

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

Enda Maria de Paula Andrade

Impacto de danos nas ponteiros do LED fotopolimerizador à microdureza de superfície de resinas compostas nanoparticuladas convencional e Bulk Fill

Juiz de Fora

2025

Enda Maria de Paula Andrade

Impacto de danos nas ponteiros do LED fotopolimerizador à microdureza de superfície de resinas compostas nanoparticuladas convencional e Bulk Fill

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Laísa Araujo Cortines Laxe

Juiz de Fora

2025

FICHA CATALOGRÁFICA

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Paula Andrade, Enda Maria .

Impacto de danos nas ponteiras do LED fotopolimerizador à microdureza de superfície de resinas compostas nanoparticuladas convencional e Bulk fill / Enda Maria Paula Andrade. -- 2026.

70 p. : il.

Orientadora: Laísa Araújo Cortines Laxe

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2026.

1. Resina composta. 2. Microdureza. 3. Irradiância. 4. Fotopolimerização. I. Araújo Cortines Laxe, Laísa , orient. II. Título.

Enda Maria de Paula Andrade**Impacto de danos nas ponteiros do LED fotopolimerizador à microdureza de superfície de resinas compostas nanoparticuladas convencional e *bulk-fill***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica

Aprovada em 15 de janeiro de 2026.

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Dr.^a Laísa Araujo Cortines Laxe - Orientadora e Presidente da Banca

Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF

Prof. Dr. Ronaldo Luís Almeida de Carvalho - Membro titular interno

Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF

Prof.^a Dr.^a Ana Paula Varela Brown Martins - Membro titular externo

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Juiz de Fora, 05/01/2026.



Documento assinado eletronicamente por **Laisa Araujo Cortines Laxe, Professor(a)**, em 15/01/2026, às 15:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ronaldo Luis Almeida de Carvalho, Professor(a)**, em 15/01/2026, às 15:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Varela Brown Martins, Usuário Externo**, em 16/01/2026, às 09:17, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Uffj (www2.ufff.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **2810574** e o código CRC **3E0D444B**.

A Deus, pela saúde e sabedoria concedidas para chegar até aqui.

Aos meus pais, Berlino e Graça, pelo amor e pelo apoio incondicional em todas as minhas escolhas.

Ao meu marido, Fábio, e aos meus filhos, Amanda e Rafael, pela compreensão diante de minha ausência em razão da dedicação à profissão.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, de forma especial, ao apoio e ao incentivo recebidos de meu tio Luiz Carlos, de meu irmão Wendel, de minha cunhada Magda e de minha amiga e professora Vívian Paschoalino. Vocês sempre acreditaram em mim e me encorajaram a chegar até aqui.

Expresso minha sincera gratidão à minha orientadora, professora Laísa Laxe, que, ao longo de todo o mestrado, contribuiu de maneira significativa para o meu crescimento profissional.

À minha filha Amanda, que esteve ao meu lado durante todo o curso, registro meu profundo agradecimento. Com o apoio de vocês, concluo mais um ciclo importante da minha trajetória.

Não poderia deixar de mencionar meu marido Fábio, meu filho Rafael, minha mãe Graça e, em especial, meu querido pai Berlino, que hoje está no céu. Ele vibrou com entusiasmo quando iniciei o mestrado e, durante toda a minha vida, foi meu maior incentivador nos estudos.

Esta conquista pertence a todos nós. Graças a Deus.

“Aprender é a única coisa que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende.”

(Leonardo da Vinci)

RESUMO

Este estudo avaliou o impacto de diferentes níveis de danos em ponteiras de aparelhos fotopolimerizadores de LED sobre a microdureza Knoop (KHN) de resinas compostas nanoparticuladas, Filtek Z350 XT e Filtek *One Bulk Fill*. Foram utilizadas quatro ponteiras, coletadas na Clínica Odontológica da UFJF, classificadas de acordo com o nível de integridade superficial, considerando a presença de danos físicos, fraturas e detritos aderidos, sendo acopladas à mesma base do fotopolimerizador de LED (Optilight, Gnatus) e foram classificadas nas categorias: íntegra, pouco danificada, danificada e muito danificada, permitindo a análise isolada do efeito da integridade da ponteira sobre a irradiância e a fotopolimerização. Amostras cilíndricas padronizadas foram confeccionadas e avaliadas quanto à microdureza nas superfícies de topo e base, antes e após a termociclagem. Os resultados demonstraram redução progressiva e significativa da potência e irradiância emitidas à medida que aumentavam os danos nas ponteiras. A microdureza também foi influenciada negativamente, especialmente na resina Z350 XT, que apresentou diminuição expressiva da KHN quando fotoativada pelas ponteiras danificadas. A resina Filtek *One Bulk Fill* exibiu valores absolutos menores de KHN, porém maior estabilidade na razão base/topo, mantendo relação $\geq 0,80$ na maior parte dos grupos, mesmo após a termociclagem. A Z350 XT apresentou maior microdureza absoluta, mas maior variabilidade frente ao dano das ponteiras e ao envelhecimento térmico. A termociclagem não promoveu alterações significativas na maioria dos grupos, embora tenha contribuído para estabilização da razão base/topo em alguns deles. Conclui-se que a integridade da ponteira do fotopolimerizador é determinante para a adequada transmissão de luz e para o desempenho mecânico das resinas compostas. Ponteiras danificadas reduzem irradiância e comprometem a microdureza, podendo afetar a qualidade e longevidade das restaurações. A manutenção e inspeção periódica das ponteiras devem ser consideradas etapas essenciais na prática clínica.

Palavras-chave: fotopolimerização; resinas compostas; microdureza; irradiância.

ABSTRACT

This study evaluated the impact of different levels of damage to LED curing light tips on the Knoop microhardness (KHN) of nanoparticulate composite resins, Filtek Z350 XT and Filtek *One Bulk Fill*. Four tips, collected from the UFJF Dental Clinic, were used and classified according to their level of surface integrity, considering the presence of physical damage, fractures, and adhered debris. They were attached to the same base of the LED curing light (Optilight, Gnatus) and received the categories: intact, slightly damaged, damaged, and severely damaged, allowing for the isolated analysis of the effect of tip integrity on irradiance and photopolymerization. Standardized cylindrical samples were prepared and evaluated for microhardness on the top and base surfaces before and after thermocycling. The results demonstrated a progressive and significant reduction in the power and irradiance emitted as the damage to the tips increased. Microhardness was also negatively affected, especially in the Z350 XT resin, which showed a significant decrease in KHN when light-activated by damaged tips. The Filtek *One Bulk Fill* resin exhibited lower absolute KHN values, but greater stability in the base/top ratio, maintaining a ratio ≥ 0.80 in most groups, even after thermocycling. Z350 XT showed higher absolute microhardness, but greater variability in response to tip damage and thermal aging. Thermocycling did not promote significant changes in most groups, although it contributed to stabilizing the base/top ratio in some of them. It is concluded that the integrity of the light-curing unit tip is crucial for adequate light transmission and the mechanical performance of composite resins. Damaged tips reduce irradiance and compromise microhardness, potentially affecting the quality and longevity of restorations. Periodic maintenance and inspection of tips should be considered essential steps in clinical practice.

Keywords: light curing; composite resins; microhardness; irradiance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	LED fotopolimerizador Optilight.....	36
Figura 2	Ponteiras do LED empregadas em cada grupo (C, PD, D e MD)	36
Figura 3	Matriz em borracha	38
Figura 4	Confecção das amostras da Resina Filtek Z 350 XT pela técnica incremental.....	38
Figura 5	Confecção das amostras da Resina Filtek <i>One Bulk Fill</i> pela técnica do incremento único	39
Figura 6	Posicionamento da tira de poliéster	39
Figura 7	Posicionamento da lâmina de vidro.....	40
Figura 8	Fotopolimerização da amostra	40
Figura 9	Amostras de cada grupo de resina/ponteira acondicionadas em recipientes à prova de luz	41
Figura 10	Microdurômetro digital.....	43
Figura 11	Termocicladora	44
Figura 12	Ponteira do LED posicionada sobre o espectroradiômetro para verificação da potência (mW).....	45

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Potência da luz emitida pelo LED por meio das ponteiros dos grupos C (controle), PD (pouco danificada), D (danificada) e MD (muito danificada) em 20s de fotoativação52
Gráfico 2	Irradiância emitida pelo LED por meio das ponteiros dos grupos C (controle), PD (pouco danificada), D (danificada) e MD (muito danificada) em 20s de fotoativação52

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Resinas compostas nanoparticuladas convencional e <i>Bulk Fill</i>37
Quadro 2	Número de amostras de cada resina composta testada por grupo de ponteira LED37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Descrição da média e desvio padrão (\pm DP) da microdureza Knoop avaliada antes e após a termociclagem, ANOVA e teste <i>post hoc</i> de Tukey	47
Tabela 2	Descrição da média e desvio padrão (\pm DP) da microdureza Knoop avaliada antes e após a termociclagem, ANOVA, teste <i>post hoc</i> de Tukey e razão base/topo	49
Tabela 3	Análise descritiva e estatística da potência (mW) e irradiância (mW/cm ²)	53

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	PROPOSIÇÃO	20
2.1	OBJETIVO GERAL	20
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
3	REVISÃO DE LITERATURA	21
3.1	RESINAS COMPOSTAS FOTOPOLIMERIZÁVEIS	21
3.2	FOTOPOLIMERIZAÇÃO	29
4	MATERIAIS E MÉTODOS	35
4.1	SELEÇÃO DAS PONTEIRAS DO LED.....	35
4.2	MICRODUREZA KNOOP	37
4.3	TERMOCICLAGEM	43
4.4	ANÁLISE DA POTÊNCIA E IRRADIÂNCIA DO LED.....	44
4.5	ANÁLISE DE DADOS.....	45
5	RESULTADOS	47
5.1	ANÁLISE DA MICRODUREZA KNOOP (KHN)	47
5.2	ANÁLISE DA POTÊNCIA E IRRADIÂNCIA DO LED.....	51
6	DISCUSSÃO	54
7	CONCLUSÃO	60
	REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

As resinas compostas constituem materiais amplamente utilizados na prática clínica odontológica há mais de cinco décadas (Anusavice; Shen; Rawls, 2013). A partir da década de 1960, Raphael Bowen, pesquisador de destaque na área da Odontologia, desenvolveu a resina composta – material que rapidamente conquistou espaço entre cirurgiões-dentistas e permanece amplamente empregado em tratamentos restauradores até os dias atuais. Bowen combinou a resina epóxi com a resina acrílica, originando um novo monômero denominado bisfenol glicidil metacrilato, Bis-GMA, o qual ainda integra a maioria das formulações de resinas compostas contemporâneas (Caldarelli *et al.*, 2011; Melo *et al.*, 2020; Baratieri; Monteiro Junior, 2024).

Com o avanço da Odontologia restauradora, as resinas compostas passaram por sucessivas melhorias em sua composição e em suas propriedades físicas. Inicialmente, apresentavam polimerização química; contudo, com o desenvolvimento tecnológico, surgiram as resinas de polimerização física, ativadas por luz – as resinas fotopolimerizáveis (Melo *et al.*, 2020). Nessa técnica, a radiação luminosa externa induz a reação de polimerização, diminuindo o tempo de trabalho clínico e facilitando o manuseio do material.

Atualmente, as resinas fotopolimerizáveis representam a primeira escolha em diversos procedimentos restauradores, pois permitem mínima remoção de tecido dentário, preservam a estrutura mineralizada, apresentam elevada resistência físico-mecânica e atendem satisfatoriamente aos requisitos funcionais e estéticos (Tusi *et al.*, 2022; Dindaroğlu; Yilmaz, 2024). Trata-se de materiais versáteis, cuja evolução contínua diversifica as indicações clínicas e aprimora as propriedades físico-químicas, refletindo no bom desempenho clínico desses materiais (Ferracane, 2011; Jandt; Mills, 2013).

A composição das resinas compostas fotopolimerizáveis inclui matriz orgânica, partículas de carga inorgânica, agentes de união e fotoiniciadores. A matriz orgânica é formada por monômeros dimetacrilatos principais e diluentes, como Bis-GMA, UDMA e TEGDMA, cuja combinação, em diferentes pesos moleculares, confere propriedades adequadas ao manuseio clínico do material (Anusavice; Shen; Rawls, 2013).

As partículas de carga inorgânica fortalecem estruturalmente o material, reduzem sua expansão térmica e minimizam a contração de polimerização. O tamanho e a distribuição destas partículas – constituídas de vidro, sílica, quartzo e/ou zircônia – definem a classificação das resinas compostas de acordo com suas características inorgânicas (Ferracane, 2011; Jandt; Mills, 2013).

Os agentes de união garantem uma integração efetiva entre a matriz orgânica e as partículas de carga, permitindo a transferência de tensões da matriz polimérica, menos resistente, para a fase inorgânica, e reduzindo a possibilidade de perda das partículas da superfície do material quando em função no ambiente oral, garantindo manutenção da microdureza e da lisura de superfície da resina composta por mais tempo. Os organossilanos constituem os agentes de união mais empregados neste processo.

Os fotoiniciadores, por sua vez, desencadeiam a polimerização quando sensibilizados pela luz azul, liberando radicais livres que rompem as ligações duplas de carbono. A canforoquinona, com pico de absorção de luz em torno de 470nm, constitui o fotoiniciador mais comumente utilizado (Alvim *et al.*, 2007; Sakaguchi; Powers, 2012).

As resinas compostas podem ser classificadas segundo diferentes critérios. De acordo com o tamanho e a distribuição das partículas de carga, dividem-se em macroparticuladas, microparticuladas, híbridas, microhíbridas, nanoparticuladas e nanohíbridas.

Quanto ao modo de polimerização, classificam-se em autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis.

Em relação à técnica de inserção nas cavidades, subdividem-se em resinas convencionais e *Bulk Fill*, as quais também podem ser classificadas conforme sua fluidez em resinas tipo pasta, condensáveis e fluidas (Anusavice; Shen; Rawls, 2013; Rosin *et al.*, 2022).

As resinas híbridas destacam-se pela distribuição heterogênea de partículas, em que as de menor tamanho se acomodam entre as maiores, resultando em empacotamento eficiente. Essa configuração confere ao material elevada resistência mecânica, alta concentração de partículas de carga na composição (75-80% em peso), baixa contração de polimerização e facilidade de acabamento, sem

comprometer a viscosidade do material. Por estas características, apresentam indicação universal para restaurações em dentes anteriores e posteriores.

As resinas nanoparticuladas e nanohíbridas, desenvolvidas com base na nanotecnologia, representam gerações mais recentes e contêm partículas entre 1 e 100nm, o que proporciona melhor capacidade de polimento, excelentes propriedades ópticas, menor desgaste, maior resistência à fratura e melhor adesão. As resinas nanoparticuladas contêm apenas partículas inorgânicas nanométricas, enquanto as nanohíbridas reúnem partículas micro e nanométricas. Quanto menor o tamanho das partículas inorgânicas, menor é a abrasão superficial e melhor é o desempenho estético e físico, mantendo o brilho e a lisura da superfície por mais tempo, já que a perda de pequenas partículas é imperceptível – o que evidencia a superioridade das resinas nanoparticuladas em relação às nanohíbridas (Alvim *et al.*, 2007; Ferracane, 2011; Anusavice; Sakaguchi; Powers, 2012; Shen; Rawls, 2013; Siqueira *et al.*, 2013; Rosin *et al.*, 2022; Severo; Reis, 2022).

A longevidade das restaurações em resina composta depende de diversos fatores, dentre os quais se destaca o processo de polimerização. Uma polimerização deficiente tende a aumentar a sorção e a solubilidade do material polimérico, reduzir sua dureza superficial e favorecer a descoloração e a infiltração marginal (Dundić *et al.*, 2021).

