

FACULDADE SETE LAGOAS - FACSETE
Especialização em dentística

Laís Rani Sales Oliveira

FOTOPOLIMERIZAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Uberlândia
2023

Laís Rani Sales Oliveira

FOTOPOLIMERIZAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia apresentada ao curso de pós-graduação lato sensu da Faculdade Sete Lagoas - FACSETE, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Thiago de Amorim Carvalho

Área de concentração: Dentística

Uberlândia
2023



Laís Rani Sales Oliveira

FOTOPOLIMERIZAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia apresentada ao de pós-graduação lato sensu da Faculdade Sete Lagoas - FACSETE, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Dentística.

Área de concentração: Odontologia

Aprovada em ___/___/___ pela banca constituída dos seguintes professores:

Profa. Dra. Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer – Doutora em Dentística

Profa. Esp. Fernanda Gonçalves Vieira Palhares Sakemi – Especialista em Dentística

Prof. Dr. Thiago de Amorim Carvalho – Doutor em Clínica Odontológica integrada

RESUMO

A odontologia tem testemunhado avanços significativos nos últimos anos, particularmente no campo da odontologia restauradora. Uma das áreas que vivenciou grandes inovações ao longo das últimas décadas foi a fotopolimerização em materiais odontológicos. A fotopolimerização, também chamada de fotoativação, revolucionou a forma como os materiais odontológicos são fabricados e utilizados na prática clínica. Ela oferece várias vantagens em relação aos métodos de polimerização tradicionais, como eficiência de polimerização aprimorada, tempo de polimerização reduzido e propriedades mecânicas aprimoradas dos materiais fotopolimerizáveis. Hoje tem aplicação em diferentes áreas na odontologia, uma vez que materiais fotopolimerizáveis como compósitos, adesivos e cimentos são empregados desde a prótese até a ortodontia. O objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão da literatura para fornecer uma visão abrangente da fotopolimerização em odontologia, incluindo seus conceitos básicos, mecanismo de ação, vantagens, limitações e aplicações na prática clínica; discutindo os últimos desenvolvimentos na tecnologia de fotopolimerização para que possa servir de auxílio aos clínicos quando forem adquirir uma fonte fotoativadora e/ou executar corretamente a técnica de fotoativação com a fonte que já possuem. Foi realizada uma pesquisa em base de dados Pubmed e Periódicos Capes, utilizando palavras-chaves e os artigos foram selecionados dentre os publicados nos últimos 10 anos. Entender todos os conceitos abordados no presente trabalho é fundamental para uma escolha consciente da fonte fotoativadora e correta execução da técnica de fotoativação, obtendo uma polimerização bem-sucedida. Ao otimizar a irradiância, a potência, o espectro de luz e a energia da fonte de luz, os clínicos podem melhorar a eficácia do processo de polimerização, levando a melhores resultados clínicos para seus pacientes.

Palavras-chave: fontes fotoativadoras, fotoativação, fotoiniciadores, fotopolimerização, irradiância, potência.

ABSTRACT

Dentistry has witnessed advances experienced in recent years, particularly in the field of restorative dentistry. One of the areas that have experienced great innovations over the last few decades has been photopolymerization in dental materials. Photopolymerization, also called photoactivation, has revolutionized the way dental materials are manufactured and used in clinical practice. It offers several advantages over traditional curing methods, such as improved curing efficiency, reduced curing time, and improved mechanical properties of light curing materials. Today it has applications in different areas of dentistry since light-curing materials such as composites, adhesives, and types of cement are used for protection in orthodontics. The objective of this work was to carry out a literature review to provide a comprehensive view of photopolymerization in dentistry, including its basic concepts, mechanism of action, advantages, limitations, and applications in clinical practice; discussing the latest developments in curing technology so that it can assist clinicians when purchasing a light curing source and/or correctly performing the curing technique with a source they already own. A search was carried out in Pubmed and Periódicos Capes databases, using keywords and the articles were selected among those published in the last 10 years. Understanding all the concepts seen in the present work is fundamental for a conscious choice of the photoactivation source and correct execution of the photoactivation technique, obtaining a successful polymerization. By optimizing the irradiance, power, light spectrum, and energy of the light source, clinicians can improve the effectiveness of the polymerization process, leading to better clinical outcomes for their patients.

