outro desafio relevante está relacionado aos fotoiniciadores presentes nas resinas compostas. A eficácia da polimerização depende diretamente da capacidade desses componentes em absorver e converter a energia luminosa em energia química, iniciando a reação de polimerização. Variações na concentração ou na distribuição dos fotoiniciadores

podem resultar em polimerização desigual e em áreas com baixa densidade de conversão, comprometendo a integridade e a longevidade das restaurações (RUEGGEBERG et al., 2017).

A composição das resinas compostas inclui uma matriz orgânica, partículas de carga inorgânica, agentes de união e sistemas fotoiniciadores, sendo a matriz formada por monômeros que, quando submetidos à fotopolimerização, são convertidos em polímeros (FRONZA et al., 2015). Falhas nesse processo resultam em baixo grau de conversão, o que compromete as propriedades mecânicas do material e favorece a liberação de monômeros residuais, podendo ocasionar infiltrações, falhas restauradoras e efeitos biológicos adversos, como toxicidade pulpar (CHANG et al., 2009).

A compatibilidade biológica das resinas compostas está diretamente relacionada ao grau de conversão, uma vez que baixos níveis de conversão favorecem a liberação de monômeros não polimerizados (ALSHALI; SILIKAS; SATTERTHWAITTE, 2013). Esses compostos podem atuar como agentes irritantes, desencadeando respostas inflamatórias locais caracterizadas pela liberação de mediadores inflamatórios, aumento da infiltração celular e comprometimento da saúde pulpar. Em casos de inflamação persistente, podem ocorrer complicações mais severas, como necrose pulpar e falhas restauradoras (POLYDOROU et al., 2007).

Evidências recentes reforçam que os desafios associados à fotopolimerização inadequada tornaram-se ainda mais complexos diante da ampla variedade de resinas compostas e dispositivos fotoativadores disponíveis atualmente. Estudos contemporâneos destacam que a incompatibilidade entre o espectro de emissão dos aparelhos de fotopolimerização e os sistemas fotoiniciadores presentes nos compósitos pode resultar em baixos graus de conversão, maior liberação de monômeros residuais e respostas biológicas adversas. Além disso, falhas no protocolo clínico de fotopolimerização têm sido associadas a comprometimento da longevidade restauradora e ao aumento do risco de inflamação pulpar, reforçando a necessidade de protocolos baseados em evidências e da seleção criteriosa de materiais e equipamentos na prática clínica atual (ALOMRAN et al., 2025).

4.4 Fotoiniciadores e sistemas de fotopolimerização

A fotopolimerização das resinas compostas depende diretamente da presença de fotoiniciadores, substâncias responsáveis por absorver a energia luminosa e convertê-la em energia química, dando início à reação de polimerização. Entre os fotoiniciadores mais utilizados na odontologia, destaca-se a canforoquinona (CQ), amplamente empregada devido à sua eficiência quando ativada por luz azul, geralmente na faixa de comprimento de onda entre 450 e 470 nm (NICOLÓ et al., 2020).

Apesar de sua ampla utilização, a CQ apresenta limitações relacionadas à necessidade de faixas específicas de comprimento de onda para ativação e à possibilidade de formação de subprodutos tóxicos durante a polimerização, o que pode interferir tanto na eficiência da cura quanto na biocompatibilidade dos materiais restauradores (NICOLÓ et al., 2020).

Como alternativa, outros sistemas fotoiniciadores têm sido incorporados às resinas compostas, como o fenil-2,4,6-trimetilbenzoilfosfinóxido (TPO), que apresenta absorção na faixa do ultravioleta próximo, geralmente entre 320 nm e 400 nm. Esse fotoiniciador tem demonstrado elevada eficiência de polimerização, especialmente quando associado a fontes de luz capazes de emitir comprimentos de onda compatíveis (KOWALSKA et al., 2022).

Além disso, sistemas mais complexos, como o Advanced Polymerization System (APS), combinam diferentes iniciadores e coiniciadores com o objetivo de ampliar a eficiência da polimerização, utilizando a canforoquinona em baixa concentração apenas para iniciar a reação. Outro fotoiniciador relevante é o ESANCE (éter de sulfóxido de etil-4-dimetilamino), que apresenta a vantagem de poder ser ativado por uma ampla gama de comprimentos de onda, aumentando a flexibilidade clínica quanto à escolha da fonte de luz (KOWALSKA et al., 2022).

Os sistemas de fotopolimerização disponíveis atualmente diferem principalmente quanto à faixa de comprimentos de onda emitida. Os fotopolimerizadores do tipo Polywave são projetados para emitir uma ampla gama de comprimentos de onda, incluindo luz azul e ultravioleta próximo, geralmente entre 385 nm e 515 nm. Essa característica permite a ativação eficiente de diferentes fotoiniciadores presentes nas resinas compostas, aumentando a versatilidade clínica e a profundidade de cura, especialmente em materiais mais espessos ou com maior opacidade (LIMA et al., 2023).

Por outro lado, os fotopolimerizadores Monowave emitem luz em uma faixa mais restrita de comprimento de onda, geralmente concentrada entre 450 nm e 470 nm, sendo otimizados principalmente para a ativação da canforoquinona. Esses sistemas fornecem energia

luminosa de forma mais direcionada, podendo ser vantajosos em situações clínicas específicas, como restaurações de difícil acesso ou quando se busca maior controle térmico durante a fotopolimerização (SANTINI; GALLEGOS; FELIX, 2012).

Tabela 1 – Características dos sistemas de fotopolimerização Polywave e Monowave.

Aspecto	Polywave	Monowave
Funcionamento	Utiliza LEDs que emitem uma faixa ampla de comprimento de onda (geralmente entre 385-515 nm), permitindo a ativação de diversos fotoiniciadores, incluindo camphorquinone e outros.	Emite uma única faixa de comprimento de onda (geralmente em torno de 450-470 nm), adequada principalmente para fotoiniciadores específicos, como camphorquinone.
Importância	Permite a polimerização de uma ampla gama de resinas compostas com diferentes fotoiniciadores, proporcionando maior flexibilidade e eficácia em restaurações.	Ideal para resinas compostas que são otimizadas para a faixa de comprimento de onda específica do aparelho, garantindo polimerização eficaz para essas resinas.
Custo	O custo inicial pode ser elevado devido à tecnologia avançada que cobre uma faixa ampla de comprimento de onda.	O custo pode ser menor, mas ainda assim pode ser significativo, especialmente para modelos de alta qualidade.
Variedade de aparelhos	Há uma ampla gama de modelos e marcas disponíveis, variando em preço e funcionalidades.	Menor variedade de modelos, geralmente mais focado em uma faixa de comprimento de onda específica.
Manutenção e vida útil	Requer manutenção regular para garantir que todos os LEDs funcionem corretamente.	Pode exigir menos manutenção, mas a vida útil depende da durabilidade dos LEDs e da intensidade da luz emitida.

Fonte: Elaborada pela autora (2026).

As diferenças entre os sistemas Polywave e Monowave residem, portanto, na amplitude e na precisão da distribuição da luz emitida. Enquanto os Polywave oferecem maior abrangência espectral e compatibilidade com diferentes fotoiniciadores, os Monowave apresentam maior especificidade para sistemas tradicionais à base de canforoquinona. A escolha entre esses dispositivos deve considerar as características do material restaurador utilizado e as exigências clínicas do procedimento (LIMA et al., 2023).

5 METODOLOGIA

5.1 Aspectos Éticos

Este estudo experimental envolve a utilização de animais e foi conduzido em conformidade com os princípios éticos estabelecidos para pesquisas científicas com animais, respeitando a legislação vigente. O projeto foi submetido à apreciação e aprovado pelo Comitê de Ética no Uso de Animais (CEUA/Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA – IPADE) do Centro Universitário Christus (UNICHRISTUS), sob o protocolo nº 039/24, com aprovação em 9 de dezembro de 2024 (Anexo A).

Todos os experimentos seguiram os Princípios Éticos do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA). Os procedimentos experimentais foram planejados de forma a minimizar o sofrimento, o estresse e o número de animais utilizados, assegurando condições adequadas de manejo, alojamento, anestesia, analgesia e eutanásia, em conformidade com os princípios dos 3Rs (redução, refinamento e substituição).