O processo de polimerização ocorre a partir da quebra das ligações duplas C=C dos monômeros resinosos, a qual é induzida por radicais livres a partir da ativação da canforoquinona pela luz azul em seu comprimento de onda adequado, provocando uma redução volumétrica no material à medida que a reação é propagada – denominada contração de polimerização (Soares *et al.*, 2017).

O problema principal não reside no volume reduzido, mas na tensão gerada na interface adesiva em decorrência desta contração, especialmente em cavidades confinadas, como aquelas classe I e II. Tal tensão pode produzir lacunas na interface dente/restauração, ocasionando alterações de cor, cárie secundária, sensibilidade pós-operatória e danos pulpares (Charton *et al.*, 2007; Elhejazi *et al.*, 2024).

Para minimizar os efeitos da tensão de polimerização, desenvolveram-se técnicas incrementais de inserção da resina nas cavidades dentárias, as quais equilibram áreas livres e aderidas, favorecendo a dissipação das forças de tensão (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024). A restauração em incrementos de até 2mm reduz

os efeitos da contração (Bayrak; Yaman-Dosdogru; Selvi-Kuvvetli, 2022). Entretanto, em cavidades profundas, essa técnica torna-se complexa, prolongada e suscetível à formação de bolhas (Meereis *et al.*, 2018).

Nesse contexto, surgiram as resinas *Bulk Fill*, projetadas para otimizar a prática clínica e reduzir as limitações da técnica incremental. Seus monômeros apresentam modificações químicas que minimizam a contração de polimerização mesmo em incrementos acima de 2 mm (Abbasi *et al.*, 2018; Dindaroğlu; Yilmaz, 2024). Aplicadas em camadas únicas de até 4 a 5 mm de espessura, estas resinas reduzem o número de etapas clínicas, o risco de contaminação e a formação de bolhas (Bayrak; Yaman-Dosdogru; Selvi-Kuvvetli, 2022).

Por essas razões, configuram alternativa viável aos materiais convencionais, especialmente em restaurações classes I e II, atendimentos de Odontopediatria, Odontogeriatrics e em pacientes com necessidades especiais, devido ao menor tempo clínico exigido (Silva; Silveira; Carneiro, 2019; Sampaio *et al.*, 2024). As resinas *Bulk Fill* classificam-se em dois grupos: *Bulk Fill Flow*, com menor concentração de carga e resistência mecânica, e *Bulk Fill* tipo pasta, com maior teor de carga e melhores propriedades mecânicas (Tusi *et al.*, 2022).

O sucesso clínico das restaurações, independentemente da técnica incremental ou *Bulk Fill*, depende da qualidade da fotopolimerização, que influencia diretamente as propriedades físicas e a biocompatibilidade do material (Torres *et al.*, 2024). A microdureza expressa a resistência mecânica e a deformação plástica da superfície da resina composta polimerizada, permitindo analisar de forma indireta o grau de conversão obtido e refletindo características como maior capacidade de polimento e resistência ao desgaste.

Quanto mais efetiva for a fotopolimerização, maior deverá ser a conversão monomérica e, conseqüentemente, melhores deverão ser as propriedades de superfície da resina (Barcellos *et al.*, 2011; Elhejazi *et al.*, 2024). Portanto, aparelhos fotopolimerizadores eficazes se fazem necessários para atingir a efetividade da fotopolimerização.

Seguindo a evolução tecnológica, surgiram os aparelhos de LED (diodos emissores de luz), que substituíram gradualmente os modelos de QTH (quartzotungstênio-halogênio). Os LEDs utilizam semicondutores em estado sólido, sob a forma de cristais de nitrito de gálio, que produzem luz por eletroluminescência.

A primeira geração de LEDs apresentava baixa emissão de energia, entre 75mW/cm² e 150mW/cm². A segunda geração produziu luz azul com pico de radiação em torno de 460nm, adequada à maioria das resinas comerciais que utilizam a canforoquinona como principal fotoiniciador, com faixa de absorção entre 450 e 490nm e pico máximo em 468nm. A terceira geração, denominada *polywave*, reúne LEDs com diferentes comprimentos de onda, na faixa da luz azul e violeta, indicados para resinas com novos fotoiniciadores em sua composição, como o fenilpropanodiona (PPD) e os óxidos de fosfina, como o óxido de trimetilbenzoiil difenilfosfina (Lucerin - TPO) e o bis-alquil (BAPO).

Essas versões de segunda e terceira geração apresentam maior eficiência energética, menor emissão de calor, além de apresentarem um *design* mais compacto, maior capacidade de profundidade de emissão de luz e longa durabilidade. Atualmente, os aparelhos fotopolimerizadores têm incluído LEDs de alta potência, com duplo comprimento de onda e irradiância que podem atingir até 1.800 a 2.200mW/cm², visando reduzir o tempo clínico para a fotoativação (Granadeiro *et al.*, 2021).

Entretanto, a qualidade e a profundidade da polimerização podem ser influenciadas por fatores como a integridade da ponteira do LED, a técnica empregada, o perfil e o comprimento de onda da luz emitida, a distância da ponteira do LED à superfície do material a ser polimerizado, a área a ser irradiada e o tempo de exposição à luz fotopolimerizadora (Dundić *et al.*, 2021). O modo de utilização dos LEDs impacta diretamente as propriedades físicas, a biocompatibilidade e o sucesso clínico das restaurações com resina composta.

Os dispositivos mais modernos posicionam o LED na extremidade do aparelho, permitindo maior aproximação da fonte de luz ao material e favorecendo o posicionamento perpendicular à superfície irradiada – condição ideal para uma polimerização eficiente (Reis *et al.*, 2017; Price *et al.*, 2020). Além da redução nas propriedades físico-químicas, uma polimerização ineficiente aumenta a sorção de água e a dissolução de monômeros residuais, comprometendo o desempenho clínico da restauração.

Entre as propriedades avaliadas em função da qualidade da fotopolimerização, a microdureza destaca-se como um dos principais indicadores indiretos do grau de conversão monomérica (Reis *et al.*, 2017). Ressalta-se que resíduos ou imperfeições

na ponteira reduzem a irradiância dos LEDs, sobretudo quando localizados na região central, comprometendo a qualidade da polimerização (Dobrovolski *et al.*, 2010; Procópio *et al.*, 2021).

Apesar dos avanços em materiais restauradores e equipamentos odontológicos, observa-se que os cuidados técnicos com os aparelhos fotopolimerizadores ainda são frequentemente negligenciados na prática clínica. Diante desse cenário, o presente estudo analisou o impacto de danos existentes nas ponteiras de um aparelho LED fotopolimerizador sobre a microdureza de superfície de resinas compostas nanoparticuladas convencional e *Bulk Fill*, considerando ponteiras sob diferentes condições de integridade física.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi avaliar o impacto de danos presentes em diferentes ponteiros de um aparelho LED fotopolimerizador sobre sua potência e irradiância e sobre a microdureza das superfícies de resinas compostas nanoparticuladas convencional e *Bulk Fill*, antes e após a termociclagem.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a influência de fraturas, lascamentos ou detritos aderidos à superfície das ponteiros do LED sobre sua potência e irradiância, por meio de um espectrorradiômetro.
- Avaliar a influência de fraturas, lascamentos ou detritos aderidos à superfície das ponteiros do LED sobre a microdureza Knoop das superfícies de topo e base das resinas compostas nanoparticuladas convencional e *Bulk Fill*.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta os principais referenciais teóricos relacionados às resinas compostas fotopolimerizáveis e às unidades de fotopolimerização utilizadas em ambiente clínico. Inicialmente, aborda-se o desenvolvimento histórico e as características das resinas compostas, com destaque para os aprimoramentos em suas propriedades mecânicas, ópticas e estéticas. Em seguida, discutem-se os aspectos do processo de fotopolimerização, com ênfase no funcionamento das unidades LED, na integridade das ponteiros luminosas e nos impactos desses fatores sobre a qualidade do tratamento restaurador.

3.1 RESINAS COMPOSTAS FOTOPOLIMERIZÁVEIS

A partir da década de 1960, Raphael Bowen, pesquisador de destaque na área da Odontologia, desenvolveu a resina composta, material que revolucionou os procedimentos restauradores e permanece amplamente utilizado na prática odontológica. Bowen combinou a resina epóxi com a resina acrílica, originando o monômero bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA), o que promoveu avanços significativos nas propriedades mecânicas, físicas e estéticas das resinas (Melo *et al.*, 2020).

As primeiras resinas compostas eram polimerizadas quimicamente, em sistema de duas pastas: uma base, contendo o iniciador (peróxido de benzoíla), e uma catalisadora, com acelerador (amina terciária). A mistura manual dessas pastas iniciava a reação de polimerização (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024). Contudo, esse método apresentava desvantagens, como maior dificuldade de manipulação e resultados clínicos inferiores (Caldarelli *et al.*, 2011), além da incorporação de bolhas de ar que comprometiam a resistência do material (Anusavice; Shein; Rawls, 2013).

Com o avanço da Odontologia restauradora e o desenvolvimento da fotopolimerização, surgiram as resinas compostas de polimerização física, ativadas por luz, representando um marco evolutivo. Nesse sistema, a reação de polimerização é induzida por radiação luminosa externa, permitindo maior tempo de trabalho clínico e controle sobre o momento da polimerização (Caldarelli *et al.*, 2011; Melo *et al.*,

2020). Desde então, os sistemas fotopolimerizáveis têm evoluído continuamente e se consolidaram na prática clínica pela praticidade e pela eficiência (Melo *et al.*, 2020).

Paralelamente à evolução dos materiais, a valorização estética do sorriso impulsionou o desenvolvimento de resinas que, além de restaurarem forma e função, proporcionam aparência natural (Lima *et al.*, 2016). Atualmente, esses materiais são considerados biocompatíveis e constituem a primeira escolha em muitos procedimentos restauradores, por preservarem maior quantidade de tecido dentário e oferecerem elevada resistência mecânica, aliando funcionalidade e estética (Tusi *et al.*, 2022).

As resinas compostas compartilham características fundamentais, sendo constituídas, em geral, por uma matriz orgânica à base de dimetacrilatos, um agente de união (organossilanos), partículas de carga inorgânica e compostos químicos responsáveis por iniciar ou modular a reação de polimerização (Ferracane, 2011).

A matriz orgânica apresenta-se composta por uma mistura de monômeros, entre os quais se destacam o Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato), o UDMA (uretano dimetacrilato) e o TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) (Anusavice; Shein; Rawls, 2013; Rosin *et al.*, 2022). O Bis-GMA representou um marco no desenvolvimento das resinas compostas e permanece presente na maioria das formulações comerciais. Trata-se de um monômero altamente viscoso, que necessita de diluição com monômeros de menor peso molecular (Charton *et al.*, 2007). A combinação de monômeros de alto e baixo peso molecular torna a resina composta mais adequada à manipulação clínica (Anusavice; Shein; Rawls, 2013). Neste processo, o TEGDMA destaca-se como o diluente de baixo peso molecular mais utilizado, pois proporciona viscosidade adequada, especialmente após a incorporação das partículas de carga (Charton *et al.*, 2007).

Os agentes de união promovem a adesão entre as partículas de carga inorgânica e a matriz resinosa orgânica, garantindo a transferência eficiente das tensões da matriz polimérica para a fase inorgânica, que apresenta maior resistência físico-mecânica. Esses agentes, em geral moléculas bifuncionais, melhoram as propriedades físicas e químicas dos compósitos resinosos, sendo os organossilanos os mais empregados para essa função.

As partículas de carga inorgânica exercem funções essenciais: reforçam estruturalmente as resinas compostas, reduzem a contração de polimerização e a

expansão térmica, além de contribuírem para a estabilidade dimensional do material (Ferracane, 2011). Representam uma fração significativa do volume ou peso da resina e são determinantes para o fortalecimento da matriz orgânica, para a translucidez adequada e para a modulação de propriedades físicas, mecânicas e estéticas. Entre as mais utilizadas, incluem-se partículas de vidro, cerâmica, sílica, quartzo e zircônia. Muitos dos vidros incorporam metais pesados, como óxido de bário ou óxido de zinco, com a finalidade de conferir radiopacidade ao material. O tamanho, o formato e a distribuição dessas partículas determinam a classificação dos diferentes tipos de resinas compostas (Alvim *et al.*, 2007; Caldarelli *et al.*, 2011).

Outro componente essencial das resinas compostas é o fotoiniciador, responsável por ativar o processo de polimerização por meio do sistema ativador-iniciador. Esses compostos são incorporados aos monômeros durante a fabricação, em concentrações que variam entre 0,1% e 1,0%. A canforoquinona é o fotoiniciador mais utilizado, caracterizando-se como uma dicetona com grupo dicarbonílico conjugado, apresenta boa absorção na faixa visível do espectro eletromagnético e pico de absorção em torno de 470 nm. A reação de fotopolimerização é acelerada pela presença de uma amina terciária ou alifática, sendo que tanto a canforoquinona quanto a amina mantêm-se estáveis em temperatura ambiente, desde que o material não seja exposto à luz.

O aumento da concentração de canforoquinona pode elevar a conversão monomérica, favorecendo propriedades biológicas e mecânicas do material restaurador. Contudo, concentrações excessivas não ampliam o grau de conversão e ainda comprometem as características ópticas, em razão da coloração intensamente amarelada. Em materiais com alta translucidez, indicados para reconstruções de bordas incisais ou restaurações em dentes clareados, recomenda-se restringir a incorporação de canforoquinona. Nestes casos, o fabricante pode optar por fotoiniciadores alternativos, sem coloração amarelada, ou reduzir a concentração da canforoquinona, embora isso possa diminuir a taxa de conversão (Alvim *et al.*, 2007; Sakaguchi; Powers, 2012).

As resinas compostas podem ser classificadas de diversas formas, de acordo com o critério adotado. Em relação ao tamanho e a distribuição de suas partículas de carga, são divididas em macroparticuladas, microparticuladas, híbridas, microhíbridas, nanoparticuladas e nanohíbridas. De acordo com o modo de

polimerização, em autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis. Quanto à técnica de inserção nas cavidades, em resinas convencionais e *Bulk Fill*. E, segundo sua viscosidade, em resinas tipo pasta, condensáveis e flow (Anusavice; Shen; Rawls, 2013; Rosin *et al.*, 2022; Severo; Reis, 2022).

As resinas compostas macroparticuladas foram as primeiras a serem desenvolvidas, continham cerca de 40µm de partículas de bário, quartzo ou estrôncio, em formatos esféricos ou irregulares. Embora apresentassem alta resistência, exibiam baixa lisura superficial e encontram-se em desuso. Para suprir suas deficiências estéticas, surgiram as microparticuladas, compostas por partículas de sílica de aproximadamente 0,04 µm. Essas resinas proporcionavam excelente lisura e brilho, mas baixa resistência mecânica, sendo indicadas para áreas de elevada demanda estética, como restaurações de classes III, IV e V. Apesar de ainda disponíveis, vêm sendo substituídas por microhíbridas, nanoparticuladas e nanohíbridas. Estas novas gerações apresentam partículas de diferentes tamanhos, permitindo melhor empacotamento e combinação de propriedades mecânicas e estéticas. Incorporam alto percentual de carga inorgânica (75% a 80% em peso), mantendo boa consistência e adequada viscosidade para o manuseio clínico

As resinas híbridas e microhíbridas foram criadas com o intuito de melhorar propriedades físicas em relação às microparticuladas e manter uma estética elevada. Apresentam em sua composição macropartículas de vidro de metais pesados e micropartículas de sílica coloidal. A diferença da microhíbrida para híbrida é a maior quantidade de partículas menores. Possuem resistência alta, fácil acabamento e menor contração de polimerização, sendo indicadas para dentes anteriores e posteriores (Rosin *et al.*, 2022).

