UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Araçatuba

LETÍCIA ESPICALQUIS BAPTISTA

Fatores que afetam a fotopolimerização de resinas compostas

Araçatuba
2023

LETÍCIA ESPICALQUIS BAPTISTA

Fatores que afetam a fotopolimerização de resinas compostas

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista (Unesp), como parte dos requisitos para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientadora: Profa. Associada Maria Cristina Rosifini Alves Rezende

Araçatuba
2023

Este trabalho é dedicado à minha mãe, Marisa, e ao meu pai, Mário Rui, que abriram mão das suas vidas para dar a mim e ao meu irmão, a melhor educação possível. Que me deram não só educação, mas também amor e apoio incondicional, durante toda a minha vida. Que estiveram presentes em cada etapa da minha caminhada, nas melhores e nas piores fases. Que acreditaram em mim quanto nem eu acreditava. Também dedico este trabalho ao meu irmão, Heitor, que sempre me tirou as melhores risadas e trouxe alegria para meus momentos mais desafiadores. Agradeço por todos os dias que me ouviu, apoiou e incentivou. Ter vocês comigo é a maior sorte da minha vida. Sem vocês, nada seria possível. Obrigada.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Maria Cristina, por todo carinho e conhecimentos transmitidos aos seus alunos de forma tão doce. Desde sua primeira aula nos tomou com um carinho e zelo que muitas vezes não costumamos encontrar. Que me recebeu com tanto carinho sempre que à procurei, durante todos os últimos anos, sempre buscando formas de me auxiliar e me dando conselhos valiosos que levarei eternamente comigo. Sou muito grata por ter tido a oportunidade de aprender, não só com a professora excepcional que é, mas também como a pessoa mais doce e humana que já conheci.

À minha professora querida Aline Takamiya, que tive a infelicidade de conhecer apenas esse ano, mas que com sua gentileza e amor, conquistou não só a minha admiração, mas também o carinho de toda a minha turma. Agradeço a oportunidade de aprender com uma mulher tão forte e dedicada à vida acadêmica; que é um exemplo de onde uma mulher pode chegar com tão poucos anos de vida. Que sempre esteve à disposição para realmente ensinar aos seus alunos, com respeito e carinho únicos.

Ao professor André Bertoz, com sua alegria e amor pela odontologia marcaram minha graduação. Que fez meu olho brilhar com uma “simples” aula de odontologia do sono. Que “roubava” a minha atenção durante todas as aulas com sua simpatia e forma envolvente de ensinar, demonstrando um carinho imenso a todos os alunos que lhe procuravam. A sua empolgação em todas as clínicas que tivemos o prazer de dividir, me trazem inspiração de onde quero chegar. Obrigada por todo carinho que sempre me tratou.

Agradeço à todos os meus amigos de turma que vivenciaram todos esses árduos anos comigo. Passamos por períodos muito intensos, repleto de frustações, medos, incertezas; mas também coberto de risadas e momentos que fizeram a minha graduação ser os melhores anos da minha vida.

Agradeço também à todos os amigos que fiz durante meus anos participando da bateria universitária. Sem dúvida alguma, passei com você os melhores momentos não só da minha graduação, mas também da minha vida. Foram muitas noites de ensaios, muita dedicação; mas também foram muitos shows, muitas festas, muitos desafios, e muitas risadas. Ainda que a maioria tenha se formado logo nos meus primeiros anos da graduação, sou feliz de ter feito parte desta família. Obrigada bateria.

À minha querida dupla e amiga Amanda Costa, que desde o primeiro dia de aula, esteve comigo todos os dias da graduação. Que dividiu comigo a ansiedade nas vésperas das provas; que me deu a mão todas as vezes que precisei; que me acalmava e me auxiliava com a maior paciência do mundo, em todas as clínicas que tivemos; que dividiu comigo todos momentos, desde o choro de tristeza, até o choro de tanta risada. Você foi meu suporte e meu ombro amigo. Minha dupla do início e até depois do fim.

Às minhas amigas Amanda Dias e Thais Neves, que já estão ao meu lado há tantos anos e permanecem presentes na minha vida todos os dias. As pessoas que verdadeiramente parecem ser da minha família, a qual mais confio e tenho mais liberdade de ser quem eu sou. Obrigada por serem meu ponto de apoio durante estes mais de 10 anos de irmandade.

Também dedico este trabalho aos meus avós e avôs, que, apesar de partirem muito cedo, permanecem comigo diariamente. Em especial, dedico este trabalho a minha avó paterna, dona Amélia, que tive o prazer de crescer ao lado. Apesar de ter nos deixado à muitos anos, permanece viva todos os dias no meu coração. Que cuidou de mim até o último dia que conseguiu. Apesar de ter partido muito antes da notícia da minha aprovação, tenho certeza que ficaria muito feliz de ver minha caminhada.

À minha cunhada Tatiane Galdeano, pelo carinho e respeito que sempre me tratou. Obrigada pelo apoio desde o início da minha graduação e pelos momentos de risada que partilhamos juntas.

Ao meu irmão Heitor, com o qual tenho um laço não só de amor profundo, mas também de muita amizade e respeito. Também presente todos os dias em minha vida, você sempre foi minha referência não só como pessoa, mas também como profissional extremamente inteligente e dedicado. Você é meu exemplo, o meu guia, o meu amigo que tive a sorte de poder chamar de irmão. Obrigada por todo apoio que sempre me deu, em todos os momentos da minha vida.

À minha mãe, Marisa, que acreditou em mim muito mais do que eu mesma acreditava. Que fez de tudo para que eu tivesse uma excelente educação e sempre me incentivou, da forma mais doce do mundo, à buscar a realização de todos os meus sonhos, dos mais realistas aos mais “impossíveis”. Obrigada por tudo que fez e ainda faz por mim diariamente. Por ser essa

mulher forte e extremamente profissional, que se dedica de corpo e alma à tudo que faz e é minha inspiração como mulher e mãe. Obrigada por fazer de mim sua cópia mais fiel.

Ao Mário Rui, meu pai. Tenho muita sorte de ter uma experiência paterna que poucos tiveram, tendo como modelo e referência um homem dedicado, honesto, preocupado, que sempre colocou os filhos em primeiro lugar e esteve presente não só em pensamento, mas também fisicamente, literalmente todos os dias da minha vida. Obrigada por ser meu motorista, meu ouvinte, meu professor, meu cozinheiro, meu conselheiro. Obrigada por tudo que fez e ainda faz por mim todos os dias. Obrigada por ser meu pai.

“O que move a humanidade é sem dúvida nenhuma as conquistas alcançadas, sejam elas individuais ou em grupo. Toda a conquista tem como semente um sonho, e como todo o sonho, no início parece inatingível. Então, o que determina se um sonho se tornará uma conquista? É sem dúvida nenhuma a intensidade com que se vive esse sonho. Quando a conquista se torna realidade, toda a intensidade do sacrifício feito, faz sentido. Filha, parabéns pela sua conquista. Parabéns por ter vivido o seu sonho com tanta perseverança, mesmo quando era apenas um sonho.”

Mário Rui Baptista – meu pai.

BAPTISTA, L. E. **Fatores que afetam a fotopolimerização de resinas compostas**. 2023. 59 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2023.

RESUMO

A fotopolimerização de resinas compostas marcou uma virada significativa no campo da Odontologia no final do século XX. Os dispositivos de fotopolimerização ou fotoativação tornaram-se, desde então, uma ferramenta essencial nos consultórios odontológicos. No entanto, muitos profissionais carecem de uma compreensão abrangente do que é necessário para ativar o material com sucesso. As instruções de uso existentes geralmente aconselham os usuários a 'fotopolimerizar por xx segundos' sem fornecer diretrizes específicas para fotopolimerizar efetivamente resinas compostas. O objetivo deste estudo foi realizar uma revisão narrativa com base na literatura, a fim de investigar os fatores que influenciam a fotopolimerização. Isso inclui exposição radiante suficiente nos comprimentos de onda corretos de luz exigidos pelo(s) fotoiniciador(es) encontrado(s) no material, bem como os tipos de fotopolimerizadores e seu uso. Os dados foram coletados por meio dos portais eletrônicos PUBMED e SCIELO, selecionando artigos publicados entre 1993 e 2023. A partir da análise dos artigos publicados, fica evidente que o cirurgião-dentista deve reconhecer os fatores que podem afetar a polimerização adequada dos compostos resinosos que utiliza diariamente. O profissional deve considerar o tipo de iniciador contido na resina composta, o valor real da irradiância emitida por seu aparelho e a energia necessária para polimerizar o material, dependendo do material escolhido. Além disso, ao considerar o uso de fotopolimerizadores odontológicos para polimerização de resinas compostas, o cirurgião-dentista deve avaliar a ergonomia do equipamento, a distância, o diâmetro da ponta ativa e a manutenção necessária que deve ser executado no equipamento.

Palavras-chave: Resinas Compostas. Polimerização. Luzes de Cura Dentária.

BAPTISTA, L. E. **Factors affecting the light curing of composite resins.** 2023. 59 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2023.

ABSTRACT

The photopolymerization of composite resins marked a significant turning point in the field of Dentistry during the late 20th century. Photopolymerization or photoactivation devices have since become an essential tool in dental offices. Nevertheless, many professionals lack a comprehensive understanding of what it takes to successfully activate the material. Existing instructions for use generally advise users to 'photopolymerize for xx seconds' without providing specific guidelines for effectively photopolymerizing composite resins. The purpose of this study was to perform a narrative review based on literature in order to investigate the factors that impact photopolymerization. This includes sufficient radiant exposure at the correct wavelengths of light required by the photoinitiator(s) found in the material, as well as the types of photopolymerizer and their usage. Data was collected through electronic portals PUBMED and SCIELO, selecting articles published between 1993 and 2023. From the analysis of the published articles, it is evident that dentists must recognize the factors that can affect the proper polymerization of the resin compounds they use daily. The professional must consider the type of initiator contained in the composite resin, the actual irradiance value emitted by their device, and the energy required to polymerize the material, depending on the material chosen. Furthermore, in considering the use of dental lights curing devices for polymerization of composite resins, the dentist must evaluate the ergonomics of the equipment, the distance and diameter of the active tip, and the required maintenance that should be performed on the equipment.

Keywords: Composite Resins. Polymerization. Dental Lights Curing.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Potência e espectro de luz referentes a cada unidade fotopolimerizadora	24
Tabela 2 -	Fotoiniciadores e seus respectivos valores de absorção de luz	29

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Emissão espectral de uma unidade de fotopolimerização de segunda geração	22
Gráfico 2 -	Emissão espectral de uma unidade de fotopolimerização de terceira geração	23
Gráfico 3 -	Distância de irradiação versus irradiância fornecida por 3 unidades de fotopolimerização distintas	36

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Distribuição da irradiância na ponta de uma unidade de fotopolimerização	31
Figura 2 -	Distribuição de irradiância na ponta de duas unidades de fotopolimerização diferentes	32
Figura 3 -	Diferença entre o diâmetro externo e a parte ativa da ponta, em unidades de fotopolimerização diferentes	33
Figura 4 -	Posicionamento ideal de duas unidades de fotopolimerização distintas	37
Figura 5 -	Acesso de duas unidades de fotopolimerização distintas com a mesma abertura bucal	38
Figura 6 -	Posicionamento das barreiras plásticas sobre a ponta da unidade de fotopolimerização	41

LISTA DE ABREVIATURAS

BAPO	óxido de bis(acil)fosfano
cm^2	centímetro quadrado
CQ	canforoquinona
DMRI	Degeneração Macular Relacionada à Idade
E	energia
GC	grau de conversão
I	irradiância
Ivocerin®	derivado do dibenzoil-germânio
J	Jaule
J/cm^2	Jaule por centímetro quadrado
LCU	unidade de fotopolimerização
LED	diodos emissores de luz
Lucirin® TPO	óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina
lux	intensidade luminosa por unidade de área
mm	milímetros
MOD	mésio-ocluso-distal
mW	miliWatts
mW/cm^2	miliWatts por centímetro quadrado
nm	nanômetros
PAC	arco de plasma
PPD	1-fenil-1,2-propanodiona
QTH	quartzo-tungstênio-halogênio
T	tempo
W	watts

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14
2 PROPOSIÇÃO 18
3 MATERIAL E MÉTODO 19
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 20
4.1 Unidades de fotopolimerização 20
4.2 Energia necessária para a fotopolimerização. 23
4.3 Fotoiniciadores presentes das resinas compostas 27
4.4 *Monowave* versus *polywave* 29
4.5 Uniformidade na distribuição do feixe 30
4.6 Diâmetro do feixe de luz 32
4.7 Diferentes técnicas de polimerização 33
4.8 Irradiância à distancia 35
4.9 Ângulo de incidência 36
4.10 Efeitos prejudiciais do aumento da irradiância 38
4.11 Controle de infecção 40
4. 12 Sensibilidade da resina composta à luz do refletor odontológico 41
4.13 Manutenção dos fotopolimerizadores e aspectos adicionais 42
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS 45
REFERÊNCIAS 51

1 INTRODUÇÃO

Até o início da década de 90, o amálgama era o material de escolha em restaurações devido a sua conhecida longevidade, resistência ao desgaste, e custo relativamente mais baixo.[1,2] Entretanto, apesar da longa história de sucesso, existem preocupações quanto ao seu uso causar possíveis efeitos adversos à saúde devido à exposição ao mercúrio. Este fato, aliado ao surgimento de compósitos à base de resina e a técnicas adesivas na odontologia, fez com que o uso do amálgama dentário tivesse um futuro limitada, podendo ser eventualmente retirado do arsenal clínico.[3]