5.2 Delineamento Experimental

Trata-se de um estudo experimental de abordagem mista (in vitro e in vivo), com delineamento inteiramente casualizado. O estudo foi delineado para avaliar a influência de dois sistemas de fotoativação (Monowave e Polywave) sobre o Grau de Conversão (GC) de diferentes resinas compostas e a respectiva resposta tecidual inflamatória decorrente dessa interação.

Para a análise do Grau de Conversão (GC), o delineamento incluiu uma etapa in vitro realizada por meio de espectroscopia Raman. Foram confeccionados 18 espécimes de resina composta (n=3 por grupo/condição), padronizados em matriz metálica (molde fabricado) e submetidos aos mesmos protocolos de fotoativação (Monowave e Polywave) aplicados na etapa biológica. Esta análise física foi conduzida de forma pareada com a etapa in vivo, permitindo correlacionar a eficiência da polimerização de cada material com a intensidade da resposta inflamatória observada nos tecidos.

A aleatorização das unidades experimentais foi realizada de forma sistematizada, seguindo os critérios abaixo:

1. Distribuição dos Animais: Os 48 ratos Wistar foram numerados de 1 a 48. A alocação desses animais nos três períodos experimentais (7, 14 e 28 dias) foi definida por meio de uma sequência de números aleatórios gerada no software Microsoft Excel (função =ALEATÓRIOENTRE).

2. Alocação dos Grupos de LED: Dentro de cada período cronológico, os animais foram casualizados no Excel para serem submetidos ao protocolo de fotoativação Monowave ou Polywave (n=8 por sistema/período).

3. Sítios de Implante: A distribuição das três resinas testadas (Tetric N-Ceram, Opus Bulk Fill APS e Vittra APS) nos três sítios cirúrgicos dorsais (cranial, médio e caudal) também foi definida de forma aleatória via software para cada animal. Essa medida visou neutralizar possíveis variações na resposta inflamatória decorrentes da posição anatômica do implante. O quarto sítio foi reservado ao grupo controle (Sham).

Foram utilizados ratos da linhagem Wistar (N=48), distribuídos aleatoriamente em dois grupos principais de acordo com o sistema de fotoativação empregado:

- Grupo Monowave – fotopolimerização realizada com fotopolimerizador LED Radium Xpert Monowave (SDI Ltda., Bayswater, Victoria, Austrália);
- Grupo Polywave – fotopolimerização realizada com fotopolimerizador LED Radium Xpert Polywave (SDI Ltda., Bayswater, Victoria, Austrália).

Em conformidade com o princípio da redução (3Rs), cada animal recebeu simultaneamente os implantes das três resinas testadas e o controle negativo (Sham), distribuídos em quadrantes distintos no dorso. Esta metodologia permite que o animal sirva como seu próprio controle, reduzindo a variabilidade biológica e o número total de animais utilizados no experimento. A composição detalhada dos grupos, materiais e fabricantes está apresentada na Tabela 2.

Tabela 2 – Características e composição dos grupos experimentais.

Grupo	Material	Fabricante	Fotoativação (LED)
G1 (Sham)	Controle negativo (incisão/sutura)	—	—
G2	VIT-l-escence	Ultradent Products, EUA	Monowave

G3	Opus Bulk Fill APS	FGM, Joinville, Brasil	Monowave
G4	Tetric N-Ceram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Monowave
G5 (Sham)	Controle negativo (incisão/sutura)	—	—
G6	VIT-I-escence	Ultradent Products, EUA	Polywave
G7	Opus Bulk Fill APS	FGM, Joinville, Brasil	Polywave
G8	Tetric N-Ceram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Polywave

Fonte: Elaborada pela autora (2026). Nota: os grupos G2, G3, G4, G6, G7 e G8 foram replicados em triplicata (n=3) para a análise laboratorial do grau de conversão via espectroscopia Raman, totalizando 18 unidades experimentais para a etapa *in vitro*.

As resinas foram previamente fotopolimerizadas conforme o grupo correspondente e implantadas no tecido subcutâneo. As avaliações da resposta tecidual ocorreram nos períodos de 7, 14 e 28 dias após o procedimento cirúrgico, seguidas de eutanásia para coleta das amostras e análise histológica. Este delineamento permitiu a análise integrada entre o espectro de luz, o sistema fotoiniciador e a biocompatibilidade tecidual.

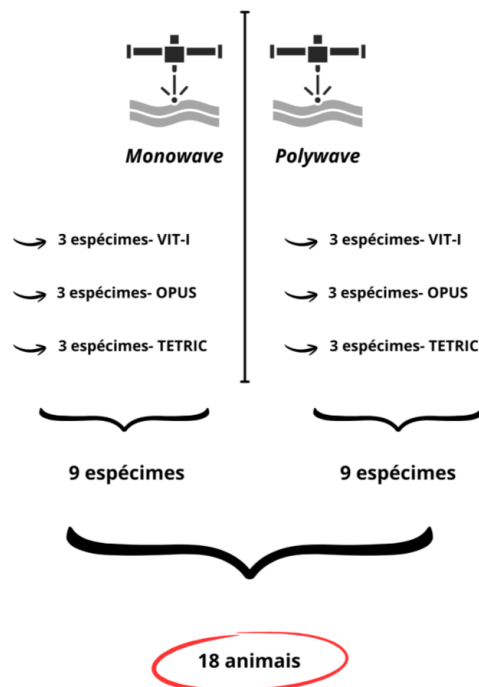
5.3 Cálculo amostral

A amostragem deste estudo foi dividida em duas etapas, correspondentes às análises físico-química (*in vitro*) e biológica (*in vivo*):

5.3.1 Etapa *In Vitro* (Grau de Conversão)

Para a análise do Grau de Conversão (GC) via espectroscopia Raman, foi utilizado um n=3 para cada condição experimental (resina x LED). Este tamanho amostral baseia-se em protocolos consolidados na literatura para caracterização de polímeros dentários (FRONZA et al., 2015; ALSHALI; SILIKAS; SATTERTHWAITTE, 2013), que demonstram que a técnica Raman apresenta alta reprodutibilidade e baixa variabilidade técnica, sendo três espécimes por grupo suficientes para a obtenção de dados estatisticamente confiáveis. Assim, a etapa laboratorial totalizou 18 espécimes (3 resinas × 2 LEDs × 3 repetições).

Figura 1 – Ilustração do cálculo amostral (etapa *in vitro*).

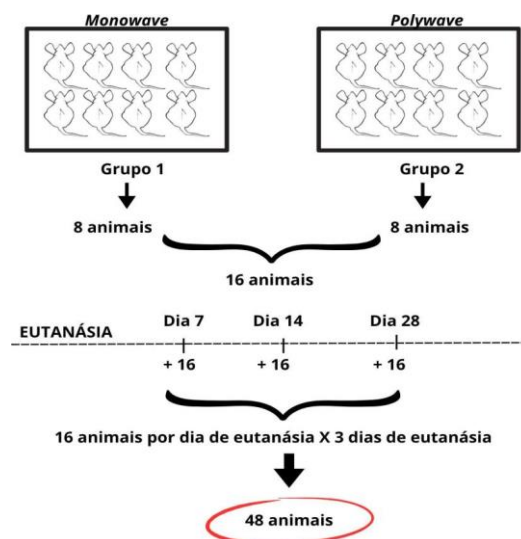


Fonte: Elaborada pela autora (2026).

5.3.2 Etapa In Vivo (Resposta Inflamatória)

Baseado no estudo de Marigo et al. (2015), que observou que fibroblastos expostos a discos de 4 mm de uma resina bulk-fill apresentavam um percentual de citotoxicidade de $3,72 \pm 2,36\%$ versus uma resina convencional que apresentou $10,07 \pm 3,24\%$, estima-se necessário, com uma confiança de 95% e um poder de 90%, uma amostra de 7 animais por grupo de estudo, a fim de rejeitar a hipótese de nulidade deste trabalho. Tendo em vista a possibilidade de perda de amostra, acrescentou-se 20% a esse valor, totalizando 8 animais por grupo de estudo, totalizando 16 ratos, visto que são dois grupos de LEDs. Ademais, os animais foram eutanasiados nos dias 7, 14 e 28 após a realização do procedimento, finalizando a pesquisa com 48 animais (Figura 2).

Figura 2 – Ilustração do cálculo amostral (etapa in vivo).