As resinas nanoparticuladas e nanohíbridas, desenvolvidas com base na nanotecnologia, são as mais recentes, contendo partículas entre 1 e 100 nanômetros, o que proporciona melhor capacidade de polimento, melhores propriedades ópticas, menor desgaste, além de ganhos em flexibilidade, resistência à fratura e adesão. As resinas nanoparticuladas são formadas apenas por partículas inorgânicas nanométricas, ao contrário das resinas nanohíbridas, que possuem partículas nanométricas e micrométricas. Quanto menores as partículas inorgânicas, menor a abrasão superficial, melhorando as propriedades físicas e estéticas, conseguindo manter um brilho por mais tempo, pois a perda de pequenas partículas é

imperceptível, destacando assim, a superioridade das resinas nanoparticuladas em relação as nanohíbridas (Alvim *et al.*, 2007; Anusavice; Shen; Rawls, 2013; Ferracane, 2011; Sakaguchi; Powers, 2012; Siqueira *et al.*, 2013; Rosin *et al.*, 2022; Severo; Reis, 2022).

Quanto à viscosidade, as resinas compostas fotopolimerizáveis variam desde versões fluidas até pastas altamente viscosas, possibilitando modelagem antes da fotopolimerização (Anusavice; Shein; Rawls, 2013). As fluidas, por apresentarem menor teor de carga ou aditivos como surfactantes, adaptam-se melhor às paredes cavitárias, sendo indicadas para bases e forramentos, restaurações de classe V e áreas de difícil acesso. No entanto, suas propriedades mecânicas limitadas restringem seu uso em regiões que exigem alta carga oclusal (Ferracane, 2011; Anusavice; Shein; Rawls, 2013).

Para que essas resinas apresentem desempenho clínico satisfatório, devem alcançar, por meio de sua composição e de uma polimerização eficiente, propriedades físicas, mecânicas, térmicas e estéticas compatíveis com sua função restauradora.

O desempenho ideal das resinas compostas, tanto em restaurações diretas quanto indiretas, depende diretamente da eficiência da polimerização da matriz orgânica. Esse processo caracteriza-se pela formação de cadeias poliméricas a partir da quebra das ligações duplas C=C presentes nos extremos dos monômeros resinosos, promovida por radicais livres gerados pelos ativadores da reação de polimerização, seguida pela formação de novas ligações simples C-C entre os monômeros. Essa reação acompanha-se de uma redução volumétrica do material, em maior ou menor grau, conforme as características específicas de sua composição e microestrutura (Soares *et al.*, 2017). À medida que novas ligações covalentes se formam, ocorre a diminuição das distâncias intermoleculares e do volume livre (Charton *et al.*, 2007), fenômeno denominado contração de polimerização, considerado um dos principais desafios associados ao uso clínico das resinas compostas (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024).

O aspecto mais prejudicial não é a contração volumétrica em si, mas a tensão gerada nas interfaces adesivas durante a contração em um ambiente confinado (Guo *et al.*, 2016; Meereiset *et al.*, 2018). Esta tensão depende de fatores como a formulação das resinas e dos sistemas adesivos, a qualidade da interface dente/restauração, a presença de superfícies livres não aderidas (fator C) e a cinética da polimerização.

Em geral, as resinas compostas apresentam contração volumétrica entre 1% e 6%, de acordo com sua formulação e as condições de polimerização (Caldarelli *et al.*, 2011). Durante esse processo, desenvolve-se uma tensão entre o material restaurador e o substrato dentário. Caso essa tensão exceda a resistência adesiva, podem ocorrer falhas clínicas, como infiltrações marginais, fraturas no remanescente dentário ou no próprio material restaurador (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024). A infiltração marginal, por sua vez, favorece a formação de microgaps, com consequências como escurecimento marginal, desenvolvimento de cárie secundária e sensibilidade pós-operatória (Charton *et al.*, 2007).

No processo de polimerização, a resina transita de um líquido viscoso para um sólido viscoelástico. O ponto em que o material começa a apresentar propriedades elásticas denomina-se ponto de gel, correspondente ao momento em que o polímero insolúvel inicia sua formação. À medida que a reação evolui para a fase pós-gel, a resina não sofre mais deformações elásticas sem o desenvolvimento de tensões internas. Assim, a tensão pode se formar em qualquer momento da polimerização, mas a retração total que gera tensões residuais ocorre na fase pós-gel (Soares *et al.*, 2017).

O tamanho e a distribuição das partículas de carga influenciam diretamente a contração de polimerização dos compósitos. Uma maior proporção carga/matriz tende a reduzir a contração, mas o aumento da concentração de carga pode elevar o módulo de elasticidade e, conseqüentemente, a tensão gerada. Ressalta-se que resinas com maior contração não necessariamente produzem maiores tensões internas, pois nem toda a contração converte-se em tensão efetiva. Esse efeito depende de fatores como o formato e o volume da cavidade, a técnica restauradora e o módulo de elasticidade dos materiais empregados. Além disso, a matriz resinosa, os tipos de monômeros e os fotoiniciadores também exercem influência. Proporções elevadas de TEGDMA, por exemplo, em comparação a monômeros principais como o Bis-GMA, aumentam a densidade das ligações C=C e, portanto, a contração (Caldarelli *et al.*, 2011).

Com o intuito de controlar a tensão de polimerização por meio de uma relação mais equilibrada entre áreas livres e áreas aderidas, foram desenvolvidas as técnicas incrementais de inserção. Nessas técnicas, recomenda-se aplicar incrementos de até 2 mm de espessura, o que contribui para reduzir os efeitos adversos da contração e possibilita maior profundidade de polimerização (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024;

Elhejazi *et al.*, 2024). A estratificação favorece a penetração da luz em cada camada, garantindo maior grau de conversão e minimizando tensões internas (Caldarelli *et al.*, 2011). Contudo, em cavidades profundas, o uso de múltiplos incrementos pode tornar-se um procedimento complexo, aumentar o tempo clínico e favorecer a inclusão de bolhas de ar (Abbasi *et al.*, 2018; Meeires *et al.*, 2018; Silva; Silveira; Carneiro, 2019).

Seguindo a evolução dos materiais restauradores, surgiram as resinas *Bulk Fill*, disponíveis no mercado nacional desde 2010. Essas resinas foram desenvolvidas para simplificar a técnica restauradora, permitindo inserção em incrementos únicos de 4 a 5 mm, reduzindo o risco de bolhas internas e minimizando a contração de polimerização (Chesterman *et al.*, 2017; Silva; Silveira; Carneiro, 2019; Bayrak; Yaman-Dosdogru; Selvi-Kuvvetli, 2022). Estima-se que o uso dessas resinas reduz em até 30% o tempo clínico (Caldarelli *et al.*, 2011), o que as torna particularmente vantajosas em pacientes não colaborativos ou em atendimentos odontopediátricos e odontogerátricos (Chesterman *et al.*, 2017).

Essas resinas apresentam boa união ao esmalte e à dentina, independentemente da anatomia da cavidade, e propriedades mecânicas comparáveis às resinas híbridas e nanohíbridas convencionais. Entretanto, possuem maior translucidez devido ao menor teor de carga (44 a 55% em volume), o que favorece a polimerização em profundidade, mas pode comprometer o resultado estético, sobretudo em dentes anteriores ou pré-molares visíveis, nos quais podem apresentar aspecto acinzentado (Chesterman *et al.*, 2017; Silva; Silveira; Carneiro, 2019).

Por conta da maior translucidez, as resinas de incremento único não são indicadas para o procedimento de estratificação, técnica que proporciona resultados estéticos superiores em dentes anteriores. Além disso, a elevada translucidez interfere negativamente na estética, conferindo um aspecto acinzentado às restaurações, o que representa uma limitação para dentes mais visíveis, como os pré-molares (Silva; Silveira; Carneiro, 2019).

As resinas *Bulk Fill* apresentam características que reduzem a tensão de contração de polimerização em mais de 70%, resultado de modificações químicas em seus monômeros (Chesterman *et al.*, 2017; Abbasi *et al.*, 2018). O uso de incrementos mais espessos contribui para diminuir a incorporação de bolhas de ar, favorecendo a formação de uma unidade restauradora mais homogênea. Os fabricantes recorrem a

diferentes estratégias para alcançar polimerização mais profunda e menor estresse de contração, como a inserção de aliviadores de tensão com menor módulo de elasticidade ou de moduladores de polimerização, que interagem com fotoiniciadores, como a canforoquinona, para promover um desenvolvimento mais lento do módulo elástico (Chesterman *et al.*, 2017). Outras estratégias incluem o uso de fotoiniciadores adicionais ou mais eficientes e a redução do teor de carga, o que melhora a transmissão de luz através do compósito (Soares *et al.*, 2017). Essas alterações permitem maior controle da tensão de polimerização, favorecendo o desempenho clínico das restaurações (Meereis *et al.*, 2018). Estudos demonstraram que as resinas *Bulk Fill* reduzem a contração pós-gel, a deformação de cúspides e a tensão de polimerização, ao mesmo tempo em que aumentam a resistência à fratura (Soares *et al.*, 2017).

No mercado, essas resinas estão disponíveis em duas versões: *Bulk Fill flow* e *Bulk Fill* tipo pasta (Silva; Silveira; Carneiro, 2019). As do tipo flow apresentam menor conteúdo de carga, resultando em menor dureza e módulo de elasticidade, mas favorecendo melhor adaptação às paredes cavitárias e menor tensão de polimerização (Soares *et al.*, 2017). No entanto, devido à menor resistência ao desgaste, recomenda-se que a última camada da restauração seja confeccionada com resina composta convencional. Já as resinas *Bulk Fill* tipo pasta possuem maior teor de carga, apresentando consistência viscosa e elevada resistência ao desgaste, podendo ser inseridas diretamente na cavidade sem cobertura adicional. Essas características tornam-nas indicadas para restaurações em cavidades de classes I e II, sendo especialmente úteis em odontopediatria, odontogeriatría e em pacientes especiais por reduzirem o tempo clínico e simplificarem o procedimento restaurador (Chesterman *et al.*, 2017; Arbildo-Vega *et al.*, 2020).

A seleção adequada da resina composta deve considerar suas propriedades mecânicas, entre as quais a dureza se destaca por expressar a resistência ao desgaste superficial. Essas propriedades são determinantes para o sucesso clínico, visto que as restaurações devem suportar as forças mastigatórias sem falhas precoces (Warangkulkasemkit; Pumpaluk, 2019). A dureza também pode ser utilizada como parâmetro indireto para avaliar o grau de conversão dos monômeros, uma vez que maior eficiência na fotopolimerização tende a resultar em maior microdureza superficial e melhores propriedades mecânicas (Barcellos *et al.*, 2011). A adequada

polimerização também reduz a liberação de monômeros residuais, conferindo maior estabilidade de cor e resistência mecânica e ao desgaste (Prochnow *et al.*, 2022).

Para garantir esses resultados, os aparelhos fotopolimerizadores devem emitir luz com irradiância e comprimento de onda compatíveis com o fotoiniciador da resina, além de proporcionar tempo de exposição suficiente para permitir polimerização completa em diferentes profundidades do material (Dobrovolski *et al.*, 2010). Uma irradiância elevada favorece maior grau de conversão dos monômeros e melhor penetração da luz, reduzindo o risco de falhas clínicas decorrentes de polimerização insuficiente.

No contexto laboratorial, diferentes testes são empregados para avaliar as propriedades mecânicas das resinas compostas fotopolimerizáveis. A microdureza superficial, por exemplo, é determinada por meio de uma indentação com ponta de diamante, aplicada sob força e tempo previamente padronizados sobre a superfície do material. A marca resultante é analisada com lentes objetivas acopladas a um microscópio, permitindo a medição precisa de sua extensão e profundidade. Esses ensaios têm como objetivo simular, em condições controladas, as forças às quais os dentes e as restaurações estão submetidos no ambiente bucal. Dentre eles, o teste de microdureza é amplamente utilizado por estimar a resistência ao desgaste e, de forma indireta, o grau de conversão da resina composta (Lopes *et al.*, 2011). O teste de dureza Knoop, especificamente, aplica a técnica de microindentação para avaliar os efeitos de diferentes cargas sobre o material. Entre suas vantagens, destaca-se a possibilidade de testar ampla faixa de durezas apenas variando a carga aplicada. Entretanto, exige que a amostra esteja perfeitamente plana e polida para garantir resultados confiáveis. Os valores obtidos nesse ensaio são expressos em quilogramas por milímetro quadrado (kg/mm^2) (Sakaguchi; Powers, 2012).

3.2 FOTOPOLIMERIZAÇÃO

A fotopolimerização revolucionou os procedimentos restauradores ao substituir a ativação química e oferecer vantagens clínicas relevantes. Entre elas, destacam-se o maior tempo de trabalho e a menor probabilidade de incorporação de bolhas de ar à massa da resina, já que não há necessidade de espatular o material restaurador (Vieira *et al.*, 1998). Nesse contexto, o aparelho fotopolimerizador tornou-se um

instrumento essencial na prática odontológica contemporânea. Desde o surgimento das resinas compostas fotopolimerizáveis, na década de 1970, mais de mil tipos, marcas e modelos desses aparelhos já foram comercializados (Price *et al.*, 2020).

Os primeiros sistemas fotopolimerizadores utilizavam luz ultravioleta (UV) como fonte de ativação, com comprimento de onda entre 340 e 380 nm, resultando em um grande avanço clínico, porém, com pontos negativos como longo tempo de trabalho e irradiação ionizante. Na década de 80, vieram os fotopolimerizadores que emitiam luz visível ou halógena, com maior capacidade de promover polimerização em profundidade (Anusavice; Shein; Rawls, 2013).

Existem quatro tipos principais de aparelhos fotopolimerizadores disponíveis: quartzo-tungstênio-halogênio (QTH), diodo emissor de luz (LED), arco de plasma e laser de argônio. Os aparelhos de arco de plasma e laser de argônio apresentam intensidades extremamente elevadas, o que gera calor excessivo, induz tensões elevadas e podem causar injúrias ao tecido pulpar. Além disso, o alto custo inviabiliza sua ampla adoção, razão pela qual não se consolidaram na prática odontológica (Granadeiro *et al.*, 2021; Baratieri; Monteiro Júnior, 2024). Os tipos mais utilizados são os aparelhos QTH e LED (Dundić *et al.*, 2021). Os primeiros modelos QTH consistiam em uma caixa com lâmpada de quartzo com filamento de tungstênio, capaz de emitir tanto luz ultravioleta quanto luz branca (360-780nm). Para restringir a emissão ao espectro azul ($\approx 470\text{nm}$), essencial para ativar a canforoquinona, era necessário o uso de filtros. Para o aparelho funcionar, uma corrente elétrica atravessava o filamento de tungstênio, como uma resistência, que produzia radiação eletromagnética em forma de luz visível. O calor gerado exigia sistema de ventilação e a transmissão da luz até a ponteira ocorria por fibras ópticas ou meio líquido (gel transmissor). Esse sistema apresentava perdas significativas de energia ao longo do percurso, devido à fragilidade das fibras ópticas ou à contaminação por fungos nos cabos contendo gel. Posteriormente, surgiram os aparelhos QTH em formato de pistola, que posicionavam a fonte de radiação mais próxima da cavidade bucal, reduzindo perdas energéticas, além de apresentarem ergonomia e funcionalidade superiores, disponibilizando maior quantidade de energia para a polimerização (Vieira *et al.*, 1998; Caldarelli *et al.*, 2011). Estes aparelhos geralmente emitem intensidades entre 400 e 800mW/cm², embora alguns modelos ofereçam intensidades variáveis ou progressivas. São compostos por lâmpada de amplo espectro, filtros, refletor, ventilador e ponta condutora de luz

(Sakaguchi; Powers, 2012). Apesar disso, apresentam limitações, como calor excessivo, causando injúrias ao tecido pulpar e vida útil curta, decorrentes da degradação da lâmpada, do refletor ou do filtro. Suas vantagens são baixo custo, boa intensidade, potência e amplo espectro de luz (Dundić *et al.*, 2021; Granadeiro *et al.*, 2021).