Além das limitações quanto à potencial toxicidade do mercúrio à saúde, outras desvantagens das restaurações em amálgama são sua deficiência estética e necessidade de preparos extensos, com grande sacrifício de estrutura dentária hígida, para que o material se retenha mecânica – característica que vai na contramão da odontologia minimamente invasiva que é valorizada atualmente. Outrossim, o amálgama dentário não se une quimicamente aos sistemas adesivos, o que expõe os elementos dentários restaurados com esse material a níveis significativos de microinfiltração. Com isso, o surgimento dos compósitos à base de resina e as técnicas adesivas, revolucionaram o mercado e transformaram a forma como trabalhamos na odontologia restauradora.[4]

Inicialmente as resinas compostas restauradoras se apresentavam comercialmente na forma de duas pastas, sendo que uma continha o acelerador (amina orgânica) e outra, o iniciador (peróxido orgânico), envolvendo assim uma ativação química de polimerização.[3] No entanto, esse método tinha suas falhas, incluindo tempo de manuseio limitado, durabilidade inferior, encolhimento significativo na polimerização, suscetibilidade à impregnação de corantes e estética desagradável.[5]

As primeiras resinas compostas eram formadas por uma matriz resinosa acrílica e cargas inorgânicas, as quais eram adicionadas para melhorar as propriedades mecânicas do material. No entanto, essas resinas compostas apresentavam algumas desvantagens, como baixa resistência ao desgaste e à fratura, além de problemas de infiltração marginal.[6] Com o tempo, foram desenvolvidas novas gerações de resinas compostas, que apresentavam melhores propriedades físicas e mecânicas em relação às primeiras versões. Atualmente, os monômeros formadores

da matriz resinosa são complexos e possuem uma variedade de funções; onde proporcionam melhor estabilidade de cor, redução na contração de polimerização e melhores propriedades químicas e mecânicas às resinas compostas.[4]

Os compósitos resinosos são formados por vários componentes: matriz orgânica; agente de união e carga inorgânica. Além disso, são adicionados pigmentos que se aproximem da cor da estrutura dentária e um sistema acelerador-ativador, responsável pela reação de polimerização.[3,4] As pequenas moléculas que formam a matriz orgânica são chamadas de monômeros. Durante o processo de ativação pelo sistema acelerador-ativador, há uma geração de radicais livres que quebram as duplas ligações (carbono-carbono) dos monômeros, gerando assim novos radicais livres que promoveram sua união na formação de polímeros.[4]

Apesar de inicialmente serem apresentadas comercialmente na forma de duas pastas, com a evolução das resinas compostas, surgiram os materiais fotopolimerizáveis, nos quais tanto o acelerador quanto o iniciador são encontrados em uma única pasta, permitindo assim um melhor controle do tempo de trabalho pelo profissional, uma vez que a reação começa exclusivamente com a estimulação do iniciador pela luz de um comprimento de onda específico.[3]

Na versão autopolimerizável, a produção de radicais livres geralmente ocorre por meio da reação química entre a amina terciária e o peróxido de benzoíla, desencadeando na sequência a polimerização dos grupos metacrilato, resultando na formação de uma matriz polimérica com estrutura de matriz cruzada[4].

Já no processo de fotopolimerização, as resinas compostas são ativadas pela luz visível e iniciam o processo de polimerização absorvendo a luz dentro de uma faixa de comprimento de onda específica. Isso é facilitado por um componente de alfadiquetinona, normalmente uma canforoquinona. Uma vez ativado, o componente interage com um agente redutor (amina alifática) para reduzir os radicais livres.[4,7]

Portanto, o processo de fotopolimerização se inicia quando ocorre a quebra do fotossensibilizador dicetona, através da absorção de uma quantidade mínima de luz azul[3]. Esta quebra resulta na liberação de radicais livres, formando um complexo de estado excitado[3] que gerará uma reação em cadeira onde ocorrerá a quebra das duplas ligações dos monômeros. Desta forma, o monômero é ativado e passa a agir como um novo radical livre. No momento em que duas partículas ativas de monômeros

se encontram, há o fechamento da cadeia polimérica[4] e os monômeros resinosos são ligados a partir de uma reação de adição, onde todos os componentes, teoricamente, deveriam fazer parte da cadeira polimérica, sem formação de qualquer subproduto.[7] Entretanto, a ocorrência de sua presença é inevitável, uma vez que as cadeias poliméricas se tornam cada vez mais rígidas durante a progressão da reação, impedindo o movimento e o rearranjo das moléculas, elementos cruciais para a formação das ligações.[4]

Outro ponto relevante é que, como as resinas fotopolimerizáveis demonstram polimerização seletiva somente nos locais que são irradiados com luz, sua polimerização pode ser incompleta ou insuficiente em camadas mais profundas, levando ao comprometimento das propriedades mecânicas (em particular das propriedades de superfície) da restauração.[4]

Por isso, um fator importante que altera a adesão e resistência dos materiais, é a intensidade da luz, que é medida em miliWatts por centímetro quadrado (mW/cm²). Alterações destes valores durante o processo de fotopolimerização pode impactar adversamente o desempenho clínico desses materiais, além de possivelmente comprometer sua biocompatibilidade ou causar aumento de temperatura indesejável no dente ou nos tecidos moles circundantes.[8]

Pode-se assim dizer que um aumento na intensidade da luz leva a maior grau de conversão (GC), isto é, a maior percentual de monômeros que têm suas ligações duplas rompidas, formando polímeros. No entanto, é crucial compreender que a intensidade da luz por si só não pode garantir a polimerização ideal. É preciso considerar a energia disponível, expressa em jaule [J] por centímetro quadrado [cm²] (J/cm²), que é determinada pela intensidade da luz e a duração de sua ação. Por isso é essencial conhecer o fotopolimerizador utilizado para, assim, calcular o tempo de exposição ideal.[3,4]

Além disso, outro aspecto importante da polimerização é o processo de contração, com consequente redução no volume do material, resultando em tensões na interface entre o compósito e os substratos dentários. Como resultado da união adesiva entre os dois, as forças de tensão de contração podem superar a resistência adesiva, levando à uma ruptura e resultados clínicos potencialmente prejudiciais, como infiltração marginal e complicações relacionadas, como cáries secundárias[4.]

Para controlar este estresse, um dos meios foi alterar a química dos compósitos através da implementação de monômeros maiores como meio de diluir o número de ligações duplas livres para ligação. Além disso, também foi realizado a inclusão de cargas para diminuir a quantidade de resina necessária para o compósito.[3] Além de alterações químicas nos compósitos, também foi proposto uma alteração na prática clínica, sugerindo a implantação da técnica incremental, que propicia controle do fator C além de facilitar a reprodução das estruturas do dente.[4]

O fotoiniciador mais utilizado no mercado atual é a canforoquinona. Porém, devido a sua coloração amarelada e sua variação de cor após a polimerização, outros fotoiniciadores passaram a ser testados, como o óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina (Lucirin® TPO) e o 1-fenil-1,2-propanodiona (PPD).[7] Além destes, também foi desenvolvido um derivado de dibenzoil-germânio (Ivocerin®), patenteado pelo fabricante Ivoclar Vivadent, que busca fornecer um espectro maior na absorção de ondas curtas.[9] Cada um desses fotoiniciadores exibe faixas distintas de atividade de absorção espectral e manifestam uma variação considerável em sua capacidade de assimilar a luz.[9]

Além dos fotoiniciadores, os próprios aparelhos fotopolimerizadores também passaram por evolução considerável ao longo das últimas duas décadas. O primeiro fotopolimerizador à luz visível foi a lâmpada de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH), seguido pelos aparelhos a base de laser de argônio e arco de plasma (PAC). Por fim, surgiram os equipamentos com diodos emissores de luz (LED), que requerem baixa potência, sem necessidade de filtro óptico, e oferecem um nível consideravelmente elevado de eficiência de geração de fótons em comparação com suas contrapartes concorrentes[9].

2 PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a quantidade de fatores passíveis de alterar a fotopolimerização dos compósitos dentários, em especial, a resina composta - o propósito deste estudo foi examinar o procedimento de fotopolimerização, garantindo que a exposição radiante necessária e os comprimentos de onda de luz apropriados exigidos pelo (s) fotoiniciador (es) presentes na substância sejam fornecidos, juntamente com uma análise dos diferentes tipos de fotopolimerizador e seu uso, todos com base em literatura existente.

3 MATERIAL E MÉTODO

Trata-se de uma revisão narrativa, com levantamento de dados baseado na literatura já existente presente nos portais eletrônicos PUBMED e SCIELO, publicados entre 1993 e 2023. Foram utilizados os descritores: Resinas Compostas; Polimerização; Luzes de Cura Dentária. Os artigos escolhidos contemplam os idiomas: português e inglês. Foram selecionados artigos que apresentam a temática que envolvem os objetivos desta pesquisa. Foram excluídos os artigos que não se apresentavam pertinentes ao tema.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Unidades de fotopolimerização

Segundo Nomoto[10] e Leprince *et al*.[11] para alcançar a fotopolimerização ideal, é crucial garantir que a faixa apropriada de potência radiante espectral esteja disponível para ativar os fotoiniciadores presentes na resina. Dispositivos que utilizam lâmpadas halógenas são amplamente reconhecidos e ainda são empregados, quando se considera as várias opções de fotopolimerização para materiais resinosos.[12] Os dispositivos de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) são compostos por uma lâmpada halógena de filamento de tungstênio, um refletor e um filtro, além dos mecanismos de resfriamento; resultando na geração de luz azul na faixa de 390 a 510 nanômetros (nm) dentro do espectro visível.[12,13]

Segundo Rueggeberg *et al*.[9] e Mills *et al*.[13] o tempo necessário para a fotopolimerização adequada de um incremento de resina composta de 2 milímetros (mm) de espessura, variava de 20 a 60 segundos no dispositivo QTH. Entretanto, este sistema sofre limitações de desempenho, incluindo uma redução na eficiência da luz gerada pela degradação do filtro, além do calor produzido pela lâmpada ter potencial para prejudicar o tecido pulpar. Além disso, a curta duração da lâmpada que compõem o sistema, variando de 40 a 100 horas, também fizeram com que o aparelho fosse superado por outros fotopolimerizadores posteriormente.[13,14]

As unidades fotopolimerizadoras baseadas na luz de arco de plasma (PAC), segundo Rueggeberg *et al*.[9] empregam um par de barras de tungstênio que são posicionadas a uma distância predeterminada e envoltas em um recipiente de alta pressão contendo gás xenônio. A radiação produzida é então liberada por uma janela de safira. Quando os eletrodos são submetidos a uma alta tensão, é gerada uma faísca que produz uma quantidade substancial de radiação eletromagnética em um amplo espectro. A ampla faixa de emissão espectral exibida por essa variedade específica de luz tem o potencial de gerar quantidades abundantes de fótons para cada fotoiniciador.[9]

Ao contrário do PAC, os lasers de fotopolimerização de íon de argônio, apesar de apresentarem espectro de ação necessários para atingir a canforoquinona (CQ), não forneciam luz necessária para atingir iniciadores mais recentes, como

Lucirin® TPO e PPD. Portanto, com a popularidade de fotoiniciadores alternativos, houve uma diminuição significativa no nível de interesse no seu uso.[9,14,15]

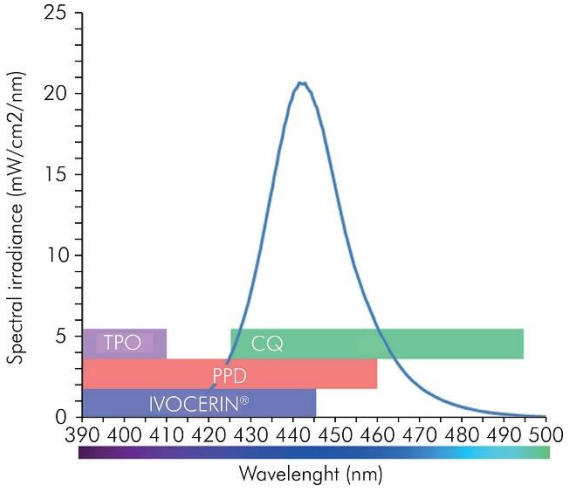
Segundo Pelissier *et al*.[16] com o surgimento dos diodos emissores de luz (LEDs), as lâmpadas halógenas e outras unidades fotopolimerização (LCUs) estão se tornando cada vez mais obsoletas. Por exigirem potência mínima, não possuírem filamentos e filtros ópticos, e oferecerem maior eficácia de geração de fótons, os LEDS vem se tornando objeto de estudo desde a década de 1960, apesar da primeira unidade estar comercialmente disponível apenas a partir de 2000, segundo Rueggeberg *et al*.[9] com a introdução do LUXoMAX® (Akeda). Conhecidas como luzes de LED da primeira geração, essas unidades podiam ser alimentadas por baterias, ainda que sofressem um fenômeno conhecido como “efeito memória”, que exigiam protocolos de recarga meticulosos.[9,16,17]

Segundo Pelissier *et al.*[16] e Rueggeberg *et al*.[9] as unidades iniciais dos LEDs tinham baixa capacidade de energia e estavam associadas a níveis de irradiância relativamente baixos, variando entre 100 e 280 mW/cm^2, embora a maioria apresente-se com média inferior a 200 mW/cm². Como resultado, a duração da radiação teve que ser estendida para até 60 segundos para atingir um incremento de 2 mm. Essas unidades tinham uma faixa espectral estreita que era particularmente adequada para compostos à base de resina iniciados pela CQ. Naquela época, o mercado de LED era amplamente dominado pela Freelight®, uma unidade que apresentava um nível de irradiância variando de 250 a 280 mW/cm². Esse nível de saída foi considerado comparável à eficiência das lâmpadas QTH, apesar de ainda apresentarem densidade de potência inferior.[9,16]