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

5.4 Obtenção da Amostra

Para a realização do estudo, foram utilizadas três resinas compostas restauradoras, selecionadas de acordo com o tipo de sistema fotoiniciador presente em sua composição: VIT-l-escence® (Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, Estados Unidos), Opus Bulk Fill APS® (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e Tetric N-Ceram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). A escolha desses materiais permitiu a avaliação do comportamento de resinas contendo fotoiniciadores convencionais e alternativos quando submetidas a diferentes sistemas de fotopolimerização.

As principais características, composição e sistemas fotoiniciadores dos compósitos estudados estão descritos na Tabela 3.

Tabela 3 – Características e composição dos compósitos estudados.

Compósito	Fotoiniciador	Faixa de comprimento de onda	Composição
VIT-l-escence (VI)	Lucerin-TPO	380 nm – 425 nm	Micro-híbrida; matriz de resina composta de bis-GMA, com tamanho médio de partícula de 0,7 µm
Tetric N-Ceram Bulk Fill	Ivocerin®	380 nm – 450 nm	Nano-híbrida; vidro de bário, pré-polímero, trifluoreto de etérbio, aditivos, estabilizadores e pigmentos, cargas de dióxido de silício e micro cerâmicas
Opus Bulk Fill APS	APS	400 nm – 500 nm	Nano-híbrida; matriz de resina composta de bis-GMA, UDMA,

			TEGDMA; cargas de partículas de bário e sílica
--	--	--	--

Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Para a confecção dos corpos de prova, foram utilizadas placas de aço inoxidável medindo 4 cm × 4 cm, contendo orifícios circulares concêntricos com diâmetro de 5 mm e espessura de 2 mm (Figura 3). As cavidades foram preenchidas com as respectivas resinas compostas em aplicação única, visando à padronização dimensional e estrutural das amostras.

Figura 3 – Placas de aço (4 cm × 4 cm) contendo círculos concêntricos de 5 mm Ø × 2 mm, utilizadas para a obtenção dos discos de resina.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

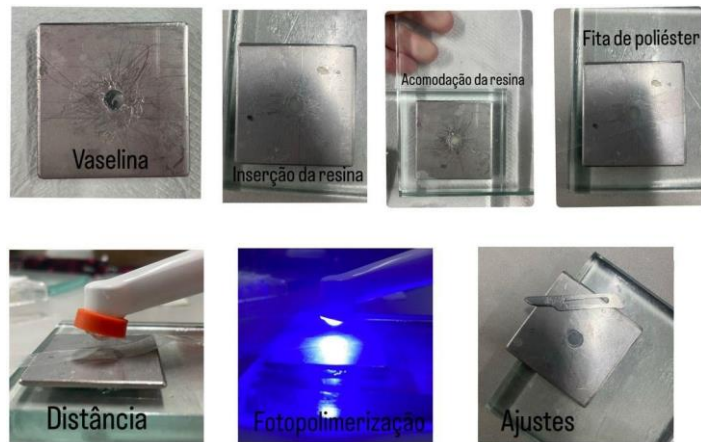
Após o preenchimento, os espécimes foram submetidos à fotopolimerização de acordo com o sistema de ativação luminosa correspondente ao grupo experimental previamente definido (Figuras 4 e 5). Por fim, os mesmos foram armazenados em contato com gaze embebida de água destilada e armazenados em depósitos dentro de uma estufa (35°C–37°C), como mostram as Figuras 6 e 7.

Figura 4 – Ilustração da montagem dos corpos de prova.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Figura 5 – Montagem dos corpos de prova.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Figura 6 – Deposição dos espécimes em placa com gaze embebida com água destilada.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Figura 7 – Armazenamento em estufa.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

5.5 Fotopolimerização e grupos experimentais

A fotopolimerização dos corpos de prova foi realizada utilizando dois dispositivos emissores de luz LED da linha Radii (SDI, Austrália), com diferentes espectros de emissão, sendo um sistema do tipo Monowave e outro do tipo Polywave, ambos amplamente empregados na prática clínica odontológica (Figura 8).

Figura 8 – Fotopolimerizadores utilizados no estudo.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

O fotopolimerizador Radii Xpert Monowave (SDI, Austrália) apresenta emissão luminosa concentrada em uma faixa específica do espectro azul, aproximadamente entre 440 e 480 nm, sendo otimizado para a ativação de sistemas fotoiniciadores convencionais à base de canforoquinona. Por sua vez, o Radii Xpert Polywave (SDI, Austrália) emite um espectro ampliado que abrange as faixas do violeta e do azul (380–480 nm), apresentando picos de emissão em 400 nm e 460 nm.

A irradiância dos fotopolimerizadores (Radii Xpert Monowave e Polywave) foi padronizada em 1.200 mW/cm², seguindo as especificações técnicas do fabricante para aparelhos com carga total de bateria. Para assegurar a máxima entrega de energia e evitar a dissipação luminosa, a ponteira do LED foi mantida em contato direto com a tira de poliéster, posicionada a 90° em relação à superfície do compósito. O monitoramento da estabilidade da bateria foi realizado durante todo o experimento, garantindo que os ciclos de 20 segundos mantivessem a densidade de energia constante (24 J/cm²) para todos os espécimes.

Os grupos experimentais foram definidos de acordo com a combinação entre o tipo de sistema de fotopolimerização (Monowave ou Polywave) e o material restaurador utilizado. Para cada sistema de LED, foram avaliadas as três resinas compostas descritas anteriormente, totalizando seis grupos experimentais.

Adicionalmente, foi incluído um grupo Sham (controle cirúrgico), no qual os animais foram submetidos a todos os procedimentos cirúrgicos experimentais, sem a inserção de corpos de prova contendo resina composta, permitindo a avaliação da resposta tecidual decorrente exclusivamente do trauma cirúrgico.

Os grupos experimentais foram distribuídos conforme apresentado na Tabela 4.

Tabela 4 – Grupos experimentais.

Grupo	LED	Resina composta
SHAM	—	Nenhum (controle negativo)
MW–ESC	Monowave	VIT-I-escence
MW–OPUS	Monowave	Opus Bulk Fill APS
MW–TET	Monowave	Tetric N-Ceram Bulk Fill
SHAM	—	Nenhum (controle negativo)
PW–ESC	Polywave	VIT-I-escence
PW–OPUS	Polywave	Opus Bulk Fill APS
PW–TET	Polywave	Tetric N-Ceram Bulk Fill

Fonte: Elaborada pela autora (2026).

5.6 Análise do grau de conversão

O grau de conversão das resinas compostas foi avaliado por meio de espectroscopia micro-Raman, técnica amplamente empregada para quantificar a conversão dos monômeros em polímeros após a fotopolimerização. Para essa etapa, foram confeccionados 18 espécimes (n=3 por resina para cada sistema de fotoativação), conforme descrito previamente, utilizando matrizes metálicas com dimensões padronizadas de 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura.

Após a polimerização, os discos foram removidos das matrizes e armazenados em estufa bacteriológica (37°C) por um período de 24 horas antes das leituras, garantindo a estabilização da rede polimérica (dark cure).

As análises foram realizadas utilizando um espectrômetro micro-Raman (Xplora, Horiba Jobin Yvon, Paris, França), equipado com laser de hélio-neônio (HeNe), com comprimento de onda de 532 nm e potência ajustada para 3,2 mW. Adicionalmente, foram obtidos espectros das resinas em seu estado não polimerizado (monômero) para servirem como parâmetro de controle no cálculo final.

Para a aquisição dos espectros, os corpos de prova foram posicionados no estágio do microscópio Raman e analisados com o auxílio de uma lente objetiva de 10× (Olympus, Londres, Reino Unido), proporcionando uma área de campo aproximada de $60 \times 70 \mu\text{m}$, resolução espacial de $1,5 \mu\text{m}$ e resolução espectral de $2,5 \text{ cm}^{-1}$. As leituras foram realizadas na superfície superior e inferior de cada espécime, sendo obtidas três medições em cada superfície, com o objetivo de garantir maior representatividade e confiabilidade dos dados.

O grau de conversão (GC) foi determinado a partir da razão entre as intensidades dos picos Raman correspondentes às ligações duplas carbono-carbono alifáticas ($\approx 1640 \text{ cm}^{-1}$) e aos anéis aromáticos ($\approx 1610 \text{ cm}^{-1}$), utilizados como referência interna, antes e após a fotopolimerização. O cálculo do grau de conversão foi realizado de acordo com a seguinte equação:

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

Em que R representa a razão entre as intensidades dos picos em 1640 cm^{-1} e 1610 cm^{-1} .