Os aparelhos baseados em LEDs substituíram gradativamente os QTH, à medida que superaram limitações das primeiras gerações. Os LEDs iniciais emitiam baixa intensidade de energia, mas apresentavam a vantagem de ter tempo de vida útil maior, não utilizar filtros, emitirem luz azul com pico próximo ao essencial para ativar a canforoquinona, portabilidade e ergonomia (Shortall; Hadis; Plain, 2021). Atualmente, LEDs de segunda geração emitem luz azul (450-490nm) sem necessidade de filtros, sendo mais eficientes energeticamente e com menor geração de calor, são chamados de *monowave*, pois apresentam apenas um LED (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024). A terceira geração de LEDs são os chamados *polywave*, pois apresentam um LED azul central e em torno quatro LEDs violetas, ideias para as resinas com novos fotoiniciadores como a fenilpropodiona (PPD) e o bis-aquil e fosfínico (BAPO), que possuem diferentes comprimentos de onda, agregando uma versatilidade clínica maior. As versões de segunda e terceira geração apresentam maior eficiência energética, menor emissão de calor, preservando as estruturas dentais e diminuindo a sensibilidade pós-operatória, design compacto e ergonômico, alta eficiência de cura e longa durabilidade. Em constante evolução, existem aparelhos fotopolimerizadores atualmente que apresentam LEDs de alta potência com duplo comprimento de onda e irradiância máxima de 2.200 mW/cm², com o objetivo de reduzir significativamente o tempo clínico (Jandt; Mills, 2013; Rueggeberg *et al.*, 2017; Granadeiro *et al.*, 2021).

Os LEDs são recarregáveis por bateria, dispensam substituições frequentes e apresentam irradiância elevada, sem superaquecimento das estruturas dentárias, o que reduz a sensibilidade pós-operatória e a contração de polimerização, podendo apresentar vida útil de até 100.000 horas, ou até mais, dependendo do tempo de uso pelo profissional. Entretanto, variam em especificações técnicas, como tamanho, peso, preço e irradiância (Granadeiro *et al.*, 2021; Prochnow *et al.*, 2022).

A forma de utilização dos fotopolimerizadores influencia diretamente as propriedades físicas, a biocompatibilidade e o sucesso clínico das resinas compostas.

A seleção adequada do fotopolimerizador é um aspecto essencial para a obtenção de resultados clínicos satisfatórios. Os dispositivos mais modernos apresentam o LED localizado na extremidade do aparelho, o que possibilita uma maior aproximação da fonte de luz ao elemento dental e favorece o posicionamento perpendicular em relação à superfície irradiada, condição ideal para uma polimerização eficiente. Os fotopolimerizadores com ponteiros removíveis geralmente possuem um ângulo mais acentuado, o que pode dificultar o acesso em determinadas regiões, especialmente em pacientes com limitações anatômicas. Além disso, o diâmetro da ponteira é outro fator relevante, sendo recomendado que esta sobreponha em, no mínimo, 1 mm a área restaurada, a fim de garantir a adequada exposição de toda a extensão cavitária e, conseqüentemente, assegurar uma fotopolimerização uniforme de toda a superfície do material restaurador. A ausência de conhecimento técnico sobre esses equipamentos frequentemente resulta em fotopolimerizações insuficientes, com fornecimento inadequado de energia ou utilização de comprimentos de onda incompatíveis com os fotoiniciadores presentes no material (Reis *et al.*, 2017; Price *et al.*, 2020). Além da redução das propriedades físico-químicas, uma polimerização ineficiente aumenta a suscetibilidade da restauração à sorção de água e à dissolução de monômeros residuais, comprometendo seu desempenho clínico. Entre as propriedades avaliadas em função da qualidade da fotopolimerização, a microdureza destaca-se como uma das mais aferidas, pois constitui o melhor indicador indireto do grau de conversão monomérica (Reis *et al.*, 2017).

Para que a fotopolimerização seja satisfatória, o aparelho fotopolimerizador deve manter níveis elevados de intensidade luminosa e estabilidade durante a emissão da luz azul. Assim, a escolha de equipamentos com emissão estável e monitoramento constante de irradiância é fundamental para a obtenção de resultados clínicos previsíveis e duradouros (Prochnow *et al.*, 2022). Entre os diversos fatores que afetam a eficiência da polimerização, a unidade fotopolimerizadora constitui a principal variável extrínseca que influencia diretamente as propriedades finais da resina composta. Durante o processo, condições como compatibilidade do comprimento de onda, intensidade luminosa adequada e tempo de exposição tornam-se fundamentais para a correta transmissão da luz (Price *et al.*, 2020).

O processo inicia-se quando o fotoiniciador presente na resina absorve quantidade suficiente de fótons, o que induz a formação de radicais livres. Esses

radicais rompem as ligações duplas C=C nas extremidades dos monômeros, promovendo a formação de ligações covalentes simples C-C e, assim, originando cadeias poliméricas (Anusavice; Shein; Rawls, 2013). Para alcançar níveis adequados de conversão, o cirurgião-dentista deve conhecer as características do material restaurador que utiliza, especialmente quanto ao tipo de fotoiniciador presente na formulação. Esse conhecimento garante a escolha de uma fonte de luz compatível e impacta diretamente o sucesso clínico das restaurações em resina composta (Alvim *et al.*, 2007).

A irradiância emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores constitui um fator determinante para o sucesso clínico das restaurações em resina composta. Além do controle da umidade e do uso de técnicas incrementais adequadas, a escolha de uma unidade fotopolimerizadora que forneça irradiância suficiente é fundamental para garantir a polimerização eficaz do material restaurador (Rueggeberg *et al.*, 2017).

A irradiância corresponde à intensidade luminosa emitida pelo fotopolimerizador e é expressa em miliwatts por centímetro quadrado (mW/cm^2). Esse valor é obtido a partir da divisão da potência radiante total (mW) pela área da seção transversal da ponteira óptica do aparelho (Price *et al.*, 2020). Para a adequada conversão dos monômeros resinosos, recomenda-se irradiância mínima de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ (Silva *et al.*, 2023). A mensuração desse parâmetro é realizada por meio de radiômetros odontológicos, dispositivos equipados com sensores capazes de quantificar a emissão radiante dos fotopolimerizadores.

O tempo de fotoativação sugerido pelos fabricantes é geralmente estabelecido em condições laboratoriais ideais, com a ponteira posicionada a 0,0mm da superfície do material restaurador. Contudo, na prática clínica, essa condição raramente é alcançada, e o afastamento da ponteira reduz significativamente a irradiância recebida pelo material. Esse fenômeno segue a relação inversa ao quadrado da distância: ao afastar a ponteira 2 mm, a intensidade luminosa pode diminuir até quatro vezes (Baratieri; Monteiro Júnior, 2024). Uma estratégia para compensar essa redução consiste em prolongar o tempo de exposição, de modo a manter a energia total entregue à resina composta (Aravamudhan; Rakowski; Fan, 2006).

Diversos fatores interferem na estabilidade da irradiância, como o desgaste natural dos componentes internos do aparelho, a acumulação de resíduos na ponteira óptica e o número de ciclos de recarga em aparelhos com bateria (Dundić *et al.*, 2021).

O acúmulo de detritos, especialmente em unidades mais antigas, compromete a transmissão da luz e reduz a eficiência do processo de polimerização (Rueggeberg *et al.*, 2017).

Outro aspecto importante é a compatibilidade espectral entre a emissão luminosa do aparelho e os fotoiniciadores presentes nas resinas compostas. A canforoquinona, fotoiniciador mais utilizado, é ativada pela luz azul em torno de 468 nm. Entretanto, materiais estéticos atuais incorporam fotoiniciadores alternativos, cuja ativação ocorre em comprimento de onda mais curtos, entre 380 e 410 nm. Assim, aparelhos LED de pico único, com emissão abaixo de 420 nm, podem não ativar eficientemente esses componentes, resultando em polimerização incompleta. Nessas situações, embora a superfície da restauração apresente rigidez aparente, o interior pode permanecer com baixo grau de conversão, comprometendo as propriedades físico-químicas do material (Price *et al.*, 2020).

Além da eficiência, deve-se considerar a segurança. A exposição direta à luz emitida pelos fotopolimerizadores pode causar lesões na retina, sendo obrigatório o uso de escudos ou óculos protetores de cor laranja por profissionais, auxiliares e pacientes (Sakaguchi; Powers, 2012; Anusavice; Shein; Rawls, 2013).

O controle da contaminação cruzada também é indispensável. Ponteiras removíveis e autoclaváveis oferecem maior segurança, mas a autoclavagem repetida pode danificar fibras ópticas e reduzir a intensidade luminosa. Alternativamente, filmes plásticos descartáveis podem ser utilizados como barreiras de proteção, desde que sejam transparentes e aplicados corretamente para evitar dobras e bolhas de ar. Ressalta-se que tais barreiras podem reduzir a irradiância em até 40%, embora os valores geralmente permaneçam dentro dos limites clínicos recomendados (Price *et al.*, 2020; Procópio *et al.*, 2021).

Dessa forma, a eficácia da fotoativação depende não apenas da intensidade luminosa do equipamento, mas também de variáveis como distância da ponteira, tempo de exposição, perfil espectral da emissão, integridade da ponteira e condições de uso e manutenção do aparelho. A escolha e o correto manejo das unidades fotopolimerizadoras, aliados ao conhecimento sobre suas limitações, constituem aspectos essenciais para o êxito e a longevidade das restaurações em resina composta.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção, descrevem-se detalhadamente os materiais e métodos utilizados para avaliar o impacto de danos presentes em diferentes ponteiros de um LED fotopolimerizador sobre sua potência e irradiância e sobre a microdureza Knoop das superfícies de topo e base de resinas compostas nanoparticuladas convencional e *Bulk Fill*.

Dessa forma, este capítulo organiza-se nas seguintes subseções: seleção das ponteiros do LED, microdureza Knoop, termociclagem, irradiância e análise de dados.

4.1 SELEÇÃO DAS PONTEIRAS DO LED

As ponteiros de um LED fotopolimerizador (Optilight, Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 1) com danos físicos aparentes em suas superfícies foram identificadas e coletadas para análises na Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da UFJF, após autorização prévia da administração desta Unidade. Ao todo, quatro ponteiros foram identificadas, selecionadas e distribuídas em diferentes grupos experimentais, descritos a seguir, de acordo com o nível de integridade das suas superfícies (Figura 2):

- **Grupo C-controle:** ponteira em excelente estado, íntegra, destinada exclusivamente a testes laboratoriais;
- **Grupo PD:** ponteira pouco danificada, com sinais mínimos de desgaste;
- **Grupo D:** ponteira danificada, apresentando materiais aderidos e pequenas fraturas ou lascamentos em sua superfície;
- **Grupo MD:** ponteira muito danificada, com acúmulo de material aderido e fraturas ou lascamentos de maior dimensão.

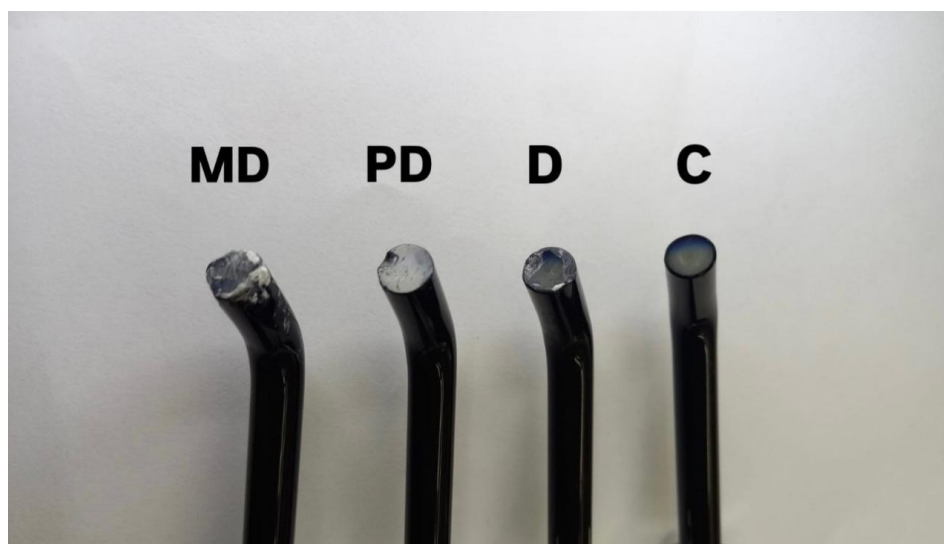
A Figura 1 apresenta o LED utilizado para a fotopolimerização das amostras desta pesquisa em todos os grupos, caracterizado por um único LED posicionado no interior do corpo do aparelho, sobre o qual as diferentes ponteiros ilustradas na Figura 2, as quais caracterizam-se por um vidro escuro contendo fibras ópticas para condução do feixe de luz emitido, eram acopladas para a efetivação da fotopolimerização das amostras de resina composta de cada grupo citado acima.

Figura 1 – LED fotopolimerizador Optilight



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 2 – Ponteiros do LED empregadas em cada grupo (C, PD, D e MD)



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

4.2 MICRODUREZA KNOOP

Foram confeccionadas 10 amostras cilíndricas padronizadas, contendo 6mm de diâmetro e 4mm de espessura (6mm x 4mm), de cada resina composta nanoparticulada apresentada no Quadro 1 para cada grupo de ponteiros do LED (C, PD, D e MD), apresentados no Quadro 2. Todas as amostras foram confeccionadas em matriz pré-fabricada em borracha (Odeme, SC, Brasil) (Figuras 3 a 9), perfazendo um total de 80 amostras de resinas compostas.