Key words: light curing units, photoactivation, photo-initiators, photopolymerization, radiant power, emission spectrum, radiant exitance.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	07
2 METODOLOGIA	09
3 REVISÃO DA LITERATURA	10
3.1 Contextualização histórica	10
3.2 Espectro da Luz visível	10
3.3 Fotoiniciadores e fotopolimerização	11
3.4 Tipos de unidades fotoativadoras	13
3.5 Características da luz emitida pelas fontes fotoativadoras	17
3.6 Aspectos clínicos e cuidados relacionados à técnica de fotoativação	19
3.7 Técnicas de fotoativação	22
4 DISCUSSÃO	24
5 CONCLUSÃO	27
REFERENCIAS	28

1. INTRODUÇÃO

A odontologia tem testemunhado avanços significativos nos últimos anos, particularmente no campo da odontologia restauradora. Uma das áreas que vivenciou grandes inovações ao longo das últimas décadas é a fotopolimerização em materiais odontológicos. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

A fotopolimerização é um processo no qual um material líquido ou semissólido é transformado em um polímero sólido usando a luz como gatilho. O processo envolve um material compósito que possui uma molécula fotossensível conhecida como fotoiniciador, que é ativada pela luz de um determinado comprimento de onda. Isso inicia uma reação química que leva à formação de cadeias poliméricas, resultando em um material sólido. (RUEGGERBERG, 2011)

O mecanismo de ação da fotopolimerização envolve a absorção de luz pelo fotoiniciador, que gera radicais livres ou cátions que podem iniciar a polimerização. Essas espécies reativas então reagem com os monômeros presentes no material, formando ligações covalentes entre eles e criando cadeias poliméricas. A reação de polimerização continua até que grande parte dos monômeros tenham reagido, resultando em um material sólido e polimerizado. (RUEGGERBERG, 2011; SANTINI; GALLEGOS; FELIX, 2013)

A fotopolimerização, também chamada de fotoativação, revolucionou a forma como os materiais odontológicos são fabricados e utilizados na prática clínica. Ela oferece várias vantagens em relação aos métodos de polimerização tradicionais, como eficiência de polimerização aprimorada, tempo de polimerização reduzido e propriedades mecânicas aprimoradas dos materiais fotopolimerizáveis. (PRICE; FERRACANE; SHORTALL, 2015). Hoje tem aplicação em diferentes áreas na odontologia, uma vez que materiais fotopolimerizáveis como compósitos, adesivos e cimentos são empregados desde a prótese até a ortodontia. (AYRES *et al.*, 2015; ALDOSSARY, ABU, SANTINI, 2018; CADENARO *et al.*, 2019; YILMAZ; BAKKAL; KURT, 2020)

Um dos desenvolvimentos mais significativos na fotopolimerização foi a introdução de unidades fotoativadoras LED. As unidades fotoativadoras LED são mais eficientes, têm vida útil mais longa e produzem menos calor em comparação com as lâmpadas tradicionais de halogênio de quartzo e tungstênio (QTH). Além disso, passaram por várias gerações de desenvolvimento, com cada geração fornecendo

recursos e capacidades aprimorados. (JANDT & MILLS, 2013; PRICE; FERRACANE; SHORTALL, 2015; RUEGGEBERG *et al.*, 2017)

Avanços também foram feitos na tecnologia de fotoiniciadores. Outros novos fotoiniciadores, como Ivocerin e TPO, foram desenvolvidos para fornecer tempos de polimerização mais rápidos e propriedades mecânicas aprimoradas, em relação à já utilizada canforoquinona. (SANTINI *et al.*, 2013; DE OLIVEIRA *et al.*, 2016)

A otimização dos parâmetros de cura, como irradiância, potência, energia e espectros de luz, também tem sido extensivamente estudada. Estudos têm mostrado que a otimização desses parâmetros pode levar à melhoria das propriedades mecânicas e físicas dos materiais polimerizáveis. (ALSHAAFI *et al.*, 2016; SHIMOKAWA *et al.*, 2017; PRICE *et al.*, 2020)

Novos materiais com propriedades aprimoradas também foram desenvolvidos, como compósitos bulk-fill que podem ser polimerizados em camadas mais profundas sem comprometer as propriedades do material. (GAN *et al.*, 2018; LIMA *et al.*, 2018) Além disso, novos cimentos odontológicos, como cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (RMGICs) e cimentos resinosos autoadesivos, foram desenvolvidos para melhorar os resultados clínicos. (NAJEEB *et al.*, 2016)

Apesar desses avanços, ainda existem desafios, como a necessidade de fotoiniciadores mais eficientes e eficazes e a padronização dos protocolos de testes. Além disso, mais pesquisas são necessárias para avaliar o desempenho clínico a longo prazo de materiais odontológicos fotopolimerizáveis.