Os valores finais de grau de conversão foram obtidos a partir da média das leituras realizadas em cada espécime, permitindo a comparação entre os diferentes grupos experimentais em função do tipo de sistema de fotopolimerização e do material restaurador utilizado.

5.7 Protocolo Cirúrgico

5.7.1 Aspectos Éticos e Biosseguridade

O estudo foi conduzido após aprovação do Comitê de Ética no Uso de Animais (CEUA), sob o protocolo nº 039/24, respeitando as diretrizes do CONCEA. Os 48 ratos *Rattus norvegicus* (Wistar) foram mantidos em mini-isoladores em ambiente climatizado, ciclo claro/escuro de 12 horas e dieta padronizada.

5.7.2 Pré-operatório e Protocolo Anestésico

Previamente aos procedimentos, os animais foram pesados para o cálculo individualizado das doses anestésicas. A indução da anestesia geral foi realizada por via intraperitoneal (IP), utilizando-se a associação de Cloridrato de Cetamina (80 mg/kg) e Cloridrato de Xilazina (10 mg/kg).

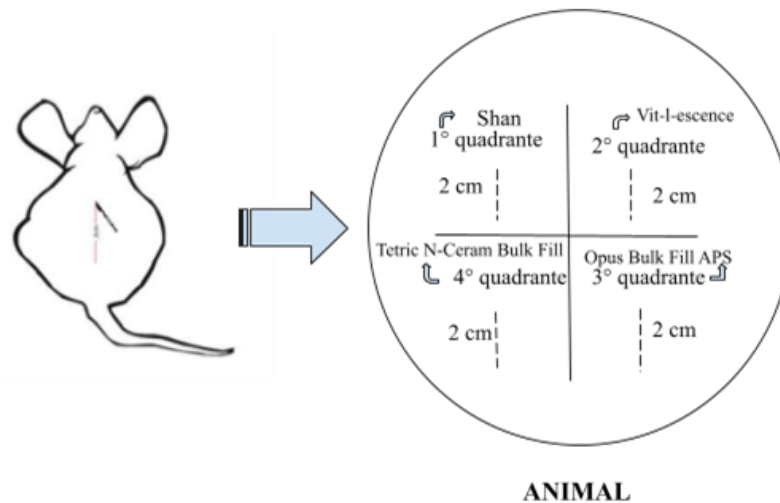
A confirmação do plano anestésico profundo, necessário para o início das incisões, deu-se pela ausência de resposta motora ao reflexo de retirada (pinçamento interdigital) e pela estabilização do ritmo respiratório, garantindo a total analgesia do animal durante o ato operatório.

5.7.3 Preparo do Sítio Cirúrgico e Técnica

Após a indução anestésica por via intraperitoneal (IP), realizou-se a tricotomia manual da região dorsal, seguida de antisepsia rigorosa com solução de Clorexidina 0,12%. O protocolo cirúrgico seguiu as etapas:

1. Incisão: 4 incisões lineares de 2 cm foram realizadas na pele, lateralmente à linha média (regiões escapular e pélvica).
2. Divulsão: com tesoura de ponta romba, procedeu-se à divulsão romba do tecido conjuntivo para a criação de lojas subcutâneas.
3. Implante: os espécimes (5 mm × 2 mm), previamente desinfetados em clorexidina por 5 minutos, foram inseridos nas lojas (um por sítio).
4. Grupo Sham: recebeu o mesmo trauma cirúrgico (incisão e divulsão), mas sem a inserção de material.
5. Sutura: o fechamento foi realizado com pontos simples descontínuos utilizando fio de nylon 4-0 (Figura 9).

Figura 9 – Ilustração do protocolo experimental.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

5.7.4 Cuidados Pós-Operatórios

Ao término do procedimento cirúrgico, os animais receberam cuidados pós-operatórios, incluindo monitoramento clínico e antissepsia com clorexidina 0,12% diariamente no local da ferida cirúrgica até os pontos caírem. Ademais, foram mantidos em condições adequadas de alojamento até os períodos experimentais estabelecidos.

5.7.5 Eutanásia e Coleta de Dados

Nos períodos de 7, 14 e 28 dias, os animais foram submetidos à eutanásia por sobredose anestésica. Imediatamente após a confirmação do óbito, realizou-se a remoção em bloco dos tecidos moles (pele e tecido subcutâneo) contendo o espécime ou a área do Sham, fixando-os em formol a 10% para processamento histológico.

Durante o experimento, foram registradas perdas amostrais decorrentes de movimentação excessiva dos animais (causando o deslocamento do espécime para fora da área de análise) e óbitos não relacionados aos materiais implantados. Tais casos foram sumariamente excluídos das análises histológicas finais para garantir a fidedignidade dos grupos comparados.

5.8 Análise Histológica

Após os períodos experimentais de 7, 14 e 28 dias, os animais foram submetidos à eutanásia conforme os preceitos éticos vigentes. Em seguida, os tecidos correspondentes às lojas cirúrgicas foram cuidadosamente removidos, preservando-se a interface entre o material implantado e o tecido adjacente.

As amostras foram fixadas em solução de formalina tamponada a 10% por período adequado e, posteriormente, submetidas ao processamento histológico rotineiro. Após a fixação, os espécimes foram desidratados em concentrações crescentes de álcool (80%, 90%, 95% e absoluto), diafanizados em xilol e incluídos em parafina em processador automático de tecidos (PT09, Luptec®).

Cortes histológicos seriados com espessura de 4 µm foram obtidos em micrótomo (RM 2125, Leica®) e dispostos em lâminas de vidro. Os cortes foram desparafinados em estufa a 65 °C por uma hora, seguidos de três banhos em xilol, e reidratados em soluções alcoólicas decrescentes. Após a lavagem em água corrente, as lâminas foram coradas com hematoxilina de Harris 7% e contra-coradas com eosina alcoólica 5%. Em seguida, foram desidratadas, diafanizadas e montadas com lamínula e meio de montagem Enthellan®.

A análise histológica foi realizada de forma cega por um patologista oral experiente, sem conhecimento prévio da distribuição dos grupos experimentais. A avaliação foi conduzida por meio de uma análise qualitativa e semiquantitativa, baseada em escala padronizada de biocompatibilidade tecidual, adaptada da norma ISO 10993-6, utilizada para a avaliação da resposta tecidual local a materiais implantáveis.

Foram analisados os seguintes parâmetros histológicos: presença e intensidade do infiltrado inflamatório, tecido de granulação, formação de cápsula fibrosa, presença de necrose, endocitose e calcificação, os quais foram classificados de acordo com categorias previamente definidas. Os achados foram registrados conforme a escala adotada e posteriormente submetidos à análise estatística.

5.9 Análise Estatística

Os dados obtidos foram tabulados em planilha eletrônica (Microsoft Excel®) e posteriormente exportados para o software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS®), adotando-se nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Após a verificação da distribuição dos dados pelo teste de Shapiro-Wilk, foi aplicada estatística descritiva seguida do teste correspondente à distribuição observada. As análises foram realizadas de forma bilateral, sendo considerados estatisticamente significativos os valores de p inferiores a 0,05.

5.9.1 Análise do Grau de Conversão (Raman)

Para a análise estatística específica dos resultados de grau de conversão (%), visando comparar o desempenho polimérico entre as resinas e os sistemas de fotoativação, foi aplicado o teste de análise de variância ANOVA one-way, seguido do teste de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0,05$).

5.9.2 Análise Histológica (In Vivo)

Considerando que as variáveis histológicas analisadas apresentaram natureza ordinal e categórica, conforme a escala semiquantitativa baseada na norma ISO 10993-6, os resultados foram expressos por meio de frequências absolutas e percentuais. Para a comparação entre os grupos experimentais, bem como entre os diferentes períodos (7, 14 e 28 dias), foi utilizado o teste do Qui-quadrado de Pearson.