Quadro 1 – Resinas compostas nanoparticuladas convencional e *Bulk Fill*

Material	Características	Fabricante
3M™ Filtek™ Z350 XT (Z350XT)	Cor A2E Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Sílica/Zircônia - Lote 2334800929	Solventum
3M™ Filtek™ One Bulk Fill (One Bulk Fill)	Cor A2 AFM, AUDMA, UDMA Sílica/Zircônia - Lote 2316800083	Solventum

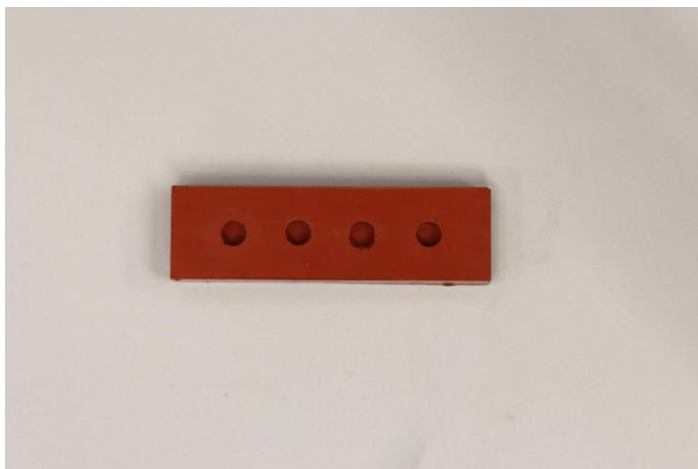
Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Quadro 2 – Número de amostras de cada resina composta testada por grupo de ponteira LED

Resina Composta	Grupo de Ponteira LED	N
3M™ Filtek™ Z350 XT	C	(n=10)
	PD	(n=10)
	D	(n=10)
	MD	(n=10)
3M™ Filtek™ One Bulk Fill	C	(n=10)
	PD	(n=10)
	D	(n=10)
	MD	(n=10)

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Figura 3 – Matriz em borracha



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 4 – Confeção das amostras da Resina Filtek Z 350 XT pela técnica incremental



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 5 – Confeção das amostras da Resina Filtek *One Bulk Fill* pela técnica do incremento único



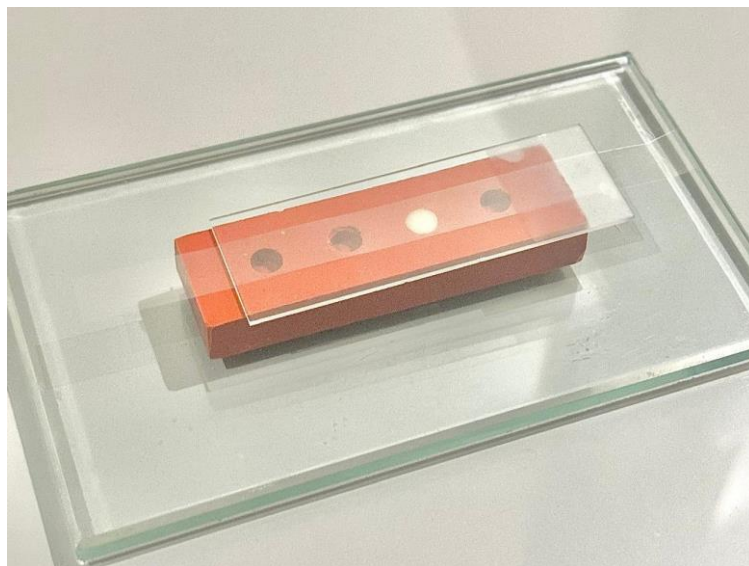
Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 6 – Posicionamento da tira de poliéster



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 7 – Posicionamento da lâmina de vidro



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 8 – Fotopolimerização da amostra



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 9 – Amostras de cada grupo de resina/ponteira acondicionadas em recipientes à prova de luz



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

As amostras da resina Z350 XT foram confeccionadas seguindo-se a técnica incremental. Uma espátula Suprafill 2 (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil) foi empregada para inserir e acomodar o primeiro incremento de 2mm de espessura desta resina na matriz, o qual foi fotoativado por 20s com o LED Optilight (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil), e, em seguida, mais 2mm da resina foram aplicados até preencher todo o espaço da matriz, a qual foi coberta por uma tira de poliéster (Preven, Guapirama, PR, Brasil) seguida por uma lâmina de vidro (Precision Glass Line, China). Pressão digital foi aplicada por 10s sobre a lâmina de vidro para evitar bolhas e irregularidades na amostra. Posteriormente, realizou-se nova fotoativação por 20s, posicionando a ponta do LED perpendicularmente à superfície da tira de poliéster e centralizada com o diâmetro da amostra.

As amostras da resina *One Bulk Fill* foram confeccionadas inserindo-se a resina à matriz em incremento único de 4mm de espessura, sobre a qual, uma tira de poliéster seguida por uma lâmina de vidro, foram posicionadas e submetidas à pressão digital por 10s, antes da fotoativação por 20s, utilizando-se o mesmo aparelho LED, sob as mesmas condições de fotoativação como supracitado.

O LED foi mantido sob carga máxima de sua bateria para todos os ciclos de fotoativação empregados.

Ao final da fotopolimerização, as 10 amostras de cada grupo combinado de resina/ponteira foram imediatamente inseridas em recipientes à prova de luz (Figura 9) e mantidos em estufa bacteriológica (Nova Ética, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil), a 37°C e 100% de umidade, por sete dias. Posteriormente, suas superfícies receberam acabamento e polimento com lixas d'água sequenciais (400, 600 e 1.200), utilizando-se uma lixadeira politriz (Fortrel, São Paulo, SP, Brasil).

Todas as amostras foram submetidas à análise da microdureza Knoop sobre ambas suas superfícies de topo e base. Para esta análise, utilizou-se um microdurômetro digital (Shimadzu, Japão) (Figura 10) disponível no Laboratório Integrado de Pesquisas Odontológicas da Faculdade de Odontologia da UFJF.

Registrou-se a microdureza Knoop das superfícies de topo e base de cada amostra a partir da média de cinco indentações (kgf/cm^2): uma central e quatro periféricas, posicionadas a 2mm do ponto central. Aplicou-se carga de 50g por 15s em cada indentação.

Após esta análise inicial da microdureza Knoop, as amostras foram submetidas ao envelhecimento laboratorial por termociclagem. Ao final de 10.000 ciclos térmicos, a microdureza Knoop das superfícies de topo e base foi reanalisada, utilizando-se os mesmos parâmetros empregados na análise inicial.

Figura 10 – Microdurômetro digital



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

4.3 TERMOCICLAGEM

O envelhecimento das amostras por termociclagem foi empregado com o objetivo de reproduzir *in vitro* as variações de temperatura e umidade que ocorrem na cavidade oral constantemente. Para isto, utilizou-se a termocicladora Ethik (Ethik Technology, São Paulo, Brasil), na qual as amostras foram submetidas a 10.000 ciclos térmicos (Figura 11). Cada ciclo estava completo após as amostras permanecerem por 30s em cada temperatura média de 5°C e 55°C e serem transferidas entre as diferentes temperaturas por 10s.

Figura 11 – Termocicladora



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

4.4 ANÁLISE DA POTÊNCIA E IRRADIÂNCIA DO LED

Nesta pesquisa também foi analisada a potência radiante e a irradiância total do LED acoplado a cada uma das ponteiros identificadas como grupo C, PD, D e MD, por meio do espectrorradiômetro (Figura 12) Power Meter Model 1936-C (Newport Corporation, Irvine, CA, EUA), utilizado em parceria com o Laboratório de Eletrônica Orgânica (LEO), do Grupo de Nanociências e Nanotecnologia (Nano), vinculado ao Departamento de Física do Instituto de Ciências Exatas da UFJF. Para esta análise, utilizou-se o mesmo LED Optilight (corpo e base), alternando-se apenas as quatro ponteiros correspondentes aos grupos C, PD, D e MD. Três aferições da potência luminosa foram realizadas ao longo de 20s, sequencialmente, com cada ponteira acoplada. O modo de emissão da luz pré-programado e selecionado no fotopolimerizador LED para a condução da fotoativação, tanto para esta análise quanto para o preparo das amostras para a análise da microdureza Knoop, foi aquele tradicional, com emissão constante de sua potência ao longo dos 20s de um ciclo de

fotoativação. Os dados gerados pelo espectroradiômetro digital em mW (potência) foram organizados e arquivados como pontos numéricos em planilhas do programa Microsoft Excel. A irradiância foi calculada em mW/cm², considerando o diâmetro das ponteiros do LED e a área irradiada por elas. Gráficos foram gerados considerando-se a potência e a irradiância do LED durante um ciclo total de fotoativação por 20s.

Figura 12 – Ponteira do LED posicionada sobre o espectroradiômetro para verificação da potência (mW)



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

4.5 ANÁLISE DE DADOS

Os dados de média e desvio padrão da microdureza Knoop analisada em ambas as superfícies de topo e base das amostras de cada grupo associado de resina composta-ponteira do LED, antes e após a termociclagem, foram inicialmente descritos e, posteriormente, comparados utilizando-se ANOVA dois critérios de medidas repetidas ($\alpha = 0,05$), seguido pelo teste complementar de múltiplas comparações de Tukey ($\alpha = 0,05$), considerando-se a probabilidade de 5% de erro tipo alfa. Foi utilizado o programa estatístico Jamovi (The Jamovi Project, 2025), versão 2.6.26.

Ainda, os valores médios da KHN de cada grupo foram submetidos ao cálculo da razão base/topo (B/Trazão), tanto para a análise realizada antes quanto para aquela realizada posteriormente à termociclagem, a fim de verificar a efetividade de fotoativação do LED, mediante diferentes ponteiras para distribuição da sua luz, desde a superfície de topo até a base das resinas compostas avaliadas neste estudo (Sampaio *et al.*, 2024; Torres *et al.*, 2024).

Os dados da potência (mW) e irradiância (mW/cm²) foram submetidos à ANOVA de único fator e teste *post-hoc* de Tukey ($\alpha = 0,05$).

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DA MICRODUREZA KNOOP (KHN)

A Tabela 1 descreve os valores de média e desvio-padrão da análise da microdureza Knoop (KHN) das resinas compostas *One Bulk Fill* e Z350 XT, em ambas suas superfícies de topo e base, antes e após a termociclagem.

Tabela 1 – Descrição da média e desvio padrão (\pm DP) da microdureza Knoop avaliada antes e após a termociclagem, ANOVA e teste *post hoc* de Tukey

Resina Composta/Ponteira	Microdureza Knoop (KHN; kgf/cm ²)			
	Baseline		Após termociclagem	
	Topo	Base	Topo	Base
<i>One Bulk Fill</i> /C (n = 10)	66,4 (\pm 9,72) ^A	56,6 (\pm 14,00) ^A	62,1 (\pm 12,20) ^A	54,4 (\pm 12,50) ^A
<i>One Bulk Fill</i> /PD (n = 10)	67,6 (\pm 2,15) ^A	53,0 (\pm 2,52) ^B	66,4 (\pm 4,75) ^A	56,6 (\pm 4,66) ^A
<i>One Bulk Fill</i> /D (n = 10)	55,8 (\pm 6,09) ^A	45,5 (\pm 4,23) ^A	54,5 (\pm 5,24) ^A	45,8 (\pm 7,43) ^A
<i>One Bulk Fill</i> /MD (n = 10)	53,8 (\pm 6,99) ^A	47,3 (\pm 5,33) ^A	53,9 (\pm 6,69) ^A	41,7 (\pm 4,60) ^A
Z350 XT/C (n = 10)	109,0 (\pm 11,30) ^{A*}	97,2 (\pm 13,00) ^A	91,5 (\pm 8,24) ^{A*}	84,6 (\pm 10,20) ^A
Z350 XT/PD (n = 10)	76,3 (\pm 7,20) ^A	64,4 (\pm 8,44) ^A	72,3 (\pm 3,20) ^A	63,4 (\pm 4,97) ^A
Z350 XT/D (n = 10)	65,6 (\pm 9,02) ^A	48,4 (\pm 8,09) ^B	72,0 (\pm 2,52) ^A	57,7 (\pm 4,68) ^B
Z350 XT/MD (n = 10)	56,4 (\pm 7,98) ^A	40,8 (\pm 5,20) ^{B*}	66,2 (\pm 5,61) ^A	61,4 (\pm 6,38) ^{A*}

Letras maiúsculas idênticas significam ausência de diferenças estatísticas significativas em uma mesma linha, considerando-se um único momento de análise separadamente, *baseline* ou após termociclagem. *significa diferença estatística influenciada pela termociclagem em uma mesma superfície de resina composta, considerando-se a mesma ponteira de fotoativação (mesma linha).

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre a KHN observada nas superfícies de topo e de base da resina *One Bulk Fill* fotoativada com as ponteiras C, D e MD do LED, antes e após a termociclagem ($p > 0,05$). Entretanto, ao ser fotoativada com a ponteira PD, a KHN observada em sua superfície de topo foi estatisticamente superior à de sua base ($p = 0,039$) na análise inicial, não havendo tal diferença entre as duas superfícies deste mesmo grupo após a termociclagem ($p =$

0,364). Quando comparadas as superfícies de topo e base da resina Z350 XT, considerando-se o mesmo grupo de ponteira de LED utilizado para a fotoativação, observou-se maior KHN na superfície de topo do grupo fotoativado pela ponteira D ($p = 0,003$) e MD ($p = 0,01$) na análise inicial e pela ponteira D ($p = 0,005$) após a termociclagem (Tabela 1).

A termociclagem não influenciou significativamente os resultados da KHN de superfície em ambas as regiões de topo e base da resina *One Bulk Fill* ($p > 0,05$), considerando-se todos os grupos de ponteiros do LED utilizadas para a fotoativação (C, PD, D e MD). Entretanto, a termociclagem ocasionou aumento da KHN da superfície de base da resina Z350 XT quando sua fotoativação se deu por meio da ponteira muito danificada (MD) ($p < 0,001$), bem como, redução da KHN de sua superfície de topo quando a fotoativação foi realizada por meio da ponteira controle (C) ($p = 0,002$) (Tabela 1).

Embora a KHN nas superfícies da resina Z350 XT tenha apresentado uma tendência de superioridade quando comparada à KHN da resina *One Bulk Fill*, esta diferença somente ocorreu de maneira significativa quando suas amostras foram fotoativadas com as ponteiros do grupo C-controle ($p < 0,001$), em ambas as superfícies de topo e base e em ambos os períodos de análise, anterior e posterior à termociclagem (Tabela 2). Esta mesma diferença pode ser observada, após a termociclagem, para a superfície de base quando as resinas foram fotoativadas com a ponteira MD ($p < 0,001$) e para a superfície de topo quando as resinas foram fotoativadas com as ponteiros D ($p < 0,001$) e MD ($p = 0,044$) (Tabela 2).

Tabela 2 – Descrição da média e desvio padrão (\pm DP) da microdureza Knoop avaliada antes e após a termociclagem, ANOVA, teste *post hoc* de Tukey e razão base/topo

Resina Composta/ Ponteira	Microdureza Knoop (KHN; kgf/cm ²)					
	Baseline			Após termociclagem		
	Topo	Base	Razão Base/Topo	Topo	Base	Razão Base/Topo
<i>One Bulk Fill</i> /C (n = 10)	66,4 ($\pm 9,72$) ^{Aa}	56,6 ($\pm 14,0$) ^{Aa}	0,85	62,1 ($\pm 12,20$) ^{Aa}	54,4 ($\pm 12,50$) ^{Aa}	0,87
<i>One Bulk Fill</i> /PD (n = 10)	67,6 ($\pm 2,15$) ^{Aa}	53,0 ($\pm 2,52$) ^{Aa}	0,80	66,4 ($\pm 4,75$) ^{Aa}	56,6 ($\pm 4,66$) ^{Aa}	0,85
<i>One Bulk Fill</i> /D (n = 10)	55,8 ($\pm 6,09$) ^{Aa}	45,5 ($\pm 4,23$) ^{Aa}	0,81	54,5 ($\pm 5,24$) ^{Aa}	45,8 ($\pm 7,43$) ^{Aa}	0,84
<i>One Bulk Fill</i> /MD (n = 10)	53,8 ($\pm 6,99$) ^{Aa}	47,3 ($\pm 5,33$) ^{Aa}	0,87	53,9 ($\pm 6,69$) ^{Ab}	41,7 ($\pm 4,60$) ^{Ab}	0,80
Z350 XT/C (n = 10)	109,0 ($\pm 11,30$) ^{Ba}	97,2 ($\pm 13,0$) ^{Ba}	0,89	91,5 ($\pm 8,24$) ^{Ba}	84,6 ($\pm 10,20$) ^{Ba}	0,92
Z350 XT/PD (n = 10)	76,3 ($\pm 7,20$) ^{Ab}	64,4 ($\pm 8,44$) ^{Ab}	0,84	72,3 ($\pm 3,20$) ^{Ab}	63,4 ($\pm 4,97$) ^{Ab}	0,87
Z350 XT/D (n = 10)	65,6 ($\pm 9,02$) ^{Ab}	48,4 ($\pm 8,09$) ^{Ac}	0,73	72,0 ($\pm 2,52$) ^{Ab}	57,7 ($\pm 4,68$) ^{Bb}	0,80
Z350 XT/MD (n = 10)	56,4 ($\pm 7,98$) ^{Ac}	40,8 ($\pm 5,20$) ^{Ac}	0,72	66,2 ($\pm 5,61$) ^{Bb}	61,4 ($\pm 6,38$) ^{Bb}	0,92

Letras maiúsculas idênticas significam ausência de diferenças estatísticas significativas na mesma coluna, considerando-se o mesmo grupo de ponteira do LED e diferentes grupos de resinas compostas em comparação. Letras minúsculas idênticas significam ausência de diferenças estatísticas significativas na mesma coluna, comparando-se o impacto de danos das diferentes ponteiras do LED na KHN da mesma resina composta. Valores de razão base/topo identificados na cor vermelha representam valores limites ou inferiores aos satisfatórios.