Rueggeberg *et al*.[9] relatam que a segunda geração dos LED foi introduzida a partir de 2002, sendo impulsionada pelo avanço da tecnologia de chips de 1 watts (W) e, posteriormente, 5W, 10W e 15W. Esse avanço possibilitou um aumento na potência e irradiância, permitindo que estas LCUs pudessem realizar a fotopolimerização mais rapidamente.[9,15] Ainda segundo os autores, com a progressão da tecnologia de chips, tornou-se possível ampliar os valores de irradiância, facilitando o uso de valores de exposição reduzidos. Esse desenvolvimento foi fundamental para alcançar a fotopolimerização ideal de materiais restauradores que contêm CQ em um período de exposição menor. Rueggeberg *et al.*[9] apresenta gráfico 1 contendo a

relação entre a emissão espectral de uma LCU de segunda geração e os fotoinicadores comumente encontrados nas resinas compostas.[9]

Gráfico 1 - Emissão espectral de uma unidade de fotopolimerização de segunda geração

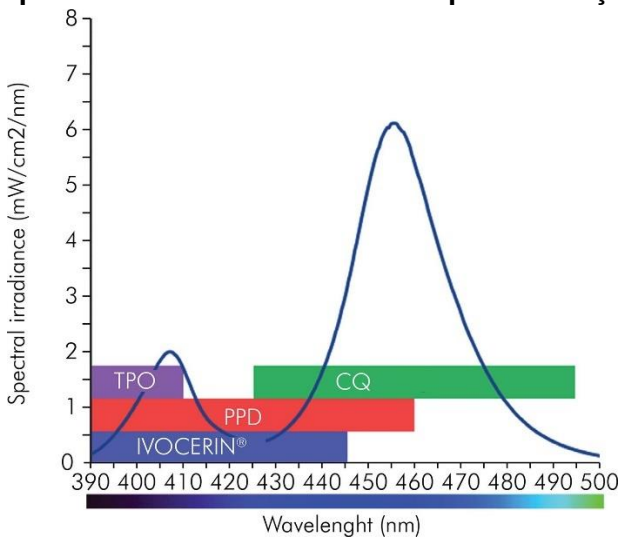


Fonte: Rueggeberg et al. (2017)[9]

Apesar da segunda geração de LEDs já ter transformado a prática clínica, o desenvolvimento da terceira geração possibilitou o fornecimento de energia radiante capaz de atingir os fotoiniciadores que não conseguiam ser alcançados com as versões anteriores. Para Pelissier *et al.*[16] com a evolução para a terceira geração dos LEDs, além da CQ e PPD, também foi possível fotopolimerizar materiais contendo Lucirin® TPO (óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina) e Ivocerin® (derivado de dibenzoil-germânio), fornecendo assim comprimentos de onda violeta e azul.[9,16]

Segundo Pelissier *et al*.[16] o desenvolvimento desta nova geração atende aos diversos requisitos dos procedimentos ortodônticos e restauradores de rotina, por exemplo, a aplicação de energia em um amplo espectro, abrangendo unidades com ondas múltiplas – *polywave* - conferindo às unidades uma versatilidade em termos da variedade de materiais que podem ser curados. Ainda segundo os autores, corroborado por Rueggeberg *et al*.[9] a irradiância desses aparelhos pode variar de 1000 até 3000 mW/cm², contendo também baterias de íon-lítio que fornecem uma energia estável e de uso prolongado.[9,16] No gráfico 2, Rueggeberg *et al*.[9] demonstram a relação entre emissão espectral de uma LCU de terceira geração e os fotoiniciadores mais empregados em resinas compostas.

Gráfico 2 - Emissão espectral de uma unidade de fotopolimerização de terceira geração



Fonte: Rueggeberg *et al.*[9]

Entretanto, apesar da introdução das baterias de íon-lítio ter sido considerado uma evolução notável, segundo Rueggeberg *et al*.[9] houve ainda mais avanços nessa área. O surgimento da tecnologia de baterias de polímero de lítio permitiu a criação de fontes de energia mais leves e duráveis. Além disso, também foi disponibilizado ao mercado o primeiro fotopolimerizador totalmente sem bateria, que, segundo os autores, opera por meio de carga e descarga de um “ultracapacitor”. De acordo com a marca Kerr Dental, responsável pelo lançamento da The Demi Ultra®, o aparelho necessita de uma recarga de 40 segundos após 25 exposições de 10 segundos.[9,15]

4.2 Energia necessária para a fotopolimerização

Segundo Price *et al.*[18], a energia radiante é a quantidade de energia em Jaules emitida por uma LCU. Para Ferracane *et al.*[19] as restaurações fotopolimerizáveis à base de resina só podem funcionar de acordo com as especificações do fabricante, se receberem a quantidade precisa de energia nos comprimentos de onda designados. Como resultado, a LCU deve fornecer a irradiância, a duração da exposição e a emissão espectral apropriadas. Não fazer isso

pode resultar em uma qualidade de restauração abaixo do ideal ou até mesmo em falha total da cura adequada do material.[19]

A tabela 1 detalha a potência e o espectro de luz das unidades de fotopolimerização que foram introduzidas no mercado ao longo das últimas décadas. Segundo Torres[7] a intensidade luminosa, densidade de potência ou irradiação de um fotopolimerizador se refere à quantidade de fótons (partículas de luz) emitidas por uma fonte de luz em uma área focal específica. Essa medida é expressa em miliWatts por centímetro quadrado (mW/cm²).

Tabela 1 - Potência e espectro de luz referentes a cada unidade fotopolimerizadora

UNIDADES DE CURA DENTÁRIA	POTÊNCIA (em mW/cm²)	ESPECTRO DE LUZ (em nm)
Lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio	De 400 a 500 mW/cm²	390 a 510 nm
Arco de plasma (PAC)	Até 2400 mW/cm²	380 a 500 nm
Lasers de íon de argônio	De 700 a 1200 mW/cm²	457 a 514 nm
LEDs de primeira geração	Em média, menor que 200 mW/cm²	470 nm
LEDs de segunda geração	Superior a 1000 mW/cm²	460 a 480 nm
LEDs de terceira geração	Superior a 1000 mW/cm²	380 a 550 nm (violeta e azul).

FONTE: Torres *et al*.[7] e Rueggeberg *et al*.[9]

Watts *et al*.[20] relataram que, em um corpus de 100 artigos publicados entre 2010 e 2012, apenas 46% dos artigos sob análise relataram a quantidade de energia fornecida. Além disso, dos artigos que relataram a quantidade de energia fornecida, mais de 75% forneceram mais que o dobro da necessidade mínima de energia recomendada pelo fabricante.[21] Price *et al.*[18] corroboram dizendo que a falta de consistência na maneira pela qual a emissão de luz das LCUs é descrita por fabricantes e pesquisadores, resultou na disseminação não intencional de informações imprecisas sobre fontes de luz e os requisitos de fotopolimerização de sistemas de compósitos dentários fotopolimerizáveis. Segundo os autores, essas

inconsistências podem causar confusão e erros, sendo necessário, portanto, a adoção de uma abordagem unificada na descrição da emissão de luz pelas LCUs.

Segundo Price *et al.*[18] a norma existente regida pelo artigo ISO 10650 delineia os pré-requisitos e procedimentos de exame para testes de polimerização na faixa de comprimento de onda de 380 nm a 515 nm. Entretanto, segundo os autores, apesar de fornecer dados significativos e essenciais, ele se baseia na suposição de que a emissão de luz está uniformemente dispersa por toda a extremidade luminosa. Porém, como apontam Michaud *et al*.[22] e Soto-Montero *et al.*[23], em várias LCUs, isso não é uma ocorrência. Por isso, para Price *et al.*[18] corroborado por outros autores,[21,24] é preciso ter cautela em afirmar apenas um valor único de irradiância para uma LCU.

Segundo Rueggeberg e Swift Júnior[25] para garantir a fotopolimerização adequada de materiais de resina composta, é preciso que uma quantidade adequada de energia de luz visível seja fornecida, que é determinada pelo produto da irradiância da luz de cura (mW/cm^2) e pela duração da exposição (segundos). Price *et al.*[18] validam mencionando que a exposição radiante ou densidade de energia (E) recebida pela restauração é expressa em J/cm^2, e é o produto matemático da irradiância da luz de polimerização (I em mW/cm^2) e o tempo de exposição (t em segundos): E = I x t. Neste sentido, a determinação de durações de exposição adequadas tornou-se cada vez mais complexa devido à disponibilidade de várias fontes de luz, modos de exposição e diferentes composições de compósitos dentários. Consequentemente, para Rueggeberg e Swift Júnior[25] é inviável fornecer qualquer diretriz universal para a duração da exposição. Uma vez que os materiais fotopolimerizáveis requerem o tipo correto (comprimento de onda) e quantidade de energia luminosa (J/ cm²) para atingir as propriedades físicas, químicas e ópticas pretendidas, para Price *et al*.[18] os fabricantes devem indicar os parâmetros necessários para polimerizar adequadamente suas resinas. Os dentistas podem então combinar o LCU e o tempo de exposição com o material que estão usando.[18]

Price *et al.*[26] corrobora dizendo que não é apenas a irradiância que define a eficácia de cura de uma resina. Segundo ele, os fotopolimerizadores disponíveis estão na faixa de 300 a 4.000 mW/cm², no entanto, a polimerização ideal de resinas compostas é altamente dependente da energia radiante que é transmitida à restauração. Em seu experimento, os autores avaliaram 20 profissionais de odontologia que foram testados quanto à sua capacidade de fornecer energia para

restaurações simuladas. Os resultados revelaram que houve uma variação significativa entre os operadores, com 27% dos profissionais fornecendo menos de 10 J/cm^2 para uma restauração de Classe I e 82% fornecendo menos de 10 J/cm^2 para uma restauração de Classe V. Segundo os autores, esses resultados sugerem que, apesar da disponibilidade de novas luzes de polimerização capazes de fornecer energia suficiente, a falta de técnica de operação adequada geralmente dificulta o fornecimento de luz útil à resina.[26]

Além disso, a literatura recente indicou que a utilização de LCUs com altos valores de irradiância pode exigir tempos de exposição mais longos para curar de forma eficaz um composto do que o sugerido pelos fabricantes.[25] De acordo com um estudo conduzido por Hadis *et al.*[27] para garantir a polimerização ideal das resinas compostas, nem sempre é possível agilizar o processo de cura. A manifestação de restaurações polimerizadas inadequadamente pode ser mitigada modificando os protocolos de polimerização para corresponder à resina composta específica que está sendo utilizada. Consequentemente, é crucial adaptar os procedimentos de cura à resina individual que está sendo empregada para minimizar a probabilidade de resultados abaixo do ideal.[27]

Um outro estudo que também corrobora com essa teoria foi conduzido por Busemann *et al*.[28] De acordo com os autores, a duração de 5 segundos para a polimerização, apresentada por alguns fabricantes de luzes de polimerização analisados no estudo, foi considerada inadequada para a polimerização completa de 5 tonalidades distintas de 2 resinas dentárias frequentemente empregadas.

Segundo Rueggeberg e Swift Júnior[25] anteriormente pensava-se que a “lei da reciprocidade de energia” era aplicável a todos os materiais restauradores, o que significa que, desde que um material recebesse a mesma quantidade de energia radiante total - ou seja, o resultado da duração da exposição e da irradiância - a extensão da cura e as propriedades físicas resultantes do material seriam comparáveis. Apesar dessas suposições anteriores, pesquisas mostraram o contrário. É impossível prever como qualquer composto ou tonalidade de material reagirá a uma unidade de cura específica sem alguma forma de teste pessoal e personalizado.[25-28]

De acordo com Price *et al.*[26] a quantidade adequada de energia necessária para curar com eficácia um incremento de resina de 2 mm de espessura pode variar

entre 6 J/cm² a 36 J/cm², dependendo da marca e tonalidade específicas consideradas. Segundo Shen *et al*.[3] a energia necessária seria de 16 J/cm². De acordo com Hadis *et al*.[27] os profissionais devem obter informações sobre a composição dos materiais e as fontes apropriadas de radiância dos fabricantes. Isso pode auxiliar na seleção de protocolos de polimerização adequados para combinações específicas de materiais e LCUs, levando a uma redução na ocorrência de restaurações mal polimerizadas e minimizando seu impacto clínico.

4.3 Fotoiniciadores presentes das resinas compostas

De acordo com Rueggeberg *et al.*[9] é a absorção física de fótons em um determinado comprimento de onda que é responsável pela conversão da luz visível em energia armazenada. Essa energia armazenada é posteriormente utilizada para a geração de radicais livres. Segundo os autores, a criação de radicais livres em um sistema fotopolimerizável depende inteiramente da presença de fótons dentro de uma certa profundidade no ambiente restaurador local. O tipo de fotoiniciador usado determina se o composto reage com uma molécula intermediária (uma amina) para produzir radicais livres - um iniciador do tipo 2 (Norrish tipo II) - ou se decompõe diretamente em um ou mais radicais livres - compostos do tipo 1 (Norrish tipo I) - sem a necessidade de nenhum composto secundário para iniciar o processo da polimerização.[9,30,31]

Atualmente, fotoiniciadores distintos são empregados em materiais restauradores fotopolimerizáveis à base de resina.[29] A canforoquinona (CQ) - iniciador tipo 2 (Norrish tipo II)[30,31] - é dos fotoiniciadores mais comumente utilizados, e exibe um tom amarelo vívido. No entanto, nem todo seu conteúdo é utilizado no processo de fotopolimerização. Consequentemente, a CQ residual nas restaurações resultantes faz com que elas possuam uma tonalidade levemente amarelada. O espectro de absorção de luz visível da canforoquinona abrange de 425 a 495 nm, segundo Rueggeberg *et al.*[9] e Ikemura e Endo.[29]

Na busca por diminuir o tom amarelado nas restaurações, os fabricantes passaram a estudar métodos alternativos de fotoiniciação. Neste sentido, foi introduzido no mercado o Lucirin® TPO (óxido mono-aquil fosfínico) - iniciador do tipo 1 (Norrish tipo I)[30,31] - inicialmente de forma isolada como único fotoiniciador. Segundo

Rueggeberg *et al*.[9] a absorção de luz visível do fotoiniciador Lucirin® TPO, abrange de 390 a 410nm. Atualmente, o iniciador é combinado com outros iniciadores, como o CQ.[9]

Além do Lucirin® TPO, outro iniciador foi lançado posteriormente, sendo conhecido pelos pesquisadores como um fotoiniciador de “banda larga”. Chamado de PPD (fenil- propanodiona), também sendo classificado como iniciador do tipo 1 (Norrish tipo I),[30,31] normalmente é utilizado em conjunto com o CQ, melhorando o processo de polimerização da resina e minimizando a tonalidade residual amarelada. Seu espectro de absorção de luz está entre 300 – 400 nm.[9,32,33]

Já o fotoiniciador de óxido de bis(acil)fosfano (BAPO), segundo Widera *et al*.[34] é conhecido comercialmente como Omnirad® 819 (anteriormente Irgacure 819®). Para Lima *et al*.[35] este iniciador apresenta uma faixa de absorção de 365 a 416 nm e é considerado do tipo 1 (Norrish tipo I). Para os autores, sua utilização oferece benefícios, incluindo sua capacidade de absorver efetivamente a luz incidente devido à sua cor branca, que posteriormente aumenta a profundidade de polimerização da resina. Além disso, segundo os autores, sua alta reatividade elimina a necessidade de amina como co-iniciadora.