6 RESULTADOS

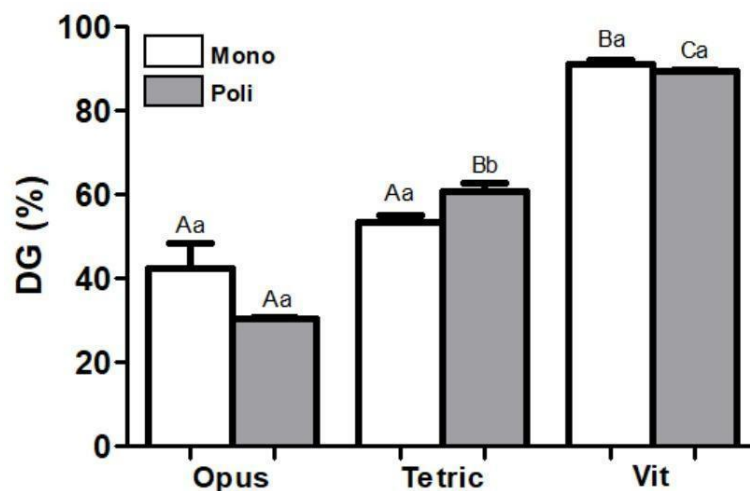
O grau de conversão (GC) de um compósito é crucial para determinar sua biocompatibilidade (ILIE; HICKEL, 2016; FERRACANE; CONDON, 2019). Tem sido demonstrado que diminuições no GC podem levar a uma diminuição nas propriedades físico-mecânicas e a um aumento na eluição de monômeros, podendo afetar negativamente o tecido pulpar (ILIE; HICKEL, 2016; FERRACANE; CONDON, 2019). Há evidências *in vitro* de que compostos não consolidados de compósitos se difundem através da dentina para a polpa (GOLDBERG et al., 2019; BAKOPOULOU et al., 2018).

Tem sido sugerido que existe uma relação significativa entre monômeros não polimerizados e efeitos citotóxicos (SCHWEIKL; SPAGNUOLO; SCHMALZ, 2021; KRITHIKADATTA, 2010). Os monômeros residuais, como TEGDMA e Bis-GMA, liberados de resinas compostas, mostram induzir citotoxicidade diferencial e apoptose em células da polpa dental humana (MICHAUD et al., 2014). Estudos demonstram que monômeros, como TEGDMA, HEMA e Bis-GMA, induzem a produção de estresse oxidativo nas células da polpa dentária (SCHWEIKL et al., 2019).

6.1 Grau de Conversão (GC%)

A análise por espectroscopia Raman demonstrou que a eficiência da polimerização foi influenciada pela interação entre a composição química das resinas e o espectro de emissão dos LEDs (Figura 10).

Figura 10 – Grau de conversão (%) por resina e sistema de fotoativação. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Tukey, $p < 0,05$); letras maiúsculas indicam diferença entre os grupos e letras minúsculas indicam diferença entre Monowave e Polywave.



Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Resina VIT-l-escence: apresentou os maiores índices de conversão de todo o estudo, mantendo-se na faixa de 90% independentemente do sistema de fotoativação utilizado ($p=0,20$). Não houve diferença estatística entre os grupos Monowave e Polywave para este material.

Resina Tetric N-Ceram: demonstrou uma dependência significativa do espectro de luz. Quando fotoativada com o LED Polywave, apresentou um GC superior (60,86%) em comparação ao Monowave (53,31%), com significância estatística ($p=0,02$).

Resina Opus Bulk Fill: apresentou o comportamento inverso; o uso do LED Polywave resultou no menor grau de conversão registrado no estudo (30,46%), enquanto o Monowave atingiu 42,57%. Embora numericamente distintos, a análise estatística indicou que, para este material específico, não houve diferença significativa entre os LEDs ($p=0,15$).

6.2 Análise Histológica e Biocompatibilidade

A resposta tecidual aos materiais implantados variou conforme o período experimental e o protocolo de polimerização:

Período de 7 dias: todos os grupos de resina apresentaram infiltrado inflamatório superior ao grupo Sham. O grupo Tetric Monowave destacou-se por apresentar um tecido de granulação espesso ($p=0,000$), sugerindo uma irritação tecidual mais intensa nesta fase inicial quando comparado à sua versão Polywave.

Período de 14 dias: observou-se um quadro de reparo em evolução, com a presença de cápsula fibrosa delgada em todos os espécimes, sem diferenças significativas entre os tipos de LED nesta fase.

Período de 28 dias: na fase tardia, apenas as resinas Opus e Tetric sob polimerização Monowave mantiveram a presença de cápsula fibrosa ($p=0,013$). No grupo Tetric Polywave, notou-se a persistência de um tecido de granulação fino ($p=0,003$), indicando um remodelamento tecidual ainda ativo, porém discreto.

Tabela 5 – Resultados da análise histológica das amostras experimentais do grupo de 7 dias.

	Dias7 - Monowave				p-Valor	Dias7 - Poliwave				p-Valor
	Sham	Vit	Opus	Tetric		Sham	Vit	Opus	Tetric	
Inflamação_fenotipo										
Não	3 (37.5%)*	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0,023	3 (37.5%)	2 (25.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0,094
PMN	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
MN	5 (62.5%)	8 (100.0%)*	8 (100.0%)*	7 (100.0%)*		5 (62.5%)	6 (75.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	
Inflamação_intensidade										
Ausente	3 (37.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0,071	3 (37.5%)	2 (25.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0,166
Leve	4 (50.0%)	3 (37.5%)	6 (75.0%)	3 (42.9%)		5 (62.5%)	4 (50.0%)	4 (50.0%)	7 (87.5%)	
Moderada	1 (12.5%)	4 (50.0%)	1 (12.5%)	4 (57.1%)		0 (0.0%)	2 (25.0%)	3 (37.5%)	1 (12.5%)	
Intensa	0 (0.0%)	1 (12.5%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	
Tecido_granulação										
Ausente	8 (100.0%)*	2 (25.0%)	0 (0.0%)	1 (14.3%)	0,000	4 (50.0%)*	1 (12.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0,004
Fina	0 (0.0%)	5 (62.5%)*	6 (75.0%)*	1 (14.3%)		4 (50.0%)	7 (87.5%)*	5 (62.5%)*	8 (100.0%)*	
Espessa	0 (0.0%)	1 (12.5%)	2 (25.0%)	5 (71.4%)*		0 (0.0%)	0 (0.0%)	3 (37.5%)*	0 (0.0%)	
Capsula_fibrosa										
Ausente	8 (100.0%)	7 (87.5%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	0,396	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Delgada	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Espessa	0 (0.0%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Necrose										
Não	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (87.5%)	8 (100.0%)	0,377
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	
Endocitose										
Não	8 (100.0%)	7 (87.5%)	8 (100.0%)	6 (85.7%)	0,512	8 (100.0%)	7 (87.5%)	5 (62.5%)	8 (100.0%)	0,077
Sim	0 (0.0%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	1 (14.3%)		0 (0.0%)	1 (12.5%)	3 (37.5%)	0 (0.0%)	
Calcificação										
Não	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	

*p<0,05, teste qui-quadrado de Pearson (n, %).

Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Tabela 6 – Resultados da análise histológica das amostras experimentais do grupo de 14 dias.

	Dias14 - Monowave				p-Valor	Dias14 - Poliwave				p-Valor
	Sham	Vit	Opus	Tetric		Sham	Vit	Opus	Tetric	
Inflamação_fenotipo										
Não	5 (100.0%)	4 (66.7%)	4 (80.0%)	4 (66.7%)	0,520	7 (87.5%)	3 (50.0%)	3 (37.5%)	3 (37.5%)	0,145
PMN	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
MN	0 (0.0%)	2 (33.3%)	1 (20.0%)	2 (33.3%)		1 (12.5%)	3 (50.0%)	5 (62.5%)	5 (62.5%)	
Inflamação_intensidade										
Ausente	5 (100.0%)	4 (66.7%)	4 (80.0%)	4 (66.7%)	0,376	7 (87.5%)	3 (50.0%)	3 (37.5%)	3 (37.5%)	0,183
Leve	0 (0.0%)	2 (33.3%)	0 (0.0%)	1 (16.7%)		0 (0.0%)	3 (50.0%)	4 (50.0%)	5 (62.5%)	
Moderada	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (20.0%)	0 (0.0%)		1 (12.5%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	
Intensa	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (16.7%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Tecido_granulação										
Ausente	5 (100.0%)	6 (100.0%)	5 (100.0%)	5 (83.3%)	0,425	8 (100.0%)	6 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Fina	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Espessa	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (16.7%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Capsula_fibrosa										
Ausente	5 (100.0%)*	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0,001	8 (100.0%)*	0 (0.0%)	0 (0.0%)	2 (25.0%)	0,000
Delgada	0 (0.0%)	5 (83.3%)*	4 (80.0%)*	6 (100.0%)*		0 (0.0%)	7 (100.0%)*	8 (100.0%)*	5 (62.5%)*	
Espessa	0 (0.0%)	1 (16.7%)	1 (20.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)*	
Necrose										
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	5 (100.0%)	6 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	7 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Endocitose										
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	5 (100.0%)	6 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	5 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Calcificação										
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	5 (100.0%)	6 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	5 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	

*p<0,05, teste qui-quadrado de Pearson (n, %).