Diante de inúmeros aparelhos fotopolimerizadores disponíveis no mercado, e sua importância para os diferentes procedimentos na odontologia, é necessário compreender suas características, vantagens e formas de manuseio. Portanto, o objetivo deste trabalho é realizar uma revisão da literatura para fornecer uma visão abrangente da fotopolimerização em odontologia, incluindo seus conceitos básicos, mecanismo de ação, vantagens, limitações e aplicações na prática clínica; discutindo os últimos desenvolvimentos na tecnologia de fotopolimerização para que possa servir de auxílio aos clínicos quando forem adquirir uma fonte fotoativadora e/ou executar corretamente a técnica de fotoativação com a fonte que já possuem.

2. METODOLOGIA

Para a realização do presente trabalho, foram realizadas buscas em bases de dados, Pubmed e periódico Capes, utilizando as seguintes palavras-chaves: light curing units, photoactivation, photo-initiators, photopolymerization, radiant power, emission spectrum, radiant exitance.

Os filtros utilizados para limitar as buscas foram: tempo, artigos publicados nos últimos 10 anos (2013 a 2023); idioma (inglês) e, para algumas palavra-chaves, foi feita a combinação com o filtro de revisões sistemáticas.

Os artigos selecionados através das estratégias de busca foram analisados primeiramente quanto aos títulos e, na sequência, os resumos dos pré-selecionados. Os artigos selecionados dentro dos critérios foram lidos na íntegra e as informações foram analisadas. Artigos considerados clássicos, muito citados e de grande relevância para o tema foram incluídos independentemente do filtro de anos. Dessa forma, foi incluído 1 artigo com data de publicação anterior à 2013.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Contextualização histórica

Nas décadas de 1960 e 1970, a tecnologia de fotopolimerização foi desenvolvida para uso em odontologia. (PRICE; FERRACANE; SHORTALL, 2015; RUEGGERBERG *et al.*, 2017) Até então, as primeiras resinas compostas introduzidas no mercado possuíam polimerização química, eram comercializadas em duas pastas que ao serem manipuladas davam início à polimerização do material. (RUEGGERBERG, 2011) Porém, a baixa estabilidade de cor, polimerização demorada e difícil controle do tempo de trabalho levou à necessidade de aprimoramento do material compósito. Dessa forma, em 1973 surgiram as primeiras resinas compostas fotoativadas, primeiramente por luz ultravioleta. (RUEGGERBERG, 2011)

Este material usou um fotoiniciador para iniciar a fase de polimerização dos monômeros à base de metacrilato, resultando em um material polimerizado. (RUEGGERBERG, 2011; SANTINI *et al.*, 2013) Apesar das vantagens em relação aos anteriores, esse novo material necessitava do uso da luz UV que possui radiação prejudicial, com curta vida útil de suas lâmpadas e profundidade de polimerização limitada à 1mm. (PRICE; FERRACANE; SHORTALL, 2015) Esses fatores foram responsáveis pelo contínuo aperfeiçoamento dos compósitos e, por consequência, das fontes fotoativadoras, levando à substituição dos aparelhos com luz UV por unidades fotoativadoras de luz visível, em 1980. (JANDT & MILS, 2013; RUEGGERBERG *et al.*, 2017) Desde então, a fotopolimerização tornou-se uma tecnologia essencial na odontologia restauradora, oferecendo várias vantagens sobre os métodos tradicionais de polimerização. Avanços na tecnologia de fotoiniciadores, fontes de luz e materiais expandiram ainda mais a gama de aplicações e melhoraram a qualidade dos materiais fotopolimerizáveis.

3.2 Espectro da luz visível

A luz visível emitida pelas unidades fotoativadoras compõe o espectro eletromagnético, que por sua vez, apresenta propriedades, como o comprimento de onda. Quanto maior o comprimento de onda eletromagnética, menor a energia e a

reatividade, e a sua unidade de medida é o nanômetro (nm). (RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

A luz visível representa uma pequena faixa no espectro eletromagnético, sendo a única perceptível ao olho humano dentre as radiações eletromagnética existentes, e está compreendida entre os valores de 400 e 700 nm. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017) Cada cor visualizada é determinada por um comprimento de onda específico dentro dessa faixa de valores. (REIS & MARSON, 2019)

O espectro de luz refere-se, então, à faixa de comprimentos de onda que são emitidos por uma fonte de luz. As luzes ultravioleta e azul encontram-se na faixa de 400-500 nanômetros (nm). Uma unidade fotoativadora emite uma quantidade de fótons, dentro do espectro de luz azul. Esses fótons emitidos podem variar em quantidade, o que representa a emissão radiante. Quanto maior a potência de uma unidade fotoativadora, maior a quantidade de fótons emitidos (REIS & MARSON, 2019; Price et al 2020)