O iniciador Ivocerin®, segundo Rueggeberg et al.[9] é derivado do dibenzoil-germânio e tem o propósito de oferecer uma gama mais abrangente de absorção de comprimentos de onda curtos. Esse fotoiniciador patenteado encontra-se disponível exclusivamente nos produtos provenientes de um único fabricante (Ivoclar Vivadent). A capacidade do Ivocerin® de absorver luz visível varia entre aproximadamente 390 e 445 nm.[9,36]

Entretanto, assim como defende Bertolo *et al.*[37] estes novos iniciadores, por apresentarem comprimentos de onda inferiores a 420 nm, têm uma limitação de aplicabilidade das fontes de LED de primeira e segunda geração. Os novos sistemas fotoiniciadores que buscam melhorar a estética das restaurações realizadas em resina composta, demandam fontes de luz que incluem um amplo espectro, como os os LEDs de terceira geração e até as QTH que, apesar de suas diversas desvantagens, apresenta um espectro de ação de 380 a 510 nm.[37]

Para garantir a produção adequada de radicais livres e, consequentemente, uma polimerização eficaz, as resinas ativadas por luz não precisam receber apenas

uma quantidade suficiente de energia total (joules), mas também receber essa energia dentro do intervalo de comprimento de onda correto. A tabela 2 apresenta os fotoiniciadores que podem estar presentes nos compósitos resinosos e os respectivos valores de absorção de luz expressos em nanômetros (nm). Segundo Price e Felix[38] quando o material é exposto à luz com um comprimento de onda apropriado, o fotossensibilizador é estimulado e entra em um estado excitado, interagindo com a amina presente no composto. Isso resulta na geração de radicais livres, os quais são consumidos durante o processo de polimerização por adição.[10,38]

Tabela 2 – Fotoiniciadores e seus respectivos valores de absorção de luz

FOTOINICIADOR:	ABSORÇÃO DE LUZ (em nm):
CQ	425 a 495 nm
Lucirin® TPO	390 a 410nm
PPD	300 a 400 nm.
BAPO	365 a 416 nm
Ivocerin®	390 a 445 nm

FONTE: Rueggeberg *et al.*[9] e Bertolo *et al*.[37].

4.4 *Monowave versus polywave*

As resinas compostas empregadas na restauração de dentes que passaram por clareamento, visando alcançar tons mais claros, costumam utilizar fotoiniciadores com absorção de luz inferiores a 400 nm (luz violeta), como PPD, BAPO, Lucirin® TPO e Ivocerin®.[9,38] Com a introdução desses fotoiniciadores no mercado, surgiu a necessidade de fornecer energia radiante para ativá-los, levando os fabricantes a incorporar mais de uma cor no chipset LED[9], contemplando assim o que os autores chamam de polywave.[39]

Segundo Varsney *et al.*[36] e Miletic e Santini[40] os comprimentos de onda dos fotoiniciadores mais recentes não são atingidos de maneira eficaz pelas unidades de polimerização por diodo emissor de luz (LED) com uma única onda (LCUs *monowave*), resultando em menor grau de conversão. Segundo os autores, a saída de luz dessas

LCUs geralmente ocorre em comprimentos de onda situando-se entre 445 nm e 480 nm, o que é suficiente para acionar o fotoativador padrão, o CQ.[36,40]

Para alcançar os comprimentos de onda dos compostos com fotoiniciadores alternativos, os fabricantes introduziram LCUs de ondas múltiplas. Essas LCUs *polywave* são acompanhadas de chips de LED que emitem luz dentro de uma faixa mais ampla que, segundo Varsney *et al.*[36], abrangem de 380 nm a 550 nm, permitindo uma ativação mais eficiente de diversos fotoiniciadores.[21,36,41] Segundo Rueggeberg[15] e Jandt e Mills[17] devido à capacidade dos LEDs *polywave* em ativar efetivamente fotoiniciadores que possuem picos de absorção no espectro violeta, essas fontes de luz são recomendadas para uso em materiais que incluem fotoiniciadores alternativos.

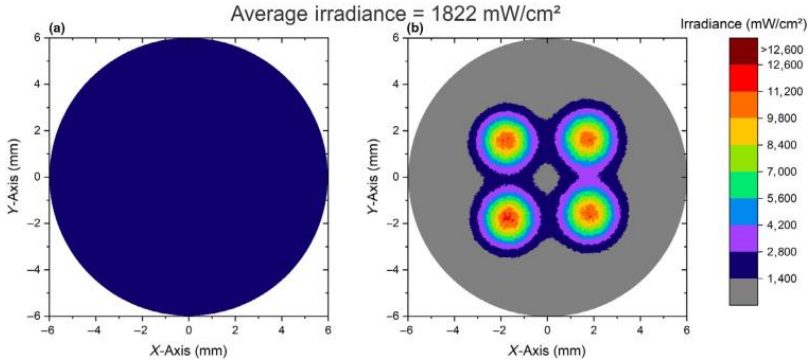
Cada fabricante utilizou métodos diferentes para oferecer essa gama de comprimentos de onda nas faixas violeta e azul. Cada LCU tem maneiras diferentes de posicionar os chips que abrangem essa emissão de luz violeta próxima a 407 nm.[9] Entretanto, segundo Rocha *et al*.[42] e Price *et al.*[18] a incorporação de diversos emissores de LED com diferentes comprimentos de onda pode ter um impacto adverso na quantidade global de luz azul disponível e na uniformidade geral do feixe luminoso emitido, dependendo do posicionamento dos diferentes chips na ponta da LCU. Segundo os autores, isso pode levar a alterações na distribuição espectral da irradiação na superfície da resina, gerando o potencial de uma polimerização desigual dentro do composto de resina. Esta questão também é levantada por outros autores.[9,15,23]

4.5 Uniformidade na distribuição do feixe

Diferentes estudos vêm demonstrando que a distribuição da luz proveniente de várias LCUs de LED nem sempre é distribuída ao longo da ponta da unidade.[22-44] Segundo Michaud *et al*.[22] com base no fotoiniciador empregado no compósito de resina e na posição da LCU em relação ao dente, a falta de uniformidade pode resultar em uma polimerização deficiente e desigual da resina. Esse cenário pode comprometer as características físicas da restauração, além de contribuir para uma possível falha prematura do tratamento.

Segundo Michaud *et al.*[22] e Price *et al.*[26] no caso das LCUS *polywave,* algumas regiões podem fornecer apenas luz violeta, enquanto outras regiões fornecem apenas luz azul. Segundo Price et al.[18] um único valor de irradiância não deve ser utilizado para descrever a saída de uma LCU, já que, assim como representado na Figura 1, diferentes pontos da saída podem apresentar diferentes valores de irradiação, mesmo o valor médio sendo 1.822 mW/cm$^{2.}$ Neste estudo, os autores registram que há regiões onde a saída apresenta irradiação de até 4000 mW/cm², citados por ele como “pontos quentes”; enquanto outras regiões apresentam baixa saída radiante.

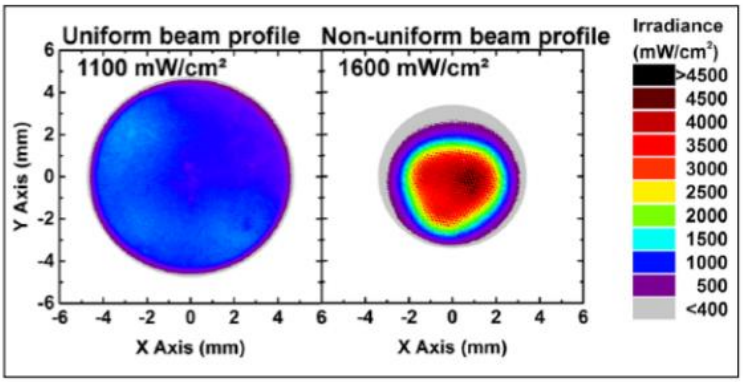
Figura 1 – Distribuição da irradiância na ponta de uma unidade de fotopolimerização



FONTE: Price *et al.*[18]

Em outro estudo, Price et al.[21] compara duas LCUs distintas, analisando a distribuição média de irradiação em cada uma delas. Segundo os autores, a unidade não uniforme apresenta regiões cujo a irradiação atinge 4.500 mW/cm², enquanto outras regiões atingem apenas 400 mW/cm², como demonstrado na Figura 2.

Figura 2 – Distribuição de irradiância na ponta de duas unidades de fotopolimerização diferentes



FONTE: Price et al.[21]

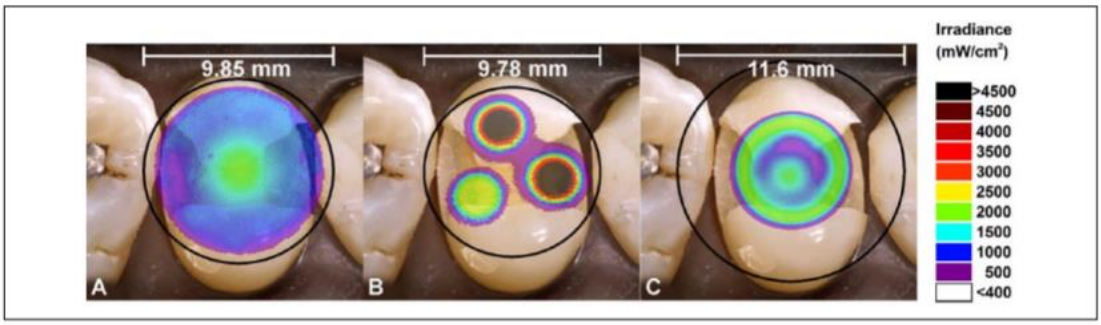
4.6 Diâmetro do feixe de luz

Segundo Shimokawa *et al.*[45] e Li *et al.*[46] o diâmetro da ponta ativa também é relevante, uma vez que qualquer área do composto resinoso que não esteja abrangida pela região ativa da ponta, terá uma polimerização menos eficaz. Muitos fabricantes, com objetivo de aumentar os níveis de irradiância, desenvolvem LCUs de pequenos diâmetros, diminuindo assim o tempo para completa fotopolimerização. Entretanto, essa escolha acaba ocasionando a necessidade de múltiplas exposições para atingir todas as regiões do dente. Em contrapartida, ao optar por uma ponteira com um diâmetro adequado para cobrir completamente a restauração, poderá ser suficiente realizar apenas uma exposição mais prolongada.[47]

Price *et al.*[21] corroboram dizendo que a disparidade entre o diâmetro externo da ponta e o diâmetro do feixe de luz ativo, pode induzir os profissionais a acreditarem que a luz emitida é suficiente para polimerizar adequadamente toda a largura da restauração. Entretanto, assim como os autores mostram na Figura 3, há uma diferença entre o diâmetro externo da ponta e a região onde a luz é ativamente emitida pela ponta do LCU. Em seu estudo, Price demonstra que, em uma cavidade mésio-ocluso-distal (MOD) de um pré-molar classe II, utilizando 3 LCUs distintas, diferentes partes da restauração receberão diferentes irradiâncias e diferentes quantidades de energia radiante, considerando o mesmo tempo de exposição. Segundo os autores, isso pode favorecer a fratura do rebordo marginal, já que poderia receber exposição radiante inadequada.[21] Segundo Haenel *et al*.[48] essa disparidade pode reduzir as propriedades físicas e diminuir a integridade da junção dente-resina;

e, segundo Ferracane *et al*.[49] pode produzir um desgaste superficial não uniforme ao longo do tempo.

Figura 3 – Diferença entre o diâmetro externo e a parte ativa da ponta, em 3 unidades de fotopolimerização diferentes



FONTE: Price et al. (2015)[21].

4.7 Diferentes técnicas de polimerização

Diferentes técnicas de polimerização têm sido propostas como soluções para abordar as questões relacionadas à contração de polimerização, que ocasionalmente podem acarretar em sensibilidade e infiltração marginal.[50,51] Camargo *et al.*[51] defendem que a inadequada polimerização das resinas compostas pode ocasionar diminuição das propriedades mecânicas, aumento de monômeros residuais e ainda, segundo os autores, pode haver comprometimento estético com alta tendência ao manchamento superficial e possibilidade de infiltração marginal.