Fonte: Elaborada pela autora (2026).

Tabela 7 – Resultados da análise histológica das amostras experimentais do grupo de 28 dias.

	Dias28 - Monowave				p-Valor	Dias28 - Poliwave				p-Valor
	Sham	Vit	Opus	Tetric		Sham	Vit	Opus	Tetric	
Inflamação_fenotipo										
Não	8 (100.0%)	6 (75.0%)	6 (75.0%)	7 (100.0%)	0,230	8 (100.0%)	7 (87.5%)	6 (75.0%)	8 (100.0%)	0,257
PMN	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
MN	0 (0.0%)	2 (25.0%)	2 (25.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	1 (12.5%)	2 (25.0%)	0 (0.0%)	
Inflamação_intensidade										
Ausente	8 (100.0%)	6 (75.0%)	6 (75.0%)	7 (100.0%)	0,230	8 (100.0%)	7 (87.5%)	6 (75.0%)	8 (100.0%)	0,257
Leve	0 (0.0%)	2 (25.0%)	2 (25.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	1 (12.5%)	2 (25.0%)	0 (0.0%)	
Moderada	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Intensa	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Tecido_granulação										
Ausente	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)*	8 (100.0%)*	8 (100.0%)*	4 (50.0%)	0,003
Fina	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (50.0%)*	
Espessa	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Capsula_fibrosa										
Ausente	8 (100.0%)*	4 (50.0%)*	1 (12.5%)	3 (42.9%)	0,013	6 (75.0%)	4 (50.0%)	3 (37.5%)	5 (62.5%)	0,707
Delgada	0 (0.0%)	3 (37.5%)	7 (87.5%)*	4 (57.1%)*		2 (25.0%)	3 (37.5%)	4 (50.0%)	3 (37.5%)	
Espessa	0 (0.0%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	1 (12.5%)	1 (12.5%)	0 (0.0%)	
Necrose										
Não	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Endocitose										
Não	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Calcificação										
Não	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	7 (100.0%)	1,000	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	8 (100.0%)	1,000
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)		0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	

*p<0,05, teste qui-quadrado de Pearson (n, %).

Fonte: Elaborada pela autora (2026).

7 DISCUSSÃO

Apesar do número crescente de estudos dedicados à avaliação do desempenho físico-químico de resinas compostas fotopolimerizadas por unidades de luz Monowave e Polywave, particularmente na presença de fotoiniciadores alternativos à canforoquinona, a literatura permanece essencialmente restrita a modelos *in vitro*, com foco em parâmetros como grau de conversão, microdureza e profundidade de cura. No entanto, há uma notável ausência na literatura indexada de qualquer correlação direta entre essas diferenças no grau de conversão e suas potenciais consequências biológicas *in vivo*, especialmente no que se refere à resposta inflamatória tecidual avaliada por análise histológica em modelos animais (RUEGGEBERG, 2011; FERRACANE, 2011).

Considerando que níveis reduzidos de conversão da polimerização estão associados ao aumento da liberação de monômeros residuais e produtos potencialmente citotóxicos, a falta de estudos que integrem o tipo de unidade de fotopolimerização, o sistema fotoiniciador, a eficiência da polimerização e a resposta inflamatória tecidual representa uma lacuna relevante no conhecimento científico. Essa ausência limita a extrapolação dos achados *in vitro* para o contexto biológico e clínico, reforçando a necessidade de investigações que avaliem se as diferenças observadas na eficiência de fotoativação efetivamente se traduzem em alterações na biocompatibilidade tecidual (SANTINI; GALLEGOS; FELIX, 2012; FERRACANE, 2011).

Os resultados do presente estudo evidenciam que o tipo de fotoiniciador exerce papel determinante no grau de conversão das resinas compostas, influenciando de forma distinta o desempenho dos materiais quando fotopolimerizados com aparelhos Monowave e Polywave. Esses achados reforçam evidências prévias de que a eficiência da polimerização não depende exclusivamente da irradiância ou da tecnologia do fotopolimerizador, mas também da compatibilidade espectral entre a emissão luminosa e o sistema fotoiniciador da resina (RUEGGEBERG, 2011; LEPRINCE et al., 2013).

A resina Opus, que utiliza o sistema fotoiniciador APS, apresentou desempenho inferior, especialmente sob fotopolimerização Polywave, exibindo o menor grau de conversão entre os materiais avaliados. Embora o APS tenha sido desenvolvido com o objetivo de reduzir alterações cromáticas, estudos indicam que fotoiniciadores alternativos podem apresentar menor eficiência quântica ou capacidade reduzida de gerar radicais livres quando não há sobreposição espectral ideal com a fonte de luz, mesmo em aparelhos Polywave (SANTINI;

GALLEGOS; FELIX, 2012; ALSHAAFI, 2017). Dessa forma, a presença de múltiplos comprimentos de onda não garante necessariamente maior grau de conversão, o que explica o desempenho inferior da resina Opus.

Em contraste, a resina Tetric, que contém Ivocerin®, foi o único material que apresentou diferença estatisticamente significativa entre os fotopolimerizadores Monowave e Polywave. Embora utilize a canforoquinona (CQ) como iniciador convencional (com pico de absorção em 468 nm), a Tetric N-Ceram incorpora o Ivocerin® como um potencializador da polimerização. O Ivocerin® é um fotoiniciador à base de germânio caracterizado por alta absorção na região violeta do espectro (aproximadamente 380–450 nm) e elevada eficiência na geração de radicais livres (ILIE; HICKEL, 2011).

Nesse sentido, enquanto o LED Monowave é capaz de sensibilizar apenas a fração de CQ do material, o sistema Polywave promove uma ativação sinérgica de ambos os iniciadores. Estudos prévios demonstram que resinas contendo Ivocerin® apresentam maior grau de conversão, profundidade de polimerização e microdureza quando fotopolimerizadas com aparelhos Polywave em comparação a fontes Monowave (PRICE; FERRACANE; SHORTALL, 2015; MICHAUD et al., 2014). Assim, os resultados do presente estudo corroboram a literatura ao demonstrar a dependência desse fotoiniciador em relação a fontes de luz de amplo espectro.

A resina VIT-I-escence, cujo fotoiniciador é o Lucerin-TPO, apresentou os maiores valores de grau de conversão tanto sob fotopolimerização Monowave quanto Polywave, sendo estatisticamente superior às demais quando utilizado o aparelho Polywave. Esse comportamento sugere que o fotoiniciador Lucerin-TPO apresenta boa compatibilidade com a faixa azul do espectro, além de capacidade de aproveitamento da emissão violeta, o que reduz sua dependência do tipo de fotopolimerizador. Esse achado está de acordo com estudos que indicam que fotoiniciadores mais recentes ou sistemas híbridos podem apresentar resposta mais estável frente a diferentes fontes de luz, desde que haja sobreposição espectral adequada (LEPRINCE et al., 2013; RUEGGEBERG; GIANNINI, 2019).

No presente estudo, a presença de tecido de granulação espesso aos 7 dias no grupo Tetric polimerizado com Monowave indica resposta inflamatória aguda mais intensa na fase inicial. Sabe-se que a liberação de monômeros residuais pode estimular resposta inflamatória

precoce, ativando macrófagos e promovendo angiogênese local (GOLDBERG et al., 2019; SCHWEIKL; SPAGNUOLO; SCHMALZ, 2021).

Monômeros como TEGDMA, HEMA e Bis-GMA apresentam potencial citotóxico e pró-inflamatório, sendo capazes de induzir estresse oxidativo e alterar a viabilidade celular em modelos experimentais (BAKOPOULOU et al., 2018; SCHWEIKL et al., 2019). Aos 14 dias, a formação de cápsula fibrosa delgada na maioria dos grupos indica progressão normal do processo reparativo, compatível com o modelo de biocompatibilidade descrito para implantes subcutâneos (ROSETI et al., 2018).