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Ao se considerar o impacto de diferentes níveis de danos presentes nas ponteiras do LED sobre a KHN de superfície da resina *One Bulk Fill*, foi possível observar que quando a resina foi fotoativada por meio da ponteira MD, houve uma redução significativa da sua KHN em relação à quando fotoativada por meio da ponteira PD, em ambas as superfícies de base ($p = 0,002$) e topo ($p = 0,039$), após a termociclagem, indicando um impacto negativo da amplitude do dano presente na ponteira do LED sobre a microdureza da resina composta *Bulk Fill*. Este efeito foi ainda mais expressivo e impactante na resina nanoparticulada Z350 XT, a qual apresentou KHN significativamente inferior quando fotoativada por meio das ponteiras PD, D e MD comparadas à ponteira C-controle ($p < 0,001$), em ambas suas superfícies de topo e base, e em ambos os períodos de análise. A ponteira (C) possibilitou a maior KHN

na resina Z350 XT, em ambas suas superfícies. Também houve redução significativa da KHN desta resina, em sua superfície de base, quando fotoativada por meio da ponteira MD ($p < 0,001$) e D ($p = 0,010$) quando comparada à ponteira PD e, em sua superfície de topo, quando fotoativada por meio da ponteira MD comparada à ponteira PD ($p < 0,001$), na análise inicial. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de ponteiras PD, D e MD para a KHN da resina Z350 XT após a termociclagem ($p > 0,05$) (Tabela 2).

Ao se analisar a razão da KHN entre a superfície de base e topo nos diferentes grupos de resina composta e de ponteiras do LED testadas, os valores variaram de 0,72 para a resina Z350 XT fotoativada com a ponteira MD, antes da termociclagem, até 0,92 para a mesma resina fotoativada com as ponteiras C e MD, após a termociclagem. O valor mínimo sugerido para uma efetiva fotopolimerização baseado na razão base/topo da KHN é 0,8 (Sampaio et al., 2024; Torres et al., 2024). As ponteiras D e MD do LED se mostraram ineficazes para uma fotoativação efetiva desde o topo até a base da resina composta nanoparticulada Z350 XT, exibindo razão de 0,73 e 0,72, respectivamente, anteriormente à termociclagem. Permaneceram no limite da razão 0,8 o grupo da ponteira D para a resina Z350 XT, após a termociclagem, e a ponteira PD na resina *One Bulk Fill*, antes da termociclagem. O aumento da razão de 0,85 para 0,87 na resina *One Bulk Fill* e de 0,89 para 0,92 na Z350 XT fotoativadas por meio da ponteira C indica estabilidade da sua propriedade mecânica na superfície perante o envelhecimento térmico. Nos grupos fotoativados pela ponteira PD, os valores também se elevaram após a termociclagem, com destaque para a resina *One Bulk Fill*, cujo aumento de 0,80 para 0,85 indicou leve aumento de microdureza superfície de base em relação ao topo. Resultados semelhantes foram observados na resina Z350 XT, ainda que em menor magnitude (Tabela 2).

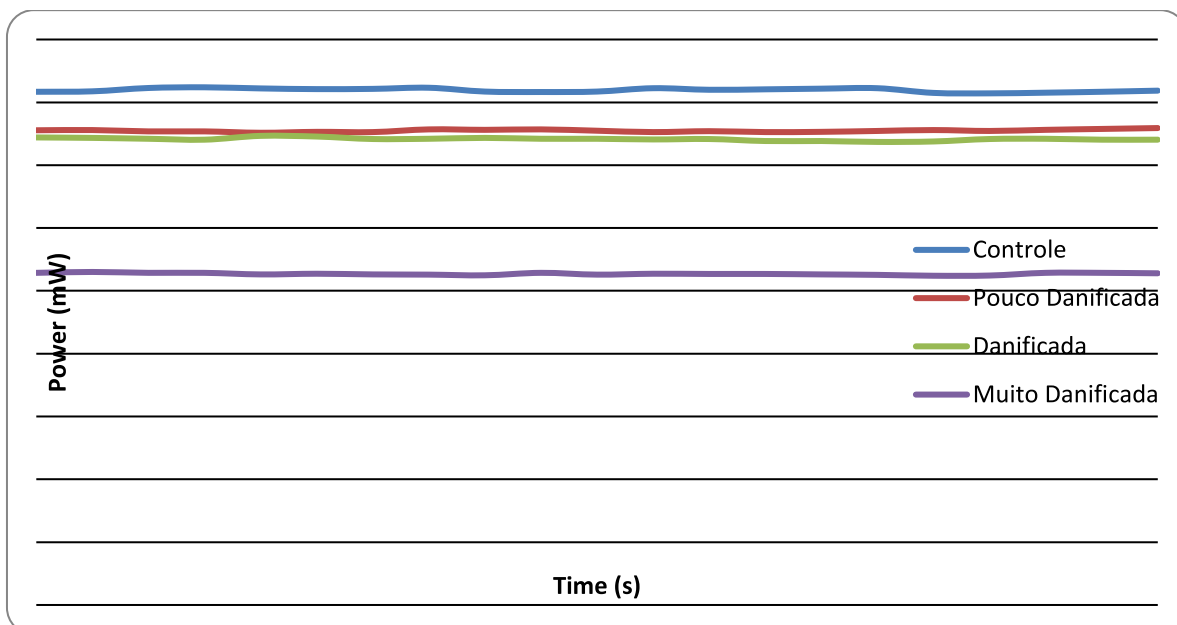
Nos grupos fotoativados pela ponteira D, verificou-se comportamento semelhante, a razão aumentou de 0,81 para 0,84 na resina *One Bulk Fill* e de 0,73 para 0,80 na Z350 XT, sugerindo que a termociclagem não comprometeu a relação entre as superfícies e, em alguns casos, contribuiu para reduzir diferenças de microdureza. Vale ressaltar que este grupo da resina Z350 XT fotoativado por meio da ponteira D apresentou valores no limite do nível aceitável de 0,80 e é o grupo que apresentou diferença estatisticamente significativa entre a KHN de sua superfície de topo e de base, antes ($p = 0,005$) e após a termociclagem ($p = 0,003$) (Tabela 2).

Por outro lado, os grupos fotoativados pela ponteira MD apresentaram respostas distintas entre os materiais. Enquanto a resina *One Bulk Fill* demonstrou redução da razão base/topo após a termociclagem (de 0,87 para 0,80), a Z350 XT registrou aumento expressivo (de 0,72 para 0,92). Este resultado evidencia que o desempenho frente ao envelhecimento térmico pode variar conforme a composição e as características microestruturais das resinas compostas.

5.2 ANÁLISE DA POTÊNCIA E IRRADIÂNCIA DO LED

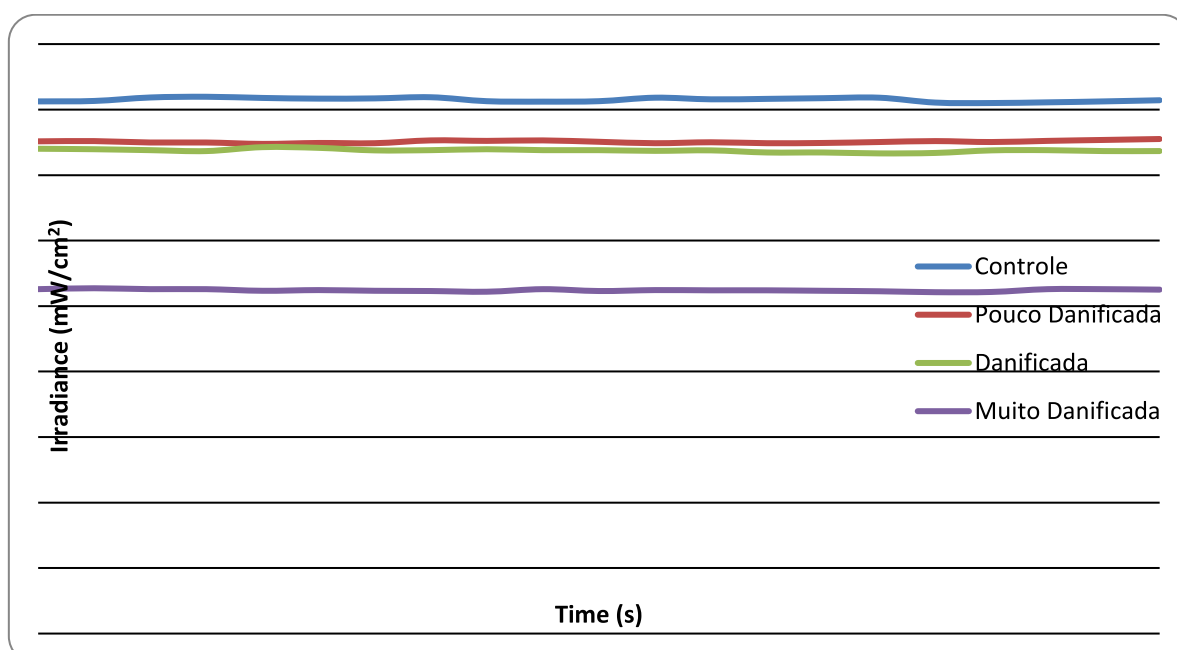
Os Gráficos 1 e 2 ilustram as diferenças de potência e irradiância da luz emitida pelo LED por meio das ponteiras acopladas ao aparelho contendo danos em suas superfícies. É evidente a redução gradual da potência e da irradiância do LED à medida que a extensão do dano físico presente na superfície de sua ponteira luminosa aumenta. A análise descritiva dos dados da potência e irradiância coletados a partir dos pontos gerados por um espectroradiômetro enquanto o LED irradiava luz por um ciclo de fotoativação de 20s ininterruptos, acoplado às diferentes ponteiras, encontram-se apresentados na Tabela 2.

Gráfico 1 – Potência da luz emitida pelo LED por meio das ponteiros dos grupos C (controle), PD (pouco danificada), D (danificada) e MD (muito danificada) em 20s de fotoativação



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Gráfico 2 – Irradiância emitida pelo LED por meio das ponteiros dos grupos C (controle), PD (pouco danificada), D (danificada) e MD (muito danificada) em 20s de fotoativação



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Tabela 3 – Análise descritiva e estatística da potência (mW) e irradiância (mW/cm²)

Ponteiras do LED	Potência (mW)	Irradiância (mW/cm ²)	p-valor
Controle (C)	410 (± 1,53) A	815 (± 3,04) A	p < 0.001
Pouco danificada (PD)	377 (± 0,97) B	751 (± 1,94) B	
Danificada(D)	371 (± 1,20) C	738 (± 2,38) C	
Muito danificada (MD)	263 (± 0,83) D	524 (± 1,65) D	

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

*Letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística significativa entre as linhas de uma mesma coluna da tabela.

6 DISCUSSÃO

Ao longo das últimas décadas, as resinas compostas fotopolimerizáveis passaram por um notável processo de evolução, caracterizado pelo aprimoramento de suas propriedades físico-químicas e mecânicas, bem como pela simplificação das técnicas restauradoras. Atualmente, esses materiais podem ser classificados, de forma geral, em resinas compostas convencionais, aplicadas pela técnica incremental, e em resinas do tipo *Bulk Fill*, que permitem a inserção de um único incremento de maior espessura, podendo alcançar até 5mm. As resinas compostas fotopolimerizáveis consolidaram-se como os materiais restauradores mais utilizados na clínica odontológica (Sampaio *et al.*, 2024; Strini *et al.*, 2022). Em decorrência dessa ampla utilização, torna-se necessária a realização de estudos clínicos e laboratoriais voltados à avaliação de suas propriedades e de seu desempenho.

Entre as propriedades das resinas compostas, destaca-se a dureza de superfície, uma vez que o ensaio de microdureza permite avaliar, de forma indireta, o grau de conversão dos monômeros, assim como a resistência ao desgaste, fatores diretamente relacionados à durabilidade do material. Dessa forma, assegurar valores adequados de microdureza em restaurações confeccionadas com resinas compostas fotopolimerizáveis é fundamental, o que torna indispensável sua análise para garantir a longevidade clínica dos procedimentos restauradores (Alzraikat *et al.*, 2018; Sampaio *et al.*, 2024; Silva; Silveira; Carneiro, 2019).

A variabilidade no desempenho das resinas compostas fotopolimerizáveis observada na literatura pode ser atribuída, principalmente, às diferenças entre fabricantes, relacionadas às modificações na composição química, ao tipo e à quantidade de carga inorgânica, bem como às condições de fotopolimerização empregadas. Nesse contexto, a razão entre a microdureza da base e a do topo da amostra tem sido amplamente utilizada como critério confiável para avaliar a efetividade da fotoativação, sendo um indicador indireto da eficiência de polimerização em profundidade. Como a microdureza apresenta correlação positiva com o grau de conversão, a comparação entre superfícies permite avaliar a uniformidade da cura ao longo do incremento. A utilização base/topo, em vez de valores absolutos, minimiza variações inerentes às diferentes formulações resinosas e protocolos experimentais, preconizado um valor mínimo de 0,80 para indicar polimerização adequada em toda a

espessura do incremento. Valores inferiores a esse limiar sugerem comprometimento da conversão dos monômeros nas regiões mais profundas do material, o que pode impactar negativamente o desempenho mecânico e a longevidade clínica das restaurações (Sampaio *et al.*, 2024; Torres *et al.*, 2024).

No estudo apresentado, a razão base/topo das resinas fotoativadas pela ponteira do grupo controle apresentou valores satisfatórios ($>0,80$), o que sugere que ambas as resinas nanoparticuladas investigadas poderiam ser utilizadas com segurança em restaurações clínicas. Entretanto, as amostras fotopolimerizadas pelas ponteiras danificada (D) e muito danificada (MD) mostraram-se ineficazes para uma fotoativação adequada da resina composta nanoparticulada Z350 XT em toda a sua espessura, apresentando razões de 0,73 e 0,72, respectivamente, na avaliação inicial. Após a termociclagem, o grupo da ponteira D apresentou aumento da microdureza, atingindo o limite da razão de 0,80. A termociclagem também promoveu aumento da dureza Knoop (KHN) na superfície de base da resina Z350 XT quando a fotoativação ocorreu por meio da ponteira muito danificada (MD) ($p < 0,001$), bem como redução da KHN na superfície de topo quando a fotoativação foi realizada com a ponteira controle (C) ($p = 0,002$).

Após a termociclagem, alterações nos valores de microdureza das resinas compostas podem ocorrer em decorrência de rearranjos estruturais induzidos pelas variações térmicas repetidas. A redução da microdureza geralmente associa-se à degradação hidrolítica da matriz resinosa, à absorção de água e à fadiga na interface matriz-carga, comprometendo a integridade estrutural do material. Por outro lado, o aumento da microdureza pode ser explicado pela continuidade da polimerização pós-cura, favorecida pelo aquecimento cíclico, que promove maior mobilidade molecular e possibilita a conversão adicional dos monômeros.