Segundo Rueggeberg *et al.*[9] muitas técnicas foram introduzidas na indústria, sendo que o modo “soft-start” preconiza que uma baixa intensidade de luz seja fornecida no início da exposição, seguida por um período de alta intensidade. Ainda segundo os autores, o modo “ramp” propõe que uma baixa intensidade de luz inicial seja gradualmente aumentada até alcançar a intensidade máxima, o qual é mantida até o final da exposição. Já o modo “pulse-delay”, segundo Camargo *et al.*[51], propõe que uma baixa intensidade de luz inicial seja aplicada somente para polimerização superficial, durante um período de 3 a 5 segundos. Após um tempo de espera de 1 a 3 minutos, é realizado a segunda irradiação por um período de 20 a 40 segundos. Devido ao tempo de espera que esta técnica necessita, sua aplicação clínica acaba não sendo prática.[9,51,52,53] Considerando esta desvantagem na

aplicação, segundo Pereira *et al.*[52] uma adaptação foi integrada na abordagem. Esta modificação consiste em aplicar inicialmente uma intensidade luminosa mais baixa por um breve período (5 segundos) para cada camada de resina composta. Após a incorporação de todos os incrementos e, consequentemente, a conclusão da morfologia dental, o profissional deve aguardar um intervalo determinado (1 a 3 minutos) antes de continuar com a finalização eficaz da fotopolimerização, utilizando a técnica convencional.[52] Para Najjar et al. (2022)[54], estes vários modos de fotopolimerização buscam mitigar o estresse causado pela contração de polimerização.

De acordo com Camargo *et al.*[51] o propósito dessas abordagens que abrangem a iniciação da fotopolimerização com baixa intensidade luminosa, é possibilitar uma fase pré-gel mais proeminente que possibilitaria uma taxa de conversão de monômeros mais baixa, resultando assim em melhor fluxo de material e melhor adaptação marginal. Ainda segundo os autores, na etapa final dessas técnicas, o processo de polimerização seria concluído com alta intensidade luminosa, o que asseguraria um grau de conversão apropriado - essencial para alcançar propriedades físicas e mecânicas relevantes.[51] Além disso, segundo Pereira *et al*.[52] na técnica de alto pulso de energia, onde a luz também é aplicada no material restaurador sem interrupção, porém com um alto pulso de energia durante um período muito pequeno de tempo; há uma diminuição no tempo necessário para polimerizar cada incremento de resina e, consequentemente, o tempo clínico da confecção da restauração.[52]

Ferracane *et al*.[19] defendem que os dentistas precisam, portanto, considerar a relevância clínica das evidências que afirmam essa redução do estresse de polimerização quando técnicas como “soft start”, “ramp” e “pulse delay” são utilizadas. Entretanto, os autores completam que as informações mais recentes sugerem que os possíveis benefícios do uso desses métodos alternativos de exposição estão fortemente condicionados ao tipo de compósito de resina empregado, à LCU, e a situação clínica específica.[19,55]

4.8 Irradiância à distancia

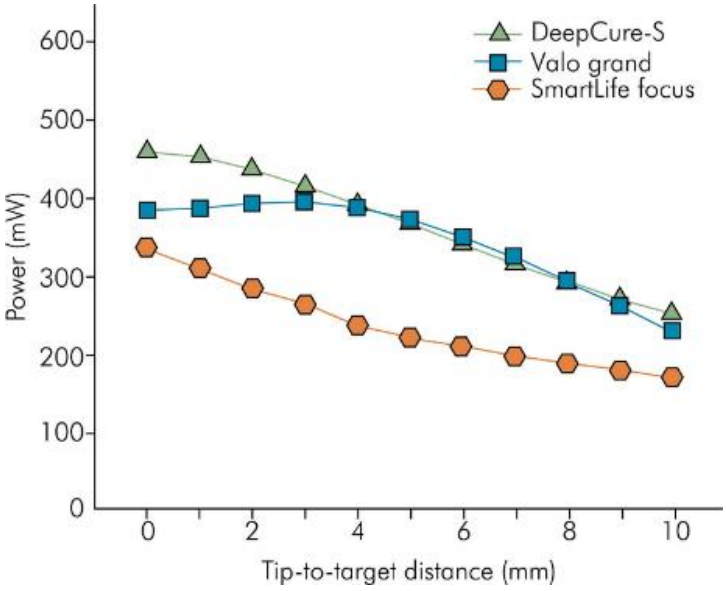
Frequentemente, os fabricantes fornecem valores de irradiância que são medidos exclusivamente na extremidade da unidade de cura.[9] Contudo, ainda que essa irradiação seja elevada nas proximidades da ponta, ela sofre uma rápida redução à medida que a distância entre a ponta da LCU e a superfície da resina aumenta.[9,19]

Price *et al*.[56] corroboram dizendo que, ainda que uma baixa densidade de potência seja capaz de realizar uma cura eficaz na superfície mais próxima da luz, à medida que a resina se torna mais espessa e, consequentemente, mais opaca, ocorre uma diminuição exponencial no número de fótons que conseguem alcançar a parte mais profunda do compósito, à medida que sua espessura aumenta. Ainda segundo os autores, devido à dispersão do feixe de luz vindo da extremidade da ponta guia, uma distância comumente observada de 6-8 mm entre o guia de luz e a superfície inferior de uma cavidade proximal em um dente molar, há uma diminuição de cerca de 50% na densidade de potência da extremidade da ponta guia. Shen *et al*.[3] relatam que a penetração da luz está limitada a 2-3 mm de espessura da resina e, no caso das resinas bulk fill, até 4 mm. Além disso, segundo Ferracane *et al.*[19], a utilização de matriz podem mover a ponta da unidade e fazer uma sombra na estrutura dentária remanescente, fazendo com que a resina receba menos luz.

Segundo Hansen e Asmussen[57] a profundidade da cavidade varia normalmente de 4 a 5 mm em pré-molares inferiores, de 5 a 6 mm em pré-molares superiores e molares inferiores, e de 5 a 7 mm em molares superiores. Segundo estudo conduzido pelos autores, a medida em que a distância de irradiação aumentou, houve uma diminuição moderada e linear na profundidade de polimerização. Segundo ele, aumentar a distância de irradiação para um valor maior em milímetros (até 12mm), resultou em uma redução na profundidade efetivamente polimerizada da resina de aproximadamente 1 mm.[57]

Rueggeberg *et al.*[9] relata em seu artigo que é fundamental que o profissional compreenda como as distâncias clinicamente relevantes impactarão a quantidade de luz fornecida pela sua LCU em direção à restauração. Os autores demonstram, no gráfico 3, como as distâncias afetam a irradiância fornecida por 3 LCUs distintas, levando em conta as variáveis potência (mW) e distância da ponta ao alvo (em milímetros).

Gráfico 3 - Distância de irradiação versus irradiância fornecida por 3 unidades de fotopolimerização distintas



FONTE: Rueggeberg *et al.*[9]

Xu *et al*.[58] conduziram uma análise sobre a adesão da resina composta - considerando o uso do adesivo fotopolimerizável Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) - em relação ao aumento da distância para a ponta da LCU. A conclusão dessas considerações indicou que, ao polimerizar em cavidades proximais de profundidade considerável, utilizando uma fonte de luz de polimerização com intensidade de 600 mW/cm^2, é aconselhável prolongar o tempo de polimerização para um intervalo de 40 a 60 segundos, a fim de assegurar a polimerização otimizada. Outros pesquisadores também forneceram recomendações semelhantes para a extensão do tempo de polimerização, inclusive quando se utilizam fotopolimerizadores com intensidades superiores a 1.000 mW/cm^2.[9]

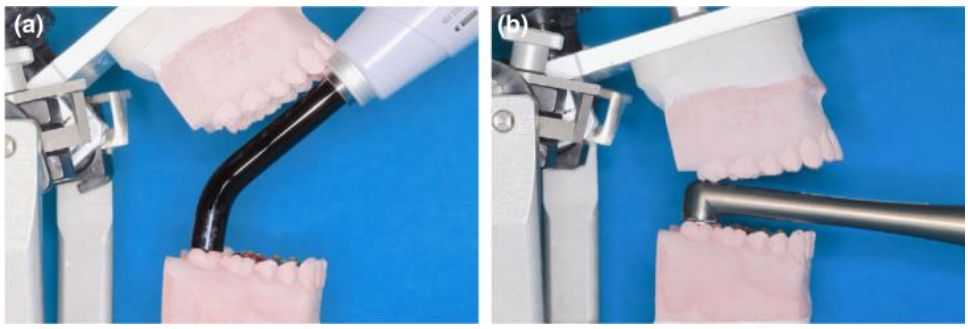
4.9 Ângulo de incidência

Em grande parte dos experimentos conduzidos em ambientes laboratoriais, o acesso direto ao material a ser polimerizado raramente é um elemento limitante.[18,59] Nesses cenários, a extremidade luminosa é meticulosamente posicionada sobre o centro das amostras com precisão e estabilidade. No entanto, de acordo com Price *et al.,*[18] Moreira *et al*.[60] e Konerding *et al*.[61,] o design da unidade de polimerização pode apresentar obstáculos à obtenção de um acesso adequado a todas as regiões bucais.

Tal circunstância pode levar o operador a ampliar a distância de polimerização ou a ajustar o ângulo da ponta luminosa. Essas ações resultam na diminuição da quantidade de energia fornecida, culminando em uma redução na polimerização final do compósito resinoso.[18,60,61]

De acordo com Price *et al.*[18,] assim como os autores demonstram na imagem 1(b), a LCU ideal deve apresentar uma cabeça de perfil baixo. Para os autores, assim como corroboram outros pesquisadores,[9,19,62] a ponta de luz deve ser posicionada o mais próximo possível e perpendicular à superfície da resina, durante todo o período de exposição. Para que esta condição seja atingida, os autores relatam que os LCUs de perfil mais alto, como na Figura 4 (a), seria necessária uma abertura bucal consideravelmente maior, o que não costuma acontecer na prática clínica.

Figura 4 – Posicionamento ideal de duas unidades de fotopolimerização distintas



FONTE: Price *et al.*[18]

Essa mesma conclusão foi obtida em Ferracane *et al.*[19], onde os autores relatam que o profissional deve realizar uma avaliação para determinar a capacidade da extremidade da LCU em alcançar efetivamente as condições orais mais desafiadoras, especialmente em casos de pacientes com restrições de abertura bucal ou aqueles que apresentam dificuldade em permanecer imóveis, como, por exemplo, crianças ou idosos. Na Figura 5, os autores demonstram que, com a mesma abertura bucal, uma LCU não permite o acesso em linha reta (Figura 5A), enquanto a outra permite um acesso direto à área da restauração (Figura 5B).

Figura 5 – Acesso de duas unidades de fotopolimerização distintas com a mesma abertura bucal



FONTE: Ferracane *et al.*[19]

De acordo com Price *et al.*[18] e Shortall *et al.,*[63] certos fabricantes estão desenvolvendo LCUs incorporando tecnologias de detecção que oferecem auxílio ao operador no posicionamento preciso da extremidade da LCU em relação ao dente. Quando a ponta luminosa se distancia do dente, esse mecanismo opera de maneira sequencial: a LCU inicia uma vibração e, posteriormente, se for afastada, é automaticamente desligada.[18,63]

4.10 Efeitos prejudiciais do aumento da irradiância

Diversos estudos já demonstraram que procedimentos terapêuticos comumente realizados na odontologia podem resultar em um aumento significativo na temperatura do dente, o que, por sua vez, pode levar a mudanças irreversíveis na polpa dentária.[64-66] Segundo Rueggeberg et al.,[9] quanto maior a intensidade da luz (irradiância) de uma LCU, e quanto mais tempo os tecidos dentais forem expostos a essa luz, maior será o potencial de aumento de temperatura dentro da polpa dentária e dos tecidos moles adjacentes.

De acordo com Ferracane *et al.,*[19] quando os primeiros modelos de LCUs de LED foram introduzidos, era frequentemente afirmado que eles não provocavam qualquer elevação na temperatura da polpa dentária, destacando assim uma vantagem sobre outras LCUs. No entanto, segundo os autores, essa ausência de aumento de temperatura estava relacionada à irradiância relativamente baixa dessas unidades LED de primeira geração. Com o surgimento dos LEDs de segunda e

terceira gerações, a irradiância aumentou consideravelmente em comparação às LCU das versões anteriores, resultando no aumento do potencial para gerar temperaturas prejudiciais nos tecidos da polpa dentária.[9,19]

Para Rueggeberg *et al*.[9] embora a reação exotérmica das resinas compostas também possa desempenhar um papel significativo no aumento da temperatura da polpa dentária, é pertinente destacar que as unidades de fotopolimerização ainda subsistem como a principal fonte de calor que incide sobre esse incremento térmico no interior da polpa.[9,67]

Em estudo conduzido por Onisor *et al*.[68] foi constatado que a aplicação de um fluxo de ar, água ou uma combinação de ar e água durante o processo de exposição à luz da LCU apresentou a capacidade de mitigar o aumento da temperatura na polpa dentária. Esta observação foi realizada em molares extraídos que foram previamente restaurados com restaurações indiretas de cerâmica. Entretanto, ao se tratar de restaurações diretas utilizando resina composta, assim como cita Rueggeberg *et al.*,[9] é recomendável evitar a utilização de água ou a aplicação de spray de ar/água durante o processo de exposição das camadas de resina. Isso se deve ao potencial de comprometimento da adesão entre a camada adesiva e a resina composta, bem como da própria integridade da resina composta, que pode ser afetada pela presença da água. Nestes casos, para Rueggeberg *et al.*[9] o direcionamento de um jato apenas de ar parece ser promissor.