A presença de tecido de granulação fino aos 28 dias no grupo Tetric Polywave sugere que o processo reparativo ainda se encontrava em fase de organização tecidual, embora com intensidade reduzida. Diferentemente de um quadro de inflamação crônica ativa, a persistência discreta de tecido de granulação pode representar remodelamento tardio e adaptação progressiva ao material implantado. Estudos indicam que diferenças na cinética de polimerização e na eficiência de ativação dos fotoiniciadores podem influenciar a magnitude e a duração da resposta tecidual inicial (AL SHALI et al., 2019; FERRACANE; CONDON, 2019). Assim, é possível que a interação entre o sistema fotoiniciador da Tetric e o espectro Polywave tenha modulado a dinâmica da resposta inflamatória, resultando em resolução mais lenta, porém sem evidência de reação exacerbada.

Por outro lado, a estabilização observada nos grupos Opus e Tetric Monowave aos 28 dias, com presença de cápsula fibrosa delgada, sugere resposta inflamatória resolvida e adequada adaptação tecidual. Esse comportamento é compatível com materiais que apresentam grau de conversão satisfatório e menor liberação de subprodutos reativos (ILIE; HICKEL, 2016; FERRACANE; CONDON, 2019).

Além disso, estudos recentes demonstram que a polimerização inadequada pode aumentar a geração de espécies reativas de oxigênio (ERO), contribuindo para a perpetuação do processo inflamatório (SCHWEIKL et al., 2019). Assim, diferenças na resolução inflamatória observadas entre Monowave e Polywave podem estar relacionadas não apenas ao grau de conversão, mas também ao perfil oxidativo induzido por cada protocolo de cura.

Em conjunto, os achados deste estudo sugerem que a escolha do sistema de fotopolimerização deve considerar não apenas propriedades físico-mecânicas, mas também suas repercussões biológicas. A interação entre fotoiniciadores e espectro de luz demonstrou

impacto direto na resposta inflamatória subcutânea, reforçando a importância da compatibilidade material-equipamento para otimização da biocompatibilidade clínica.

Do ponto de vista clínico, estes resultados possuem implicações diretas. O grau de conversão está relacionado à resistência mecânica, estabilidade química, resistência ao desgaste e redução da liberação de monômeros residuais (FERRACANE, 2011). Assim, a utilização de resinas contendo fotoiniciadores como o Ivocerin® associada a fotopolimerizadores Monowave pode resultar em polimerização incompleta, comprometendo a longevidade da restauração. Por outro lado, a simples utilização de aparelhos Polywave não garante maior eficiência para todos os materiais, como observado para a resina Opus com APS, reforçando que a escolha do fotopolimerizador deve ser baseada no fotoiniciador presente na resina composta (ALSHAAFI, 2017).

Apesar da relevância dos achados, algumas limitações devem ser consideradas. O estudo foi realizado em condições laboratoriais, que não reproduzem integralmente as variáveis clínicas, como distância da ponta do fotopolimerizador, angulação da luz, profundidade cavitária e influência das estruturas dentárias na transmissão luminosa (PRICE et al., 2018). Além disso, apenas o grau de conversão foi avaliado, não sendo analisadas as propriedades mecânicas e químicas que também são influenciadas pelo sistema fotoiniciador, como microdureza, resistência flexural, sorção e solubilidade (JANDT; MILLS, 2018).

Outra limitação refere-se à falta de informações detalhadas fornecidas pelos fabricantes quanto à concentração e à presença de fotoiniciadores secundários, o que restringe a análise isolada do impacto de cada componente do sistema fotoiniciador. Ademais, foi utilizado um único protocolo de tempo e irradiância, não permitindo extrapolação para diferentes condições clínicas de fotopolimerização.

Diante disso, estudos futuros devem avaliar a influência de diferentes densidades de energia e tempos de exposição sobre o grau de conversão de resinas contendo APS, Ivocerin® e Lucerin-TPO. Investigações que relacionem o grau de conversão com propriedades mecânicas e com a liberação de monômeros residuais poderão fornecer uma compreensão mais abrangente do impacto clínico dos diferentes fotoiniciadores (PRICE; SHORTALL; PALIN, 2014). Além disso, estudos que simulem condições clínicas mais próximas da realidade, incluindo polimerização através de esmalte e dentina e envelhecimento artificial, são necessários para avaliar a estabilidade desses materiais a longo prazo.

Em conjunto, os resultados reforçam que o conhecimento sobre os sistemas fotoiniciadores das resinas compostas e sua interação com os fotopolimerizadores é essencial para a obtenção de restaurações mais previsíveis e duráveis, tanto do ponto de vista científico quanto clínico.

8 CONCLUSÃO GERAL

A resina VIT-l-escence, cujo fotoiniciador é o Lucerin-TPO, apresentou os maiores valores de grau de conversão tanto sob fotopolimerização Monowave quanto Polywave. Os resultados do presente estudo evidenciam que o tipo de fotoiniciador exerce papel determinante no grau de conversão das resinas compostas, influenciando de forma distinta o desempenho dos materiais quando fotopolimerizados com aparelhos Monowave e Polywave. Resinas contendo Ivocerin® apresentam maior grau de conversão quando fotopolimerizadas com aparelhos Polywave em comparação a fontes Monowave.

O grau de conversão das resinas influencia diretamente a intensidade e a duração da resposta inflamatória inicial. Resinas com maior conversão, como a Tetric polimerizada com Polywave, apresentaram inflamação inicial moderada e resolução progressiva ao longo do tempo, enquanto conversão menor, como a Tetric Monowave, esteve associada a tecido de granulação mais espesso nos primeiros dias. De maneira geral, todos os materiais demonstraram adequada biocompatibilidade, com formação de cápsula fibrosa delgada ou remodelamento tecidual tardio até 28 dias, indicando adaptação tecidual satisfatória.

REFERÊNCIAS


- AL SHALI, R. Z. et al. Degree of conversion and monomer elution of resin composites cured with different polymerization modes. **Dental Materials**, Amsterdam, v. 35, n. 6, p. 844-856, 2019.
- AL-IBRAHIM, I.; SHONO, N.; AL-SAUD, L.; AL-NAHEDH, H. Five years of restorative resin-based composite advancements: a narrative review. **BMC Oral Health**, [s. l.], v. 25, n. 1, p. 1061, 2025. DOI: 10.1186/s12903-025-05816-7.
- ALOMRAN, W. K.; NIZAMI, M. Z. I.; XU, H. H. K.; SUN, J. Evolution of dental resin adhesives: a comprehensive review. **Journal of Functional Biomaterials**, [s. l.], v. 16, n. 3, p. 104, 2025. DOI: 10.3390/jfb16030104.
- ALSHAAFI, M. M. Factors affecting polymerization of resin-based composites: a literature review. **Saudi Dental Journal**, [s. l.], v. 29, n. 2, p. 48-58, 2017. DOI: 10.1016/j.sdentj.2017.01.002.
- ALSHALI, R. Z.; SILIKAS, N.; SATTERTHWAITE, J. D. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. **Dental Materials**, [s. l.], v. 29, n. 9, p. e213-e217, 2013. DOI: 10.1016/j.dental.2013.05.011.
- BAKOPOULOU, A. *et al.* Molecular toxicology of substances released from resin-based dental restorative materials. **International Journal of Molecular Sciences**, Basel, v. 19, n. 11, p. 3365, 2018.
- BAROUDI, K.; RIZKALLAH, M. G. A review of composite resin classification and its clinical applications. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, [s. l.], v. 9, n. 12, p. ZE08-ZE11, dez. 2015. DOI: 10.7860/JCDR/2015/16142.6958.
- BAYNE, S.; FERRACANE, J.; MARSHALL, G.; MARSHALL, S.; VAN NOORT, R. The evolution of dental materials over the past century: silver and gold to tooth color and beyond. **Journal of Dental Research**, Los Angeles, v. 98, n. 3, p. 257-265, 2019.
- BERTOLO, M. V. L. Influência do sistema fotoiniciador nas propriedades físico-químicas de resinas compostas fluidas autoadesivas experimentais. 2016. 101 f. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2016.
- CHANG, M. C. *et al.* The effect of BisGMA on cyclooxygenase-2 expression, PGE2 production and cytotoxicity via reactive oxygen species- and MEK/ERK-dependent and -independent pathways. **Biomaterials**, [s. l.], v. 30, n. 25, p. 4070-4077, 2009. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2009.04.034.
- CRAMER, N.; STANSBURY, J.; BOWMAN, C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. **Journal of Dental Research**, Los Angeles, v. 90, n. 4, p. 402-416, 2011.
- FERRACANE, J. L. Resin composite: state of the art. **Dental Materials**, [s. l.], v. 27, n. 1, p. 29-38, 2011. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.020.