Baltacioğlu *et al.* (2024) avaliaram a microdureza por meio da resistência ao desgaste de resinas convencionais e *Bulk Fill*, utilizando scanner intraoral e software de análise tridimensional, e destacaram a complexidade da avaliação dessa propriedade em razão da variabilidade de fatores intervenientes, como o aparelho fotopolimerizador, a carga inorgânica e a termociclagem. Apesar disso, os autores não observaram diferenças significativas entre os valores de resistência ao desgaste das resinas testadas. Em contrapartida, Lima *et al.* (2023) observaram aumento dos valores de microdureza após a termociclagem, enquanto Imtiaz *et al.* (2022) e Taskeen

et al. (2022) relataram diminuição de outras propriedades, como a resistência à flexão e aumento da rugosidade superficial, após o envelhecimento térmico. Maass *et al.* (2020) demonstraram que a termociclagem influencia propriedades como rugosidade e cor, ressaltando a importância da simulação do envelhecimento dos materiais em estudos laboratoriais para a análise de alterações em suas propriedades funcionais.

De modo geral, os dados do presente estudo sugerem que a termociclagem não influenciou a microdureza da resina composta *Bulk Fill*, mas possibilitou aumento da microdureza na superfície de base da resina convencional fotoativada com a ponteira muito danificada (MD), além de redução da microdureza na superfície de topo dessa mesma resina fotoativada com a ponteira controle (C). A resina convencional, embora mais suscetível à redução da microdureza após o envelhecimento térmico, apresentou ganhos expressivos de uniformidade em alguns grupos com ponteiras danificadas, o que sugere a ocorrência de rearranjos estruturais compensatórios. Dessa forma, os resultados indicam que a maior estabilidade da resina *Bulk Fill* pode representar uma vantagem clínica em termos de previsibilidade, enquanto a Z350 XT, apesar de apresentar maiores valores de microdureza, demonstra maior variabilidade quando submetida à fotopolimerização com ponteiras danificadas e ao envelhecimento térmico.

Strini *et al.* (2022) compararam resinas compostas convencionais e *Bulk Fill* quanto à microdureza Knoop, à resistência à tração diametral e ao grau de conversão, observando que, em todos os grupos avaliados, as superfícies de topo apresentaram valores estatisticamente superiores aos das superfícies de base. Além disso, a resina convencional Filtek Z350XT apresentou valores de microdureza significativamente superiores aos das resinas *Bulk Fill*. No presente estudo, embora a KHN das superfícies da resina Z350 XT tenha apresentado tendência de superioridade em relação à resina *One Bulk Fill*, essa diferença mostrou-se estatisticamente significativa apenas quando as amostras foram fotoativadas com as ponteiras do grupo controle (C) ($p < 0,001$), tanto nas superfícies de topo quanto de base, antes e após a termociclagem.

Esses resultados podem ser atribuídos às características das partículas de carga da resina Z350 XT, que incluem nanoaglomerados capazes de promover distribuição mais homogênea e em maior volume na matriz resinosa (78,5% em peso e 59,5% em volume), além da presença de partículas de sílica e zircônia, que

conferem melhores propriedades mecânicas à fase inorgânica. Embora a resina Filtek *One Bulk Fill* apresente formulação semelhante, seu menor volume de carga (76,5% em peso e 42,5% em volume), associado à inserção em incrementos mais espessos, pode reduzir a quantidade de energia luminosa efetivamente recebida durante a fotopolimerização, justificando os menores valores de microdureza observados. Essa diferença também foi relatada por Warangkulkasemkit e Pumpaluk (2019), reforçando os maiores valores de KHN observados para as resinas convencionais.

Sampaio *et al.* (2024) avaliaram resinas *Bulk Fill* quanto ao grau de conversão e à microdureza de superfície e observaram que a razão base/topo das amostras não atingiu o valor mínimo aceitável de 0,80, identificando redução significativa da microdureza da superfície de topo para a de base. Os autores atribuíram esse achado ao aumento da espessura do incremento, que reduz diretamente a intensidade luminosa transmitida pelo material. Torres *et al.* (2024) investigaram a microdureza Knoop e o grau de conversão de resinas *Bulk Fill*, considerando a espessura do incremento e o tempo de fotoativação, e observaram que o aumento da espessura do incremento associa-se à redução da dureza e do grau de conversão dos monômeros. Em função desses resultados, os autores recomendam a ampliação do tempo de fotopolimerização para 40 segundos em incrementos superiores a 2 mm. Achados semelhantes foram observados no presente estudo, no qual as resinas *Bulk Fill* apresentaram menores valores absolutos de microdureza superficial Knoop, sugerindo que incrementos mais espessos reduzem a eficiência da fotopolimerização quando submetidos ao mesmo tempo de fotoativação utilizado para incrementos menores.

Dobrosvolski *et al.* (2010) e Procópio *et al.* (2021) relataram que resíduos ou imperfeições nas ponteiros do fotopolimerizador reduzem a transmissão de luz, impactando negativamente a microdureza das resinas, resultado confirmado no presente estudo, no qual se verificou redução da potência e da irradiância nas ponteiros danificadas. Segundo Procópio *et al.* (2021), para que as resinas compostas atinjam propriedades mecânicas ideais, torna-se imprescindível uma polimerização eficiente, influenciada por fatores como espessura do incremento, posicionamento e integridade da ponteira, além da potência e da irradiância emitidas pelo aparelho. Os autores indicam irradiância mínima de 500 mW/cm² para polimerização adequada de incrementos de até 2 mm.

No presente estudo, utilizou-se um fotopolimerizador LED com um único LED, comprimento de onda entre 420 e 480 nm e potência nominal de 1.200 mW/cm². Entretanto, a aferição realizada revelou valores médios de 410 mW de potência e 815 mW/cm² de irradiância para a ponteira hígida do grupo controle, inferiores aos especificados pelo fabricante. Ainda assim, de acordo com a literatura, como relatado por Prochnow *et al.* (2022), esses valores são considerados suficientes para promover polimerização adequada em 20 segundos para incrementos entre 2 e 4 mm. Esse achado é reforçado pelo fato de que a maioria das resinas compostas utiliza a canforoquinona como principal fotoiniciador, cujo pico de absorção ocorre na faixa do azul visível, em torno de 480 nm, plenamente contemplada pelos fotopolimerizadores convencionais. Dessa forma, assegura-se a ativação eficiente do sistema fotoiniciador, favorecendo o grau de conversão e o desempenho físico-mecânico do material restaurador.

Os resultados demonstram que a integridade física das ponteiras do fotopolimerizador exerce influência direta sobre a potência e a irradiância emitidas e, conseqüentemente, sobre a eficiência da fotopolimerização das resinas compostas. Destaca-se a ponteira muito danificada, que apresentou reduções expressivas nesses parâmetros (263 mW e 524 mW/cm², respectivamente), promovendo dispersão, absorção e bloqueio parcial da luz, com conseqüente atenuação significativa da energia luminosa transmitida ao material. As ponteiras pouco danificada e danificada apresentaram valores intermediários e semelhantes entre si, sugerindo que danos iniciais ou moderados já comprometem parcialmente a transmissão da luz.

Esse comportamento refletiu-se nos valores de microdureza superficial, uma vez que a redução da irradiância disponível tende a limitar o grau de conversão dos monômeros, especialmente nas regiões mais profundas do incremento, conforme amplamente descrito na literatura (Silva *et al.*, 2023; Figueiredo *et al.*, 2023). Estudos prévios indicam que ponteiras com danos, presença de resíduos ou opacificação promovem dispersão e perda do feixe luminoso, reduzindo a quantidade de energia efetivamente entregue à resina

Além disso, embora a irradiância da ponteira muito danificada ainda se situe dentro de uma faixa considerada clinicamente aceitável por alguns autores, sua redução em relação à ponteira controle pode explicar os menores valores de microdureza observados, sobretudo em resinas *Bulk Fill*, que dependem de adequada

entrega de energia para a polimerização em maiores espessuras. Observou-se essa influência nos grupos da resina *Bulk Fill* fotoativados por meio da ponteira muito danificada (MD), nos quais ocorreu redução significativa da KHN em comparação àqueles fotoativados com a ponteira pouco danificada (PD), tanto nas superfícies de topo quanto de base. Esse achado indica um impacto negativo da severidade do dano presente na ponteira do LED sobre a propriedade mecânica da resina composta *Bulk Fill*. Esse efeito mostrou-se ainda mais expressivo na resina nanoparticulada Z350 XT, que apresentou valores de KHN significativamente inferiores quando fotoativada com as ponteiras PD, D e MD em comparação à ponteira controle ($p < 0,001$), em ambas as superfícies de topo e base e em ambos os períodos de análise.

Assim, os achados deste estudo corroboram a evidência de que variações no estado físico da ponteira do fotopolimerizador são capazes de produzir diferenças estatisticamente e clinicamente relevantes no desempenho mecânico das resinas compostas, reforçando a necessidade de monitoramento e manutenção periódica desses dispositivos. Apesar da relevância dos resultados obtidos, algumas limitações metodológicas devem ser consideradas na sua interpretação. A principal limitação refere-se ao fato de que a avaliação do desempenho das resinas compostas restringiu-se à análise da microdureza superficial Knoop. Contudo, embora exista correlação entre microdureza e qualidade da polimerização, essa propriedade, quando analisada de forma isolada, não reflete de maneira completa o comportamento mecânico e clínico do material restaurador. Dessa forma, os resultados devem ser interpretados com cautela, sendo recomendável que estudos futuros adotem abordagens complementares, associando diferentes propriedades mecânicas e protocolos de envelhecimento, a fim de fornecer evidências mais robustas e representativas do comportamento clínico das resinas nanoparticuladas.

7 CONCLUSÃO

Observou-se que a potência e a irradiância do LED analisado foram progressivamente reduzidas à medida que os danos físicos na superfície das ponteiros fotoativadoras se intensificaram. Essa redução da potência e da irradiância refletiu-se na diminuição da microdureza superficial da resina composta nanoparticulada convencional quando fotoativada pelas ponteiros pouco danificadas, danificadas e muito danificadas, em ambas as superfícies avaliadas e nos diferentes períodos de análise, com desempenho significativamente inferior quando a fotoativação ocorreu por meio da ponteira muito danificada, em comparação às ponteiros pouco danificadas e danificadas. De forma semelhante, observou-se redução da microdureza superficial da resina composta *Bulk Fill* quando fotoativada com a ponteira muito danificada, em relação à ponteira pouco danificada.

Por fim, a termociclagem não afetou a microdureza de superfície da resina composta nanoparticulada *Bulk Fill*, mas contribuiu para elevar a microdureza na superfície de base da resina nanoparticulada convencional fotoativada por meio da ponteira do LED muito danificada, bem como, para reduzir a microdureza na superfície de topo da mesma resina quando fotoativada com a ponteira íntegra, considerada como controle. Ressalta-se, contudo, que esta redução manteve os valores de microdureza do grupo controle superiores aos dos demais grupos experimentais, não sendo, portanto, um efeito considerado relevante.

REFERÊNCIAS

- ABBASI, Mahdi; MORADI, Zohreh; MIRZAEI, Mansoureh; KHARAZIFARD, Mohammad Javad; REZAEI, Samaneh. Polymerization shrinkage of five Bulk-fill composite resins in comparison with a conventional composite resin. **Journal of Dentistry (Tehran, Iran)**, v. 15, n. 6, p. 365-374, 2018. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6399456/>. Acesso em: 15 jun. 2024.
- ALVIM, Hugo H.; ALECIO, Alberto C.; VASCONCELLOS, Walison A.; FURLAN, Maysa; OLIVEIRA, José E. de; SAAD, Jose R. C. Analysis of camphorquinone in composite resin as a function of shade. **Dental Materials**, v. 23, n. 10, p. 1245-1249, 2007. doi: 10.1016/j.dental.2006.11.002. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17204320/>. Acesso em: 17 fev. 2024.
- ALZRAIKAT, H.; BURROW, M. F.; MAGHAIREH, G. A.; TAHA, N. A. Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 4, p. E173-E190, 2018. doi: 10.2341/17-208-T. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29570020/>. Acesso em: 20 jul. 2024.
- ANUSAVICE, Kenneth J.; SHEN, Chiayi; RAWLS, H. Ralph. **Phillips materiais dentários**. 12.ed. Tradução de Roberto Braga. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- ARAVAMUDHAN, Krishna; RAKOWSKI, Duane; FAN, P. L. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. **Dental Materials**, v. 22, n. 11, p. 988-994, 2006. doi: 10.1016/j.dental.2005.11.031. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16469373/>. Acesso em: 16 abr. 2024.
- ARBILDO-VEGA, Heber Isac; LAPINSKA, Barbara; PANDA, Saurav; LAMAS-LARA, César; KHAN, Abdul Samad; LUKOMSKA-SZYMANSKA, Monika. Clinical effectiveness of *Bulk Fill* and conventional resin composite restorations: systematic review and meta-analysis. **Polymers**, v. 12, n. 8, 1786, 2020. doi: 10.3390/polym12081786. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/8/1786>. Acesso em: 20 jul. 2024.
- BALTACIOĞLU, İsmail Hakki; DEMIREL, Gülbike; ÖZTÜRK, Burcu; AYDIN, Fulya; ÖZCAN, Mutlu. An evaluation of dental paste-like *Bulk Fill* composite wear using intra-oral scanner. **Dentistry Materials Journal**, v. 43, n. 3, p. 446-452, 2024. doi: 10.4012/dmj.2023-288. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38692905/>. Acesso em: 3 ago. 2024.
- BARATIERI, Luiz Narciso; MONTEIRO JÚNIOR, Sylvio. **Odontologia restauradora: fundamentos e técnicas**. 2.ed. São Paulo: Santos, 2024.
- BARCELLOS, Daphne Câmara; BATISTA, Graziela Ribeiro; ARAÚJO, Maria Amélia Máximo de; ROCHA, João Carlos da; DI NICOLÓ, Rebéca; PUCCI, César Rogério. Avaliação da dureza da resina composta à base de siloranofotoiniciada com diferentes fotopolimerizadores e após o uso de colutórios bucais. **Revista de Pós-Graduação**, v.18, n. 4, p. 253-259, 2011. Disponível em: http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-56952011000400006. Acesso em: 10 abr. 2024.

BAYRAK, Gokcen Deniz; YAMAN-DOSDOGRU, Elif; SELVI-KUVVETLI, Senem. The effect of two different light-curing units and curing times on *Bulk Fill* restorative materials. **Polymers**, v. 14, n. 9, 1885, 2022. doi: 10.3390/polym14091885. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2073-4360/14/9/1885>. Acesso em: 20 jul. 2024.

CALDARELLI, Paulo Guilherme; BELTRANI, Fernanda Carolina; PEREIRA, Stella Kossatz; CARDOSO, Sueli de Almeida; HOEPPNER, Márcio Grama. Aparelhos fotopolimerizadores: evolução e aplicação clínica – uma revisão da literatura. **Odontologia Clínico-Científica**, v. 10, n. 4, p. 317-321, 2011. Disponível em: http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1677-38882011000400003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt. Acesso em: 16 jul. 2024.

CHARTON, Christophe; FALK, Véronique; MARCHAL, Philippe; PLA, Fernand; COLON, Pierre. Influence of Tg, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins. **Dental Materials**, v. 23, n. 11, p. 1447-1459, 2007. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.017. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17719627/>. Acesso em: 17 jul. 2024.

CHESTERMAN, J.; JOWETT, A.; GALLACHER, A.; NIXON, P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. **British Dental Journal**, v. 222, n. 5, p. 337-344, 2017. doi: 10.1038/sj.bdj.2017.214. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28281590/>. Acesso em: 9 mai. 2024.

DINDAROĞLU, Funda Çağırır; YILMAZ, Ece. Two-year evaluation of a nano-hybrid and a *Bulk Fill* resin composite: a randomized, double-blind Split-mouth clinical study. **Clinical Oral Investigations**, v. 28, n. 4, 208, 2024. doi: 10.1007/s00784-024-05592-8. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38467942/>. Acesso em: 3 ago. 2024.