Ferracane *et al.*[19] corroboram dizendo que, em algumas situações, o aumento da irradiância se torna necessário para garantir a polimerização completa do material. Nestes casos, os autores recomendam o resfriamento do dente antes, durante e após à exposição da luz emitida pelas LCUs, direcionando um fluxo de ar em direção ao dente exposto.[19]

4.11 Controle de infecção

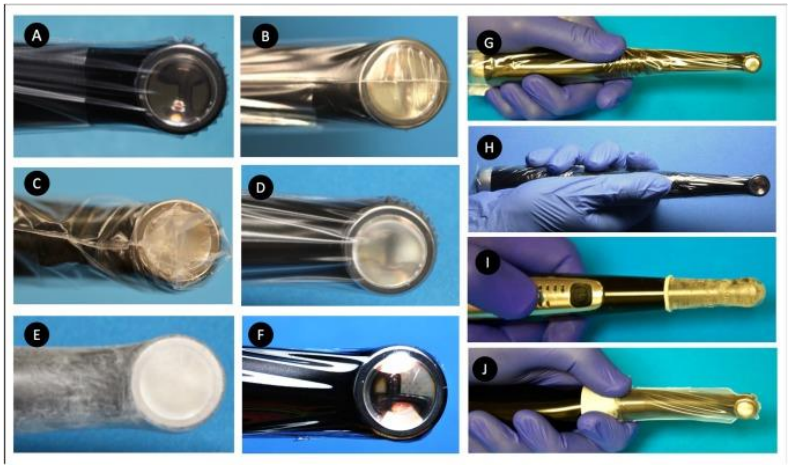
A abordagem mais conveniente em termos de prevenção de infecção cruzada é contemplada por LCUs que integram guias de luz removíveis e autoclaváveis, juntamente com superfícies facilmente higienizáveis.[18] Entretanto, segundo Price *et al*.,[18] a adoção de uma guia de luz autoclavável muitas vezes se

mostra inviável para diversas LCUs que operam sem a utilização de tal guia, optando, ao invés disso, por dispor de um LED localizado diretamente na extremidade do dispositivo luminoso. Além disso, segundo Ferracane *et al*.,[19] as guias de luz autoclaváveis podem produzir “escamas” sobre a ponta durante a esterilização, o que, segundo os autores, reduziria a emissão de luz.

Além de realizar a desinfecção das LCUs por meio dos agentes desinfetantes apropriados no corpo do aparelho, de acordo com os tempos preconizados, é possível empregar barreiras ou revestimentos plásticos para recobrir a ponta da LCU. Contudo, é crucial que o operador esteja ciente de que a aplicação de barreira destinada ao controle de infecção na ponta luminosa pode resultar em redução na irradiância disponibilizada pela LCU, podendo atingir até 40% de redução.[9,18,19,62]

Um estudo conduzido por Soares *et al.,*[62] analisou o efeito de cinco barreiras plásticas e uma barreira à base de latex, quando aplicadas correta e incorretamente. Segundo o estudo, a aplicação adequada de revestimentos plásticos resultou em uma redução de aproximadamente 5-8% na saída luminosa, em miliWatts (mW). Em contrapartida, quando as barreiras foram utilizadas de forma incorreta, com a costura do plástico ou a face opaca da barreira voltadas para a ponta da LCU, a potência foi reduzida em 8-11%. Já quando as barreiras foram enrugadas, a potência foi reduzida a 14-26%. A Figura 6 demonstra as distintas barreiras descartáveis empregadas sobre a extremidade da LCU durante a pesquisa, simulando a adoção correta e incorreta das referidas barreiras.

Figura 6 – Posicionamento das barreiras plásticas sobre a ponta da unidade de fotopolimerização



FONTE: Soares *et al.*[62]

Desta forma, segundo Price *et al*.[18] é recomendável realizar verificações regulares da saída luminosa da LCU utilizando um radiômetro digital, tal como os autores indicam, o Bluephase Meter II® (Ivoclar Vivadent). Essa verificação pode ser realizada com e sem a barreira protetora aplicada durante os procedimentos clínicos. Os autores sugerem que, com base na magnitude da redução percentual da saída radiante induzida pela barreira, o profissional clínico deve ajustar os tempos de exposição durante a realização dos tratamentos.

4.12 Sensibilidade da resina composta à luz do refletor odontológico

Um fator que é frequentemente questionado pelos profissionais é a influência da luz do refletor da cadeira odontológica na polimerização precoce das resinas compostas. Segundo Grohmann *et al.*[69] e Al-Shammari[70] a etapa de polimerização se desencadeia no instante em que a resina é mantida à irradiação luminosa, seja proveniente de um dispositivo refletor ou originada de fontes naturais do ambiente; mesmo apresentando menor velocidade de reação quando comparado à exposição da luz da LCU. É levantado pelos autores que essa exposição à luz do ambiente ou refletor pode prejudir as propriedades mecânicas do material e reduzir o tempo de trabalho.

Segundo Ferracane *et al.*[71] a norma ISO 4049 descreve um limiar que um material deve sofrer para ser considerado suficientemente resiliente em relação à exposição à luz ambiente. O protocolo atualmente adotado pelo padrão ISO implica

na submissão da resina composta a uma fonte luminosa de 8.000 em intensidade luminosa por unidade de área (lux) - uma intensidade inferior a utilizada em outros métodos propostos pela ISO anteriormente. Entretanto, para os autores, a abordagem pode se distanciar das condições de iluminação experimentadas em um ambiente clínico-odontológico típico.

Segundo estudo conduzido por Dlugokinski *et al.*[72] a fotopolimerização da resina composta pode sofrer uma reação de presa preliminar quando exposta à luz do refletor odontológico. A quantidade de cura prematura depende do tempo de exposição. Ainda segundo os autores, esta pré-cura dos compósitos resinosos pode favorecer a má adaptação do material na cavidade, favorecendo a criação de lacunas marginais e resultando em menor resistência de união, maior potencial de microinfiltração e valores comprometidos de resistência.

Em outro estudo, agora conduzido por Rocha *et al.*[73] avaliou o grau de polimerização e o tempo de trabalho das resinas compostas fotopolimerizáveis, quando expostas a luz emitida a partir das lupas odontológicas contendo LED. Os resultados obtidos notaram uma redução no tempo de trabalho utilizando as lupas; entretanto, com a utilização dos filtros de luz laranja, não houve polimerização precoce dos compósitos ou perda de tempo de trabalho.

4.13 Manutenção dos fotopolimerizadores e aspectos adicionais

A aparente intensidade luminosa e o endurecimento do material restaurador não podem induzir os profissionais a considerarem que os LCUs utilizadas estão polimerizando adequadamente o material em questão. Segundo Rueggeberg *et al.*[9], à medida que os aparelhos envelhecem, é frequente que ocorra uma diminuição da saída luminosa. Este evento pode ser atribuído a fatores como a autoclavagem da fibra ótica da luz, ocorrência de fraturas na ponta luminosa, bem como a presença de resina composta polimerizada ou detritos na extremidade exposta da ponta da LCU.[9]

Rueggeberg *et al.*[9] o profissional deve documentar a intensidade luminosa inicial de sua unidade de fotopolimerização e adotar uma prática contínua de monitorar a saída luminosa empregando as mesmas variáveis (tais como guia de luz, barreira e configurações) juntamente com um radiômetro odontológico. Os autores sugerem

que, quando se identifica uma diminuição gradual na saída luminosa, uma estratégia inicial pode envolver o ajuste do tempo de exposição para compensar essa diminuição. No entanto, com o passar do tempo, é recomendável considerar a aquisição de um novo dispositivo de fotopolimerização, a fim de garantir a eficácia clínica do processo.[9]

Ferracane *et al.*[19] corrobora recomendando que os profissionais mantenham registros detalhados para cada LCU desde sua aquisição, permitindo um acompanhamento do seu desempenho relativo ao longo do período de uso. Entretanto, apesar dos autores ressaltarem as vantagens práticas da utilização dos radiômetros para monitoramento da evolução do desempenho da combinação LCU/guia de luz ao longo dos anos; ressalta que há limitação na precisão dos radiômetros odontológicos portáteis, os quais não fornecem informações sobre a emissão espectral da LCU. Mesmo assim, os autores sugerem que os clínicos podem realizar ajustes na duração da exposição para compensar as diminuições na saída luminosa, assegurando níveis de energia comparáveis aos presentes, quando a LCU era nova.[19]

Outro fator relevante na manutenção da LCU é a relação entre o nível de bateria e a intensidade luminosa.[18,74,75] Segundo estudo dirigido por Tongtaksin *et al*[74], avaliando 07 fotopolimerizadores disponíveis no mercado, as intensidades luminosas de determinados aparelhos de LED permanecem constantes ao longo da totalidade da carga da bateria, independentemente do nível remanescente de carga. Entretanto, os autores ressaltam que alguns fotopolimerizadores de LED apresentaram variações na estabilidade da intensidade luminosa, as quais estão correlacionadas à capacidade energética da bateria em uso, podendo influenciar diretamente no grau de conversão. Assim como os demais autores[18,75], Tongtaksin *et al.*[74] destacam a importância do monitoramento periódico da intensidade luminosa das LCU, especialmente à medida que o equipamento avança em seu ciclo de utilização.

Um aspecto citado por Price *et al.*[18] que deve ser levado em consideração pelos profissionais é em relação aos perigos da exposição crônica da luz azul à retina. Segundo os autores, os danos prejudiciais à retina ocorrem na faixa de comprimento de onda de 440 nm, estando dentro da faixa emitida pelas LCUs. Rueggeberg *et al.*[9] também levanta essa questão apontando que a exposição crônica à luz azul pode contribuir para o envelhecimento precoce da retina e até mesmo acelerar o

desenvolvimento de condições como a Degeneração Macular Relacionada à Idade (DMRI). Devido a estes riscos, os autores sugerem a utilização de óculos de proteção ou escudos laranja, com bloqueio para luz azul, possibilitando que o profissional consiga visualizar o posicionamento correto da ponteira, sem afetar a polimerização e evitando risco á saúde do cirurgião dentista.[9,18]

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A evolução das técnicas restauradoras na odontologia, especialmente na era adesiva, tem sido significativa ao longo das décadas. Proporcionando resultados mais estéticos e conservadores, a revolução causada pelo surgimento das técnicas adesivas, também impulsionaram os avanços na busca pela polimerização ideal dos materiais utilizados. A adesão confiável entre restaurações e estruturas dentárias é um pilar essencial para o sucesso a longo prazo das intervenções clínicas. Através de uma polimerização adequada, a resina composta é capaz de atingir o grau adequado de conversão, gerando propriedades mecânicas e estéticas superiores. Isso não apenas garante a durabilidade das restaurações, mas também contribui para a preservação da estrutura dentária.

No processo de cura das resinas, é fundamental garantir a disponibilidade de uma faixa adequada de potência radiante espectral para ativar os fotoiniciadores presentes no material. As lâmpadas halógenas são ainda empregadas para polimerização, entretanto, apresentam deficiência como degradação do filtro, calor excessivo transmitido ao elemento dentário e durabilidade limitada das lâmpadas. Apesar da existência de LCUs alternativas, como luz de arco de plasma (PAC) e lasers de íon de argônio, a introdução dos diodos emissores de luz (LEDs), revolucionou o mercado, eliminando filtros ópticos e oferecendo maior eficiência de geração de fótons. A partir dos LEDs de segunda geração, essa LCU passou a ter vantagens significativas em comparação as LCUs anteriores, como maior potência e irradiância, dominando completamente o mercado. A terceira geração conseguiu trazer ainda mais vantagens, como a inclusão da polimerização de uma ampla gama de fotoiniciadores, incluindo PPD, Lucirin® TPO e Ivocerin®, ampliando o espectro de atuação desta unidade. Tendo em vista a evolução das LCUs que passaram pelo mercado, não há evidências cientificas que ainda indiquem vantagens na utilização de LCUs como QTH, PAC e LED de primeira geração. Quanto a utilização dos LEDs de segunda geração, é necessário garantir que o material resinoso utilizado apresenta o fotoiniciador com espectro de ação incluído neste LCU. Além disso, o cirurgião dentista deve ter cautela em escolher aparelhos não testados por organizações reguladoras, já que estes não apresentam comprovações dos seus valores de irradiância e estabilidade luminosa. O sucesso do tratamento clinico não depende

somente da técnica empregada e do material direto escolhido, mas também dos aparelhos fotopolimerizadores que são utilizados.

Outro fator que deve ser levado em consideração é a quantidade de irradiância fornecida pela LCU e a exposição de energia necessária para a polimerização da resina composta. Ambas variáveis são expressas na equação energia (E) = irradiância (I) x tempo (T). Os padrões estabelecidos pelos fabricantes indicam apenas instruções como “fotopolimerizar por xx segundos”, baseados apenas nas condições laboratoriais ideais, onde não levam em consideração o tipo de material restaurador utilizado pelo profissional, nem em quais condições é utilizado. Entretanto, para que o material seja corretamente polimerizado, é preciso considerar fatores além do tempo de exposição, mas também a quantidade de irradiância fornecida pela LCU e a energia necessária para cura daquele material, podendo depender até das tonalidades escolhidas pelo profissional e do iniciador contido na resina.

Para que as propriedades mecânicas e ópticas sejam garantidas, é preciso que a polimerização ocorra por completo, sendo necessário a absorção de fótons no comprimento de onda corresponde ao iniciador utilizado na composição do material. Devido à crescente procura por dentes cada vez mais brancos, o mercado vem implementando fotoiniciadores alternativos, que atenuam o aspecto amarelo das restaurações utilizando resina composta iniciada apenas por canforoquinona. Neste sentindo, os cirurgiões dentistas devem ser cautelosos ao escolher resinas com iniciadores de absorção espectral menor que a capacidade de suas LCUs. As resinas compostas utilizadas para restaurar tons mais claros, costumam empregar fotoiniciadores que absorvem luz abaixo de 400 nm (luz violeta), como PPD, BAPO, Lucirin® TPO e Ivocerin®. No entanto, as unidades de polimerização por LED de uma onda única (LCUs *monowave*) não conseguem atingir os comprimentos de onda desses fotoiniciadores mais recentes. Neste caso são indicadas as LCUs *polywave* que apresentam diferentes chips de LED que emitem luz em uma faixa ampla, de 380 a 550 nm. A capacidade das LCUs *polywave* em ativar fotoiniciadores com picos de absorção no espectro violeta torna essas fontes de luz recomendadas para resinas com fotoiniciadores alternativos em sua composição.