- FERRACANE, J. L.; CONDON, J. R. Post-cure heat treatments for composites: effects on degree of conversion and mechanical properties. **Dental Materials**, Amsterdam, v. 35, n. 9, p. 1234-1243, 2019.
- FRONZA, B. M.; RUEGGERBERG, F. A.; BRAGA, R. R.; MOGILEVYCH, B.; SOARES, L. E.; MARTIN, A. A.; AMBROSANO, G.; GIANNINI, M. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. **Dental Materials**, [s. l.], v. 31, n. 12, p. 1542-1551, 2015. DOI: 10.1016/j.dental.2015.10.001.
- GOLDBERG, M. *et al.* Biological interactions of dental composite resins. **Dental Materials**, Amsterdam, v. 35, n. 1, p. 19-35, 2019.
- ILIE, N.; HICKEL, R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? **Dental Materials**, Oxford, v. 27, n. 3, p. 221-228, 2011.
- ILIE, N.; HICKEL, R. Resin composite restorative materials. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 61, p. 84-96, 2016.
- JANDT, K. D.; MILLS, R. W. A brief history of LED photopolymerization. **Journal of Dentistry**, Amsterdam, v. 37, n. 7, p. 505-510, 2018.
- KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. **Dental Materials**, [s. l.], v. 21, n. 12, p. 1150-1157, 2005. DOI: 10.1016/j.dental.2005.02.004.
- KOWALSKA, A.; SOKOŁOWSKI, J.; BOCIONG, K. The photoinitiators used in resin based dental composite: a review and future perspectives. **Polymers**, [s. l.], v. 13, n. 3, p. 470, 2021. DOI: 10.3390/polym13030470.
- KOWALSKA, A.; SOKOŁOWSKI, J.; SZYMKOWSKA-JÓŻWIK, M. I.; GOZDEK, T.; KOPACZ, K.; BOCIONG, K. Can TPO as photoinitiator replace camphorquinone and tertiary amines in dental composites? Testing experimental composites containing different concentration of diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide. **International Journal of Molecular Sciences**, [s. l.], v. 23, n. 19, p. 11594, 2022. DOI: 10.3390/ijms231911594.
- KRITHIKADATTA, J. Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. **Journal of Conservative Dentistry**, [s. l.], v. 13, n. 4, p. 173-183, 2010. DOI: 10.4103/0972-0707.73376.
- LEPRINCE, J. G.; PALIN, W. M.; VANACKER, J.; SABBAGH, J.; DEVAUX, J.; LELOUP, G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. **Journal of Dentistry**, London, v. 41, n. 8, p. 695-704, 2013.
- LIMA, R. B. W. *et al.* Are polywave light-emitting diodes more effective than monowave ones in the photoactivation of resin-based materials containing alternative photoinitiators? A systematic review. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [s. l.], v. 143, p. 105905, jul. 2023. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105905.
- MEDINA, J. *et al.* Surface microhardness of Tetric N-Ceram nanoparticulate resin photocured with LED Polywave N® vs Monowave MN® at different exposure times. **Journal of Contemporary Dental Practice**, [s. l.], v. 26, n. 7, p. 705-709, 2025. DOI: 10.5005/jp-journals-10024-3920.

- MICHAUD, P. L.; PRICE, R. B.; LABRIE, D.; RUEGGERBERG, F. A.; SULLIVAN, B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. **Dental Materials**, Oxford, v. 30, n. 11, p. e134-e143, 2014.
- NICOLÓ, G. D. *et al.* Effect of different photoinitiators on polymerization efficiency and color stability of composite resin. **Brazilian Dental Science**, [s. l.], v. 23, n. 1, 2020. DOI: 10.14295/bds.2020.v23i1.1834.
- POLYDOROU, O.; TRITTLER, R.; HELLWIG, E.; KÜMMERER, K. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. **Dental Materials**, [s. l.], v. 23, n. 12, p. 1535-1541, 2007. DOI: 10.1016/j.dental.2006.12.011.
- PRICE, R. B.; FERRACANE, J. L.; SHORTALL, A. C. Light-curing units: a review of what we need to know. **Journal of Dental Research**, Chicago, v. 94, n. 9, p. 1179-1186, 2015.
- PRICE, R. B.; SHORTALL, A. C.; PALIN, W. M. Contemporary issues in light curing. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 39, n. 1, p. 4-14, 2014.
- PRICE, R. B. T. *et al.* Light-curing units: a review of what we need to know. **Journal of Dentistry**, Amsterdam, v. 71, p. 1-9, 2018.
- ROSETI, L. *et al.* Wound healing and biomaterial implantation: immunological aspects. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, Hoboken, v. 106, n. 5, p. 1241-1255, 2018.
- RUEGGERBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring — a review. **Dental Materials**, Oxford, v. 27, n. 1, p. 39-52, 2011.
- RUEGGERBERG, F. A.; GIANNINI, M. Light curing in dentistry and clinical implications. **Dental Materials**, Oxford, v. 35, n. 4, p. 491-507, 2019.
- RUEGGERBERG, F. A.; GIANNINI, M.; ARRAIS, C. A. G.; PRICE, R. B. T. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Brazilian Oral Research**, [s. l.], v. 31, supl. 1, p. e61, ago. 2017. DOI: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061.
- SANTINI, A. *et al.* Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 40, n. 7, p. 577-584, jul. 2012. DOI: 10.1016/j.jdent.2012.04.003.
- SANTINI, A.; GALLEGOS, I. T.; FELIX, C. M. Photoinitiators in dentistry: a review. **Dental Materials**, Oxford, v. 28, n. 6, p. e210-e223, 2012.
- SCHWEIKL, H. *et al.* Release and biological effects of dental resin composite components. **Dental Materials**, Amsterdam, v. 35, n. 1, p. 19-35, 2019.
- SCHWEIKL, H.; SPAGNUOLO, G.; SCHMALZ, G. Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers. **Journal of Dental Research**, Thousand Oaks, v. 100, n. 2, p. 189-198, 2021.
- VAN MEERBEEK, B.; YOSHIHARA, K.; YOSHIDA, Y.; MINE, A.; DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K. L. State of the art of self-etch adhesives. **Dental Materials**, [s. l.], v. 27, n. 1, p. 17-28, 2011. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.023.

ZHOU, X.; HUANG, X.; HUA, H.; FENG, P.; WANG, S.; ZHOU, X.; CHENG, L.
Development and status of resin composite as dental restorative materials. **Journal of Applied Polymer Science**, [s. l.], v. 136, n. 44, p. 48180, 2019. DOI: 10.1002/app.48180.
Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/app.48180>. Acesso em: set. 2025.

ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)



Unichristus
Centro Universitário Christus

CEUA INSTITUTO PARA DESENVOLVIMENTO DA EDUCAÇÃO LTDA IPADE
CENTRO UNIVERSITÁRIO CRISTUS

Of. No. 039/24

Protocolo da CEUA: 039/24

Pesquisador Responsável: JULIANA PAIVA MARQUES LIMA ROLIM

Título do Projeto: GRAU DE CONVERSÃO E RESPOSTA INFLAMATÓRIA TECIDUAL DE COMPOSITOS COM FOTOINICIADORES ALTERNATIVOS.

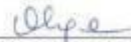
Levamos ao conhecimento de V. Sa que a Comissão de Ética no Uso de Animais do Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA – IPADE considerou **APROVADO** o projeto supracitado no reunião do dia 9 (nove) de dezembro de 2024.

Descrição do animal utilizado:

Espécie:	Ratos Wistar Machos entre 4 a 6 semanas com peso entre 180 a 250 g	Número Amostral:	64
----------	--	------------------	----

Relatórios parciais e finais devem ser apresentados ao CEUA/Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA - IPADE ao término do estudo, período máximo 09/12/2025.

Fortaleza, 9 de dezembro de 2024.



Olga Vale Oliveira Machado
Coordenadora

CEUA/Instituto para Desenvolvimento da Educação LTDA - IPADE