DOBROVOLSKI, Máx; BUSATO, Priscilla do Monte R.; MENDONÇA, Márcio J.; BOSQUIROLI, Virginia; SANTOS, Rosana A.; CAMILOTTI, Veridiana. Influência do tipo de ponteira condutora de luz na microdureza de uma resina composta. **Polímeros**, v. 20, n. 5, p. 327-330, 2010. doi: 10.1590/S0104-14282010005000057. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/po/a/qPnHstmch8tSJqsPkrprFwC/?lang=pt>. Acesso em: 10 jan. 2025.

DUNDIĆ, Ante; BRZOVIĆ, Valentina Rajić; VLAJNIĆ, Gloria; GOVORKO, Danijela Kalibović; MIKIĆ, Ivana Medvedec. A measurement of irradiance of light-curing units in dental offices in three Croatian cities. **Medicinski Glasnik (Zenica)**, v. 18, n. 2, p. 505-509, 2021. doi: 10.17392/1323-21. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34308622/>. Acesso em: 3 abr. 2025.

ELHEJAZI, Ahmed A.; ALOSIMI, Asim; ALARIFI, Faisal; ALMUQAYRIN, Abdullah. The effect of depth of cure on microhardness between *Bulk Fill* and hybrid composite resin material. **The Saudi Dental Journal**, v. 36, n. 2, p. 381-385, 2024. doi: 10.1016/j.sdentj.2024.01.012. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013905224000373>. Acesso em: 10 jan. 2025.

FERRACANE, Jack L. Resin composite – state of the art. **Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 29-38, 2011. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21093034/>. Acesso em: 4 mar. 2025.

FIGUEIREDO, Olívia Maria de Carvalho; CARVALHO, Daniel Coelho de; COSTA, Bruna Ramos da; FIGUEIRÊDO, Nádia Vanessa de Carvalho; LIMA, Darlon Martins; FIROOZMAND, Leilly Macedo. Fatores que determinam a fotopolimerização adequada das restaurações de resina composta. **Brazilian Journal of Health Research**, v. 6, n. 4, p. 16508-16523, 2023. doi: 10.34119/bjhrv6n4-195. Disponível em: <https://ojs.brazilianjournals.com.br/ojs/index.php/BJHR/article/view/61894>. Acesso em: 10 fev. 2025.

GRANADEIRO, Clara Furtado; RANGEL, Luiz Felipe Gilson de Oliveira; TOLEDO, Luís Felipe Coutrin de; OLIVEIRA, Rodrigo Simões. Evolução dos aparelhos fotopolimerizadores – revisão de literatura. **Revista Pró-Universus**, v. 12, n. 2, p. 60-64, 2021. doi: 10.21727/rs.v12i3.2781. Disponível em: <https://editora.univassouras.edu.br/index.php/RPU/article/view/3005>. Acesso em: 5 jun. 2024.

GUO, Yongwen; LANDIS, Forrest A.; WANG, Zhengzhi; BAI, Ding; JIANG, Li; CHIANG, Martin Y. M. Polymerization stress evolution of a Bulk-fill flowable composite under different compliances. **Dental Materials**, v. 32, n. 4, p. 578-586, 2016. doi: 10.1016/j.dental.2016.01.009. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4853905/>. Acesso em: 4 ago. 2024.

IMTIAZ, Taanya; GANESH, S. Balaji; JAYALAKSHMI, S. Surface roughness changes of two composite resin restorative materials after thermocycling. **Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research**, v. 13, n. 2, p. S466-S469, 2022. doi: 10.4103/japtr.japtr_255_22. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9926603/>. Acesso em: 9 set. 2024.

JANDT, Klaus D.; MILLS, Robin W. A brief history of LED photopolymerization. **Dental Materials**, v. 29, n. 6, p. 605-617, 2013. doi: 10.1016/j.dental.2013.02.003. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23507002/>. Acesso em: 23 mai. 2025.

LIMA, Anna Letícia Xavier de; SOUZA, Paulo Henrique de; AMORIM, Débora Michelle Gonçalves de; CALDAS, Sergei Godeiro Fernandes Rabelo; GALVÃO, Marília Regalado. Avaliação do grau de conversão de resinas compostas fotoativadas em diferentes tempos e potências. **Revista da Faculdade de Odontologia (UPF)**, v. 21, n. 2, p. 219-223, 2016. Disponível em: http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-40122016000200012. Acesso em: 14 jan. 2025.

LIMA, Sâmara Luciana de Andrade; CABRAL, Lais Lemos; CARLOS, Natália Russo; LIMA, Saulo André de Andrade Lima; KANTOVITZ, Kamila Rosamília; AMARAL, Flávia Luciano Botelho do. Effect of thermocycling on internal microhardness of high and low viscosity *Bulk Fill* composite resins in Class I cavities. **RGO – Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 71, e20230057, 2023. doi: 10.1590/1981-86372023005720230004. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rgo/a/PKXz5bWgGPZscFkCrLC8qdM/?lang=en>. Acesso em: 14 out. 2025.

LOPES, Vanessa; KAIZER, Marina da Rosa; CORREA, Ivo Carlos; JACQUES, Letícia Borges; MALLMANN, André. Dureza de resinas compostas de diferentes cores, em profundidades distintas, fotoativadas por diferentes fotopolimerizadores. **Revista da Faculdade de Odontologia (UPF)**, v. 16, n. 2, p. 177-182, 2011. Disponível em: http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-40122011000200012. Acesso em: 12 fev. 2025.

MAASS, Julianne Bartz; FERREIRA, Luíse dos Santos; SANTOS, Cinthia Studzinski dos; LIMA, Giana da Silveira; MOREIRA, Andressa Goicochea. Avaliação do efeito da termociclagem nas propriedades ópticas e na rugosidade superficial de duas resinas compostas comerciais. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 29, n. 88, p. 43-49, 2020. doi: 10.36065/robrac.v29i88.1412. Disponível em: <https://www.robrac.org.br/seer/index.php/ROBRAC/article/view/1412>. Acesso em: 6 abr. 2025.

MEEREIS, Carine Tais Welter; MÜNCHOW, Eliseu Aldrighi; ROSA, Wellington Luiz de Oliveira da; SILVA, Adriana Fernandes da; PIVA, Evandro. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of composition strategies. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 82, p. 268-281, 2018. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29627738/>. Acesso em: 29 jun. 2024.

MELO, Sylvia Regina Reis de Andrade; MIRANDA, Carolina Baptista; PEREIRA, Tássia Monique dos Santos; CARVALHO, Cristal Fernandez de. Análise dos diferentes sistemas de fotopolimerização dos materiais resinosos – revisão de literatura. **Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia**, v. 50, n. 2, p. 41-52, 2020. doi: 10.9771/revfo.v50i2.38257. Disponível em: <https://periodicos.ufba.br/index.php/revfo/article/view/38257>. Acesso em: 7 mai. 2025.

PRICE, Richard B.; FERRACANE, Jack L.; HICKEL, Reinhard; SULLIVAN, Braden. The light-curing unit: an essential piece of dental equipment. **International Dental Journal**, v. 70, n. 6, p. 407-417, 2020. doi: 10.1111/idj.12582. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32696512/>. Acesso em: 12 mai. 2025.

PROCHNOW, Fernanda Harumi Oku; KUNZ, Patricia Valéria Manozzo; CORRER, Gisele Maria; KAIZER, Marina da Rosa; GONZAGA, Carla Castiglia. Relationship between battery level and irradiance of light-curing units and their effects on the hardness of a Bulk-fill composite resin. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 47, n. 4, e45, 2022. doi: 10.5395/rde.2022.47.e45. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36518615/>. Acesso em: 15 jun. 2024.

PROCÓPIO, Aline; ROSA, Renato Voss; NEIVA, Ivana Froede; OBICI, Andresa Carla. Efeito do polimento e do uso de barreira de proteção em ponteiras condutoras de luz sobre a irradiância de fotopolimerizador a base de LED. **Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia**, v. 51, n. 1, p. 9-17, 2021. Disponível em: <https://periodicos.ufba.br/index.php/revfo/article/view/44212/24384>. Acesso em: 4 abr. 2024.

REIS, André Figueiredo; VESTPHAL, Mariana; AMARAL, Roberto Cesar do; RODRIGUES, José Augusto; ROULET, Jean-François; ROSCOE, Marina Guimarães. Efficiency of polymerization of Bulk-fill composite resins: a systematic review. **Brazilian Oral Research**, v. 31, e59, p. 37-48, 2017. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0059. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/bor/a/jG6yy6QBPpzPdDm7hsKm87G/?format=html&lang=en>. Acesso em: 6 jul. 2024.

ROSIN, Marlon; FROEHLICH, Laís; MAZUR, Nicolas; BERVIAN, Renata Krutsch; SANTANA, Stefany Couto; PIANA, Ediana Amanda; QUEIROZ, Karolina. Fernanda Abegg; COLUSSI, Joshua Otto Manica; PEZZINI, Rolando Plumer. Composite resins: a literature review. **Research, Society and Development**, v. 11, n. 13, 2022. doi: 10.33448/rsd-v11i13.35128. Disponível em: <https://rsdjournal.org/index.php/rsd/article/view/35128>. Acesso em: 8 dez. 2024.

RUEGGEBERG, Frederick Allen; GIANNINI, Marcelo; ARRAIS, Cesar Augusto Galvão; PRICE, Richard Bengt Thomas. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Brazilian Oral Research**, v. 31, n. 1, p. 64-91, 2017. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/bor/a/nHcRprCrTjDnP7VMXh7PDDBD/?format=html&lang=en>. Acesso em: 17 out. 2024.

SAKAGUCHI, Ronald L.; POWERS, John M. **Craig**: materiais dentários restauradores. 13.ed. Tradução de Cíntia Garcia Cardoso *et al.* Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

SAMPAIO, Camila Sobral; ABREU, João Luiz Bittencourt de; KORNFELD, Batsheva; SILVA, Eduardo Moreira da; GIANNINI, Marcelo; HIRATA, Ronaldo. Short curing time *Bulk Fill* composite systems: volumetric shrinkage, degree of conversion and vickers hardness. **Brazilian Oral Research**, v. 38, e030, 2024. doi: 10.1590/1807-3107bor-2024.vol38.0030. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38597548/>. Acesso em: 8 abr. 2024.

SEVERO, Bárbara Gabriela de Moraes; REIS, Tais Alves dos. Classification of composite resins and finishing and polishing methods. **Research, Society and Development**, v. 11, n. 7, e54711630257, 2022.doi: 10.33448/rsd-v11i7.30257.Disponível em: <https://rsdjournal.org/rsd/article/view/30257>. Acesso em: 7 mai. 2025.

SHORTALL, Adrian C.; HADIS, Mohammed A.; PALIN, William M. On the inaccuracies of dental radiometers. **PLoS One**, v. 16, n. 1, e0245830, 2021. doi: 10.1371/journal.pone.0245830. Disponível em: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0245830>. Acesso em: 30 ago. 2024.

SILVA, Larissa Nathane Costa; SILVEIRA, Carla Resende; CARNEIRO, Grace Kelly Martins. Vantagens das resinas *Bulk Fill*: revisão da literatura. **RSM - Revista Saúde Multidisciplinar**, v. 5, n. 1, p. 41-47, 2019. Disponível em: <https://revistas.famp.edu.br/revistasaudemultidisciplinar/article/view/66>. Acesso em: 6 jun. 2025.

SILVA, Gonçalo; MARTO, Carlos Miguel; AMARO, Inês; COELHO, Ana; SOUZA, José; FERREIRA, Manuel Marques; FRANCISCO, Inês; VALE, Francisco; OLIVEIROS, Bárbara; CARRILHO, Eunice; PAULA, Anabela Baptista. Bulk-fillresins versus conventional resins: na umbrela review. **Polymers**, v. 15, n. 12, 2613, 2023.doi: 10.3390/polym15122613. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37376259/>. Acesso em: 3 jul. 2025.

SIQUEIRA, Fabiana Suelen Figueredo de; CARDENAS, Andrés Felipe Millan; SOARES, Idiane Biana Lima; GOMES, Osnara maria Mongruel; GOMES, João Carlos; REIS, José Ivo Limeira dos. Avaliação da microdureza superficial de resinas compostas, variando os métodos de fotoativação. **Odontologia ClínicoCientífica**, v. 12, n. 4, p. 281-285, 2013. Disponível em: http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-38882013000400009&lng=p&nrm=iso&tlng=pt. Acesso em: 9 out. 2024.

SOARES, Carlos José; FARIA-E-SILVA, André Luis; RODRIGUES, Monise de Paula; VILELA, Andomar Bruno Fernandes; PFEIFER, Carmem Silvia; TANTBIROJN, Daranee; VERSLUIS, Antheunis. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – what do we need to know? **Brazilian Oral Research**, v. 31, n. 1, p. 49-63, 2017. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0062. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/bor/a/vTYSY4F6WXWV5rBhJKWsQQR/?format=html&lang=en>. Acesso em: 4 jun. 2024.

STRINI, Bruna Scarcello; MARQUES, Joyce Figueiredo de Lima; PEREIRA, Renata; SOBRAL-SOUZA, Danielle Ferreira; PECORARI, Vanessa Gallego Arias; LIPORINI, Priscila Christiane Suzy; AGUIAR, Flávio Henrique Baggio. Comparative evaluation of *Bulk Fill* composite resins: Knoop microhardness, diametral tensile strength and degree of conversion. **Clinical, Cosmetic and Investigation Dentistry**, v.14, p. 225-233, 2022.doi: 10.2147/CCIDE.S376195. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9359371/>. Acesso em: 9 mar. 2025.

TASKEEN, L. Tahoori; GANESH, S. Balaji; JAYALAKSHMI, S. Effect of thermocycling on the flexural strength of two different composite filling materials: an *in vitro* study. **Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research**, v. 13, n. 1, p. S121-S124, 2022. doi:10.4103/japtr.japtr_252_22. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9836100/>. Acesso em: 10 ago. 2024.

TORRES, Carlos Rocha Gomes; PRADO, Taiana Paola; ÁVILA, Daniele Mara da Silva; PUCCI, Cesar Rogério; BORGES, Alessandra Bühler. Influence of light-curing time and increment thickness on the properties of *Bulk Fill* composite resins with distinct application systems. **International Journal of Dentistry**, 2123406, 2024. doi: 10.1155/2024/2123406. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39474035/>. Acesso em: 3 set. 2024.

TUSI, Somay Khoramian; HAMDOLLAHPOOR, Hajar; SAVADROODBARI, Maryam Mohammadi; FATHOLLAHI, Mahmood Sheikh. Comparison of polymerization shrinkage of a new Bulk-fill flowable composite with other composites: an in vitro study. **Clinical and Experimental Dental Research**, v. 8, n. 6, p. 1605-1613, 2022. doi: 10.1002/cre2.656. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36062844/>. Acesso em: 10 out. 2024.

VIEIRA, Glauco Fioranelli; FREIRE, Ismael Antonio; AGRA, Carlos Martins; GOVEIA, Jane Cleide. Análise da irradiação de diversos aparelhos fotopolimerizadores. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v. 12, n. 4, p. 395-399, 1998. doi: 10.1590/S0103-06631998000400015. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rousp/a/jWgzH5twBLM6Y5ZtRPkjthL/?lang=pt>. Acesso em: 6 mai. 2025.

WARANGKULKASEMKIT, Sasinisa; PUMPALUK, Piyapanna. Comparison of physical properties of three commercial composite core build-up materials. **Dental Materials Journal**, v. 38, n. 2, p. 177-181, 2019. doi: 10.4012/dmj.2018-038. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30381634/>. Acesso em: 30 mar. 2025.