Apesar das inúmeras vantagens das LCUs *polywave*, os pesquisadores destacam que ainda é preciso ter cautela, já que a incorporação de chips com vários comprimentos de onda pode afetar a quantidade global de luz azul disponível e a

uniformidade do feixe luminoso, dependendo da disposição dos chips. Além disso, a distribuição desigual da luz pode resultar em algumas áreas recebendo apenas luz violeta, enquanto outras áreas recebem apenas luz azul. Isso pode resultar em uma distribuição espectral desigual na resina, causando polimerização irregular.

Outro fator levantado é o diâmetro da ponta ativa das LCUs, que pode comprometer a polimerização ideal do material. Muitas vezes as unidades de fotopolimerização apresentam discrepância entre o diâmetro externo da ponta, e a parte ativa com real emissão de luz. Além disso, para aumentar os níveis de irradiância, diminuir o tempo de exposição e, consequentemente, diminuir o tempo clínico, alguns fabricantes diminuem o diâmetro da ponta ativa na busca por esse aumento de irradiação. Entretanto, apesar do aparente benefício, essa prática pode levar a subpolimerização do material ou até a necessidade de exposições adicionais. Caso a luz não atinja uniformemente todas as áreas do dente, pode haver exposição insuficiente nas áreas proximais e favorecer o surgimento de fratura de rebordo marginal. Neste sentido, o cirurgião dentista deve buscar por LCUs com ponta ativas de diâmetro adequado para toda a área de interesse.

Além destes fatores, diferentes técnicas de polimerização, como "*soft-start",* "*ramp"* e "*pulse-delay*", têm sido propostas para melhorar a eficácia da fotopolimerização de resinas compostas, visando principalmente a diminuição da contração de polimerização. Essas abordagens prometem promover uma fase pré-gel proeminente para melhor fluxo de material e adaptação marginal, seguida de alta intensidade, para desta forma garantir a conversão adequada. Pesquisadores apontam que a escolha da técnica tem sua relevância clínica e, desta forma, seus benefícios clínicos devem ser considerados. Entretanto, é preciso considerar que o sucesso dessas técnicas está condicionado, muitas vezes, ao tipo de resina escolhida, a LCU utilizada e a situação clínica enfrentada.

Outro ponto que deve ser levado em consideração é que os valores de irradiação fornecidos pelos fabricantes, medidos na extremidade da unidade de cura, diminuem rapidamente à medida que aumenta a distância entre a ponta e a superfície do material. A dispersão do feixe de luz e a opacidade da resina resultam em uma redução exponencial no número de fótons que alcançam faixas mais profundas da cavidade. Em casos de restaurações em cavidades amplas ou da utilização de resinas em tons mais escuros ou opacos, pode ser indicado um tempo de cura maior.

Entretanto, esses aumentos devem ser feitos com cautela, considerando o possível dano térmico à polpa e aos tecidos moles com o fornecimento de tempos de exposição prolongados ou alta carga energética.

Além disso, outro fator que pode alterar a polimerização adequada é o design angulado de algumas LCUs, que impedem o posicionamento perpendicular da ponta da unidade em relação à superfície da resina. A unidade de polimerização ideal deve ter um perfil baixo, permitindo a colocação próxima e perpendicular da ponta luminosa à superfície da resina durante toda a exposição. LCUs com perfis mais altos podem exigir aberturas bucais maiores, o que, muitas vezes, é impraticável clinicamente.

Inicialmente, quando as primeiras LCUs de LED foram introduzidas, afirmava-se que elas não causavam aumento de temperatura na polpa dentária devido à baixa irradiância dessas unidades. No entanto, com o avanço das gerações de LEDs, a irradiância aumentou consideravelmente, o que aumentou o potencial de elevação de temperatura prejudicial aos tecidos moles e da polpa dentária. Os autores sugerem que, em situações em que é necessário aumentar a irradiância para garantir a polimerização completa do material, é recomendado o resfriamento do dente antes, durante e após a exposição à luz da LCU.

Outro fator relevante com relação às LCUs é a prevenção de infecção cruzada, que envolve idealmente o uso de guias de luz removíveis e autoclaváveis. Entretanto, esta não é uma realidade na maioria das LCUs, que acabam não apresentando esta opção aos profissionais. Além disso, alguns autores relataram o surgimento de “escamas” na ponta ativa, após passagem pela autoclave. Neste caso, podem ser utilizados materiais desinfectantes no corpo da LCU e barreiras plásticas na ponta ativa. Entretanto, foi amplamente evidenciado que a utilização destas barreiras pode causar uma redução considerável de irradiação da saída luminosa. Portanto, uma recomendação que deve ser seguida pelos cirurgiões dentistas é a verificação da radiância através de um radiômetro digital, a fim de avaliar o impacto das barreiras na potência de saída. Neste caso, este valor deve ser medido com a barreira de proteção sobre a ponta da LCU. Com base nessa redução, os clínicos devem ajustar os tempos de exposição durante o tratamento para garantir uma polimerização adequada. Além disso, as barreiras plásticas devem ser bem esticadas, sem ranhuras e costuras passando pela ponta ativa.

Com relação à exposição da resina composta à luz do ambiente ou do refletor, os autores consultados concluem que esta condição afeta as propriedades mecânicas das resinas e encurta o tempo de trabalho do material. Estudos mostram que a exposição à luz do refletor, assim como as luzes contidas nas lupas odontológicas, pode causar polimerização preliminar, impactando a adaptação do material e sua resistência. Para evitar estes resultados indesejados, é recomendado a utilização de barreira protetores com filtro de luz laranja para as lupas odontológicas; e não exposição do material resinoso fotopolimerizável à luz do refletor por tempo demasiadamente longos.

Desta forma, para garantir uma polimerização adequada, os profissionais não devem confiar apenas na intensidade luminosa aparente e no endurecimento do material restaurador. Com o envelhecimento das LCUs, é comum ocorrer uma redução na saída luminosa. Por isso, para monitorar efetivamente a saída luminosa ao longo do tempo, é sugerido que os profissionais documentem a intensidade luminosa inicial da LCU e utilizem um radiômetro odontológico para medições regulares, apesar destes equipamentos serem visto com cautela por alguns pesquisadores, por não apresentarem medições precisas. Quando uma diminuição gradual na saída luminosa é identificada, pode ser necessário ajustar o tempo de exposição para compensar essa redução, ou, caso a redução seja elevada, adquirir uma nova LCU.

Além disso, apesar de ser citado que alguns fotopolimerizadores de LED mantêm as intensidades luminosas constantes, independentemente do nível de carga da bateria, foi comprovado que outras LCUs podem apresentar variações neste sentido. Portanto, o monitoramento periódico da intensidade luminosa das LCUs é fundamental, especialmente à medida que o equipamento é utilizado ao longo do tempo. Também é indispensável inspecionar com frequência a ponta de saída de luz das LCUs, que não devem apresentar barreiras como restos de resina ou trincas na estrutura.

Um ponto que deve ser ressalvado é a importância da proteção ocular durante a exposição à luz azul. Para prevenir riscos à saúde ocular, causados pela exposição crônica à comprimento de onda de 440 nm, os autores mencionados recomendam fortemente o uso de óculos de proteção ou escudos laranja que tenham a capacidade de bloquear a luz azul. Desta forma, é possível visualizar com precisão

o posicionamento correto da ponta da unidade de fotopolimerização, garantindo que o processo não seja afetado.

REFERÊNCIAS

1. LINDBERG, A. **Resin composites: sandwich restorations and curing techniques.** 2005. Dissertação (PhD) – Umeå: Umeå University odontological, 2005.

2. FIALHO, E. S.; SILVA, E. V.; GRAFF, C. S.; LOGUERCIO, A. D.; CAMACHO, G. B.; BUSATO, A. L. S. Avaliação da infiltração marginal de restaurações de amálgama: mercúrio versus gálio. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 14, n. 1, p. 59–63, jan. 2000. DOI: 10.1590/S1517-74912000000100011

3. SHEN, C.; RAWLS, H R.; ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. **Phillips materiais dentários.** São Paulo: Grupo GEN, 2023.

4. BARATIERI, L. N. **Odontologia restauradora: fundamentos & técnicas**. São Paulo: Grupo GEN, 2010.

5. COOK, W. D. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. **J. Dent. Res**., v. 59, n. 5, p. 800-808, May 1980. DOI: 10.1177/00220345800590050901.

6. FERRACANE, J. L. Buonocore Lecture. Placing dental composites - a stressful experience. **Oper. Dent.**, v. 33, n. 3, p. 247-257, May/Jun. 2008. DOI: 10.2341/07-BL2.

7. TORRES, C. R. G. **Odontologia restauradora estética e funcional**. São Paulo: Grupo GEN, 2013.

8. KAISER, C.; PRICE, R. B. Effect of time on the post-irradiation curing of six resin-based composites, **Dent. Mater**., v. 36, n. 8, p. 1019-1027, Jun. 2020. DOI: 10.1016/j.dental.2020.04.024.

9. RUEGGEBERG, F. A.; GIANNINI, M.; ARRAIS, C. A. G.; PRICE, R. B. T. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Braz. Oral Res.**, v. 31, n. 61, Ago. 2017. DOI: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061.

10. NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent. Mater.**, v. 16, n. 1, p. 60-73, Jun. 1997. DOI: 10.4012/dmj.16.60.

11. LEPRINCE, J. G; PALIN, W. M.; HADIS, M. A.; DEVAUX, J.; LELOUP, G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. **Dent. Mater**., v. 29, n. 2, p. 139-156, Fev. 2013. DOI: 10.1016/j.dental.2012.11.005.

12. PEREIRA, S. K.; PORTO, C. L. A.; MANDARINO, F.; RODRIGUES, A. L. J. Efeito da luz halógena e LEDs na microdureza de resinas compostas. **RGO**, v. 52, n. 1, p. 7-12, Jan./Mar. 2004.

13. MILLS, R., UHL, A.; JANDT, K. D. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). **Br. Dent. J.**, v. 193, n. 8, p. 459–463, Oct. 2002. DOI: 10.1038/sj.bdj.4801597.

14. HICKS, M. J.; WESTERMAN, G. H.; FLAITZ, C. M.; POWELL, G. L. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. **ASDC J. Dent. Child**., v. 67, n. 3, p. 169-175, May/Jun. 2000.

15. RUEGGEBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring: a review. **Dent. Mater.**, v. 27, n. 1, p. 39-52, Jan. 2011. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.021.

16. PELISSIER, B.; JACQUOT, B.; PALIN, W. M.; SHORTALL, A. C. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. **Dent. Update,** v. 38, n. 10, p. 660-670, Dec. 2011. DOI: 10.12968/denu.2011.38.10.660.

17. JANDT, K. D.; MILLS, R. W. A brief history of LED photopolymerization. **Dent. Mater.,** v. 29, n. 6, p. 605-617, Jun. 2013. DOI: 10.1016/j.dental.2013.02.003.

18. PRICE, R. B.; FERRACANE, J. L.; HICKEL, R.; SULLIVAN, B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. **Int. Dent. J**., v. 70, n. 6, p. 407-417, Dec. 2020. DOI: 10.1111/idj.12582.

19. FERRACANE, J.; WATTS, D. C.; BARGHI, N.; ERNST, C. P.; RUEGGEBERG, F. A.; SHORTALL, A.; PRICE, R. B. T. Effective use of dental curing lights: a guide for the dental practitioner. **ADA Prof. Prod. Rev.**, v. 8, p. 2-12, 2013.

20. WATTS, D. C.; FELIX, C.; CLEARY, K. V. Comparing laboratory practice with clinical realities of dental light curing. **J. Dent. Res.**, v. 92, Jun. 2013. Abstract n. 289.

21. PRICE, R. B.; FERRACANE, J. L.; SHORTALL, A. C. Light-curing units: a review of what we need to know. **J. Dent. Res.**, v. 94, n. 9, p. 1179-1186, Sep. 2015. DOI: 10.1177/0022034515594786.

22. MICHAUD, P. L.; PRICE, R. B.; LABRIE, D.; RUEGGEBERG, F. A.; SULLIVAN, B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. **J. Dent**., v. 42, n. 2, p. 129-139, Feb. 2014. DOI: 10.1016/j.jdent.2013.11.014.

23. SOTO-MONTERO, J.; NIMA, G.; RUEGGEBERG, F. A.; DIAS C.; GIANNINI M. Influence of multiple peak light-emitting-diode curing unit beam homogenization tips on microhardness of resin composites**. Oper. Dent**., v. 45, n. 3, p. 327-338, May/Jun. 2020. DOI: 10.2341/19-027-L.

24. KIRKPATRICK, S. J. A primer on radiometry. **Dent. Mater.,** v. 21, n. 1, p. 21-26, Jan. 2005. DOI: 10.1016/j.dental.2004.10.002.

25. RUEGGEBERG, F. A.; SWIFT JÚNIOR, E. J. Exposure times for contemporary composites. **J. Esthet. Restor. Dent**., v. 25, n. 2, p. 82-84, Apr. 2013. DOI: 10.1111/jerd.12017.

26. PRICE, R. B.; FELIX, C. M.; WHALEN, J. M. Factors affecting the energy delivered to simulated Class I and Class V preparations. **J. Can. Dent. Assoc**., v. 76, p. a94, 2010.

27. HADIS, M.; LEPRINCE, J. G.; SHORTALL, A. C.; DEVAUX, J.; LELOUP, G.; PALIN, W. M. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. **J. Dent.,** v. 39, n. 8, p. 549-557, Aug. 2011. DOI: 10.1016/j.jdent.2011.05.007.

28. BUSEMANN, I.; LIPKE, C.; SCHATTENBERG, A.; WILLERSHAUSEN, B.; ERNST, C. P. Shortest exposure time possible with LED curing lights. **Am. J. Dent**., v. 24, n. 1, p. 37-44, 2011.

29. IKEMURA, K.; ENDO, T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. **Dent. Mater. J**., v. 29, n. 5, p. 481-501, 2010. DOI: 10.4012/dmj.2009-137.

30. SINHORETI, M. A.; OLIVEIRA, D. C.; ROCHA, M.G., ROULET, J. F. Light-curing of resin-based restorative materials: an evidence-based approach to clinical practice application. **J. Clin. Dent. Res.**, v. 15, n. 1, p. 44-53, 2018.

31. LARA, L.; ROCHA, M. G.; MENEZES, L, R.; CORRER, A. B.; SINHORETI, M. A. C.; OLIVEIRA, D. Effect of combining photoinitiators on cure efficiency of dental resin-based composites. **J. Appl. Oral Sci.,** v. 29, p. e20200467, 2021. DOI: 10.1590/1678-7757-2020-0467.

32. PRATAP, B.; GUPTA, R. K.; BHARDWAJ, B.; NAG, M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. **Jpn. Dent. Sci. Rev**., v. 55, n. 1, p. 126-138, 2019. DOI: 10.1016/j.jdsr.2019.09.004.

33. KOWALSKA, A.; SOKOLOWSKI, J.; BOCIONG, K. The photoinitiators used in resin based dental composite-a review and future perspectives. **Polymers,** v. 13, n. 3, p. 470, Feb. 2021. DOI:10.3390/polym13030470.

34. WIDERA, A.; CONTI, R.; COSOLA, A.; FÄH, A.; THÖNY, D.; SANGERMANO, M.; LEVALOIS-GRÜTZMACHER, J.; GRÜTZMACHER, H. ACTIVE-BAPO – A Versatile Transfer Agent for Photoactive Bis (acyl) phosphane oxide units. **Chemistry**, v. 29, n. 26, p. e202203842, May 2023. DOI: 10.1002/chem.202203842.

35. LIMA, C. D. R.; DA SILVA, D. B.; VITTI, R. P.; MIRANDA, M. E.; BRANDT, W. C. Mechanical properties of experimental resin cements containing different photoinitiators and co-initiators. **Clin. Cosmet. Investig. Dent.,** v. 11, p. 285-290, Aug. 2019. DOI: 10.2147/CCIDE.S221742.

36. VARSHNEY, I.; JHA, P.; NIKHIL, V. Effect of monowave and polywave light curing on the degree of conversion and microhardness of composites with different photoinitiators: an *in vitro* study**. J. Conserv. Dent.**, v. 25, n. 6, p. 661-665, Nov./Dec. 2022. DOI: 10.4103/jcd.jcd_223_22.

37. BERTOLO, M. V.; MORAES, R. C.; PFEIFER, C.; SALGADO, V. E.; CORRER, A. R.; SCHNEIDER, L. F. Influência do sistema fotoiniciador nas propriedades físico-químicas de compósitos autoadesivos experimentais. **Rev. Bras. Odontol.,** v. 28, n. 1, p. 35–39, jan. 2017. DOI: 10.1590/0103-6440201700841.

38. PRICE, R. B.; FELIX, C. A. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. **Dent. Mater.**, v. 25, n. 7, p. 899-908, Jul. 2009. DOI: 10.1016/j.dental.2009.01.098.

39. MENEES, T. S.; LIN, C. P.; KOJIC, D. D; BURGESS, J. O.; LAWSON, N. C. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. **Am J Dent., v. 28, n. 6, p. 357-61, Dec. 2015.** PMID: 26897758.

40. MILETIC, V.; SANTINI, A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. **J. Dent.**, v. 40, n. 2, p. 106-113, Feb. 2012. DOI: 10.1016/j.jdent.2011.10.018.

41. ARIKAWA, H.; KANIE, T.; FUJII, K.; TAKAHASHI, H.; BAN, S. Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin. **Dent. Mater. J.**, v. 27, n. 1, p. 21-28, Jan. 2008. DOI: 10.4012/dmj.27.21.

42. ROCHA, M. G.; ROULET, J. F; SINHORETI, M. A. C; CORRER, A. B.; OLIVEIRA, D. Transmitância de luz e profundidade de cura de um compósito bulk fill baseado na lei de reciprocidade de exposição. **Rev. Bras. Odontol.**, v. 32, n. 1, p. 78-84, Jan. 2021. DOI: 10.1590/0103-6440202103842.

43. PRICE, R. B.; LABRIE, D.; RUEGGEBERG, F. A.; FELIX, C. M. Irradiance differences in the violet (405 nm) and Blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. **J. Esthet. Restor. Dent**., v. 22, p. 363-377, 2010. DOI: 10.1111/j.1708-8240.2010.00368.x.

44. VANDEWALLE, K. S.; ROBERTS, H. W.; RUEGGEBERG, F. A. Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. **J. Esthet. Restor. Dent.,** v. 20, p. 108-117, 2008. DOI: 10.1111/j.1708-8240.2008.00160.x.

45. LI, X.; PONGPRUEKSA, P.; VAN MEERBEEK, B.; DE MUNCK, J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. **J. Dent.**, v. 43, n. 6, p. 664-672, Jun. 2015. DOI: 10.1016/j.jdent.2015.01.002.

46. SHIMOKAWA, C.; TURBINO, M. L.; GIANNINI, M.; BRAGA, R. R.; PRICE, R. B. Effect of curing light and exposure time on the polymerization of bulk-fill resin-based

composites in molar teeth. **Oper. Dent.,** v. 45, n. 3, p. 141-155, May/Jun. 2020. DOI: 10.2341/19-126-L.

47. SHORTALL, A. C.; HARRINGTON, E.; WILSON, H. J. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. **J. Dent**., v. 23, p. 227-232, Aug. 1995. DOI: 10.1016/0300-5712(95)91187-r.

48. HAENEL, T.; HAUSNEROVA, B.; STEINHAUS, J.; PRICE, R. B.; SULLIVAN, B.; MOEGINGER, B. Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. **Dent. Mater**., v. 31, n. 2, p. 93-104, Feb. 2015. DOI: 10.1016/j.dental.2014.11.003.

49. FERRACANE, J. L.; MITCHEM, J. C.; CONDON, J. R.; TODD, R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. **J. Dent. Res**., v. 76, n. 8, p. 1508-1516, Aug. 1997. DOI: 10.1177/00220345970760081401.

50. BOUSCHLICHER, M. R.; RUEGGEBERG, F. A. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. **J. Esthet. Dent.,** v. 12, n. 6, p. 328-339, 2000. DOI: 10.1111/j.1708-8240.2000.tb00242.x.

51. CAMARGO, E. J.; MORESCHI, E.; BASEGGIO, W.; CURY, J. A.; PASCOTTO, R. C. Composite depth of cure using four polymerization techniques. **J. Appl. Oral. Sci.**, v. 17, n. 5, p. 446-450, Out. 2009. DOI: 10.1590/S1678-77572009000500018.

52. PEREIRA, J. C.; ANAUATE NETTO, C.; GONÇALVES, A. **Dentística**. Porto Alegre: Artes Médicas, 2014.

53. GUGLIELMI, C. A.; SIMIONATO, M. R.; RAMALHO, K. M.; IMPARATO, J. C.; PINHEIRO, S. L.; LUZ, M. A. Clinical use of photodynamic antimicrobial chemotherapy for the treatment of deep carious lesions. **J. Biomed. Opt.**, v. 16, n. 8, p. 088003, Aug. 2011. DOI: 10.1117/1.3611009.

54. NAJJAR, Y. M.; BURHAN, A. S.; HAJEER, M. Y.; NAWAYA, F. R. Effects of the conventional, soft start, and pulse delay modes produced by light-emitting diode device on microleakage beneath metal brackets: An in vitro comparative study. **International orthodontics,** v. 21, n. 1, p.100718. DOI: 10.1016/j.ortho.2022.100718

55. FENG, L.; CARVALHO, R.; SUH, B. I. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. **Dent. Mater**., v. 25, n. 3, p. 283-289, Mar. 2009. DOI: 10.1016/j.dental.2008.07.007.

56. PRICE, R. B.; FELIX, C. A.; ANDREOU, P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. **Biomaterials**, v. 25, n. 18, p. 4465-4477, Aug. 2004. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2003.11.032.

57. HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. **Acta Odontol. Scand**., v. 55, n. 3, p. 162-166, Jun. 1997. DOI: 10.3109/00016359709115410.

58. XU, X.; SANDRAS, D. A.; BURGESS, J. O. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v. 18, n. 1, p. 19-28, Apr. 2006. DOI: 10.2310/6130.2006.00007.

59. CADENARO, M.; MARAVIC, T.; COMBA, A.; MAZZONI, A.; FANFONI, L.; HILTON, T.; FERRACANE, J.; BRESCHI, L. The role of polymerization in adhesive dentistry. **Dent. Mater.,** v. 35, n. 1, p. e1-e22, Jan. 2019. DOI: 10.1016/j.dental.2018.11.012.

60. MOREIRA, R. J.; DE DEUS, R. A.; RIBEIRO, M. T. H.; BRAGA, S. S. L.; SCHETTINI, A. C. T.; PRICE, R. B.; SOARES, C. J. Effect of light-curing unit design and mouth opening on the polymerization of bulk-fill resin-based composite restorations in molars. **J. Adhes. Dent.**, v. 23, n. 2, p. 121-131, Apr. 2021. DOI: 10.3290/j.jad.b1079561.

61. KONERDING, K. L.; HEYDER, M.; KRANZ, S.; GUELLMAR, A.; VOELPEL, A.; WATTS, D. C.; JANDT, K. D.; SIGUSCH, B, W. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). **Dent. Mater.**, v. 32, n. 5, p. 676-686, May 2016. DOI: 10.1016/j.dental.2016.02.007.

62. SOARES, C. J.; BRAGA, S. S. L.; RIBEIRO, M. T. H.; PRICE, R. B. Effect of infection control barriers on the light output from a multi-peak light curing unit. **J. Dent.**, v. 103, Dec. 2020. DOI: 10.1016/j.jdent.2020.103503.

63. SHORTALL, A. C.; PALIN, W. M.; JACQUOT, B.; PELISSIER, B. Advances in light-curing units: four generations of LED lights and clinical implications for optimizing

their use: Part 2. From present to future. **Dent. Update**, v. 39, n. 1, p. 13-7, 20-22, Jan./Feb. 2012. DOI: 10.12968/denu.2012.39.1.13.

64. KWON, S. J.; PARK, Y. J.; JUN, S. H.; AHN, J. S.; LEE, I. B.; CHO, B. H.; SON, H. H.; SEO, D. G. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. **Restor. Dent. Endod.**, v. 38, n. 3, p. 105-112, Aug. 2013. DOI: 10.5395/rde.2013.38.3.105.

65. KODONAS, K.; GOGOS, C.; TZIAFAS, D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. **Int. Endod. J.**, v. 42, n. 3, p. 247-252, Mar. 2009. DOI: 10.1111/j.1365-2591.2008.01508.x.

66. LEPRINCE, J.; DEVAUX, J.; MULLIER, T.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. **Oper. Dent**., v. 35, n. 2, p. 220-230, Mar./Apr. 2010. DOI: 10.2341/09-203-L.

67. HANNIG, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dent. Mater**., v. 15, n. 4, p. 275-281, Jul. 1999. DOI: 10.1016/S0109-5641(99)00047-0.

68. ONISOR, I.; ASMUSSEN, E.; KREJCI, I. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. **Am. J. Dent.**, v. 24, n. 4, p. 250-256, Aug. 2011.

69. GROHMANN, C. V. S.; SINHORETI, M. A. C.; SOARES, E. F.; OLIVEIRA, R. F. de; SOUZA-JÚNIOR, E. J. C.; GERALDELI, S. Efeito de um inibidor de polimerização nas propriedades químico-mecânicas e consistência de resinas compostas experimentais. **Braz. Dent. J.**, v. 33, n. 3, p. 92-98, Jul. 2022. DOI: 10.1590/0103-6440202204242.

70. AL-SHAMMARI, M. **The effect of inhibitor concentration on polymerization characteristics of light-cured rein composites.** Indianapolis: Indiana University, School of Dentistry, 2007.

71. FERRACANE, J. L.; HILTON, T. J.; STANSBURY, J. W.; WATTS, D. C.; SILIKAS, N.; ILIE, N.; HEINTZE, S.; CADENARO, M.; HICKEL, R. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part II-Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). **Dent. Mater**., v. 33, n. 11, p. 1171-1191, Nov. 2017. DOI: 10.1016/j.dental.2017.08.188.

72. DLUGOKINSKI, M. D.; CAUGHMAN, W. F.; RUEGGEBERG, F. A. Assessing the effect of extraneous light on photoactivated resin composites. **J. Am. Dent. Assoc**., v. 129, n. 8, p. 1103-1109, Aug. 1998. DOI: 10.14219/jada.archive.1998.0385.

73. ROCHA, M. G.; OTTENGA, M. E.; ZOIDIS, P.; PONTES, S.; REIS, A. F.; OLIVEIRA, D. Effect of dental headlights spectrum on the polymerization and working time of light-cured resin composites**. J. Clin. Exp. Dent**., v. 14, n. 6, p. e492-e498, Jun. 2022. DOI: 10.4317/jced.59628.

74. TONGTAKSIN, A.; LEEVAILOJ, C. Battery charge affects the stability of light intensity from light-emitting diode light-curing units. **Oper. Dent**., v. 42, n. 5, p. 497-504, Sep./Oct. 2017. DOI: 10.2341/15-294-L.

75. PROCHNOW, F. H. O.; KUNZ, P. V. M.; CORRER, G. M.; KAIZER, M. D. R.; GONZAGA, C. C. Relationship between battery level and irradiance of light-curing units and their effects on the hardness of a bulk-fill composite resin. **Restor. Dent.**, vol. 47, n. 4, p. e45, Nov. 2022. DOI: 10.5395/rde.2022.47.e45.