3.3. Fotoiniciadores e fotopolimerização

O fotoiniciador é uma molécula presente nos materiais resinosos que, quando exposta à luz num comprimento específico, absorve os fótons e sofre reações fotoquímicas, resultando na geração de radicais livres. Estes, por sua vez, ao colidirem com a amina terciária, promovem a transferência de elétrons. (SANTINI *et al.*, 2013)

Os radicais livres são moléculas reativas que, ao encontrarem os monômeros, promovem a quebra de ligações duplas do carbono, dando continuidade ao processo de polimerização das resinas. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017) A quantidade de fotoiniciador ativado depende da concentração de fotoiniciador no material, do número de fótons aos quais o material é exposto e da energia dos fótons (comprimento de onda), esta última dependendo da unidade fotoativadora. (LEPRINCE *et al.*, 2013; SANTINI *et al.*, 2013; DE OLIVEIRA *et al.*, 2016)

Os fotoiniciadores são classificados de acordo com o espectro de absorção de luz para sua ativação. Para os materiais fotoativados, são utilizados fotoiniciadores de luz ultravioleta longa ou de luz visível, com o sistema canforoquinona + amina. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017) A seleção de fotoiniciadores desempenha um papel crucial no desempenho e nas propriedades dos materiais fotopolimerizáveis.

(SANTINI *et al.*, 2013) Por este motivo, conhecer os diferentes tipos de fotoiniciadores usados em odontologia é fundamental para uma melhor compreensão do processo de fotopolimerização. (SANTINI *et al.*, 2013)

a) Canforoquinona (CQ): A CQ é o fotoiniciador mais utilizado em compósitos dentários e é ativado por luz azul na faixa de 470 a 490 nm, com pico máximo em comprimento de onda de 468 nm. (SANTINI *et al.*, 2013) Necessita da ação conjunta com um coiniciador para que o processo de polimerização seja desencadeado: a amina terciária, que pode ser alifática ou aromática. (SANTINI *et al.*, 2013) A reação química das resinas compostas que possuem a CQ como fotoiniciador é iniciada a partir do primeiro contato do material com a luz azul. Após a fotoativação, a CQ fica pronta para reagir com a amina terciária, removendo um átomo de hidrogênio da amina, dando sequência ao processo de polimerização. (RUEGGEBERG, 2011; SANTINI *et al.*, 2013)

A CQ possui alta eficiência, resultando em tempo de polimerização rápido e é compatível com a maioria dos sistemas de resina. No entanto, apresenta algumas desvantagens: apresenta cor amarelada; (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015) como apresenta seu pico de absorbância na faixa de luz visível, pode resultar em polimerização do material se exposto à luz ambiente, o que diminui o tempo clínico; tem uma faixa de absorção limitada e sua eficácia diminui com o aumento da profundidade de polimerização. (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015; DE OLIVEIRA *et al.*, 2016) Além disso, o sistema CQ-amina ao ser adicionado em materiais com características ácidas, como os adesivos autocondicionantes simplificados, promove uma reação ácido-base, levando à uma incompatibilidade química. (CADENARO *et al.*, 2019) Por todas essas questões, outros sistemas fotoiniciadores e combinações com CQ têm sido pesquisados (DELGADO *et al.*, 2019; BARCELOS *et al.*, 2020; HOLA *et al.*, 2023; LIU *et al.*, 2023) e utilizados nos materiais odontológicos fotopolimerizáveis.

b) Fenilpropanodiona (PPD): É um fotoiniciador alternativo que é ativado por luz azul na faixa de 350 a 460 nm, com pico de absorbância em 410nm. (SANTINI *et al.*, 2013) Não depende um coiniciador e apresenta menor toxicidade que o CQ. Possui espectro de absorção que engloba parte da radiação ultravioleta, o que pode ser visto como desvantagem pois nem toda unidade fotoativadora emite um espectro de luz capaz de fotoativá-lo. (SANTINI *et al.*, 2013)

c) Ivocerin: (derivado do dibenzoil-germânio) Ivocerin é um novo fotoiniciador que é ativado por luz azul e violeta na faixa de 390 a 470 nm, com pico em 410nm. (DELGADO *et al.*, 2019) Possui alta taxa de conversão e reatividade, podendo ser adicionado nos materiais em menor quantidade (DELGADO *et al.*; 2019) quando comparado com a CQ, e é compatível com a maioria dos sistemas de resina.

d) Óxido de fosfina (TPO): LUCIRINA TPO é um fotoiniciador alternativo que é ativado por luz violeta e azul, de 380 a 420 nm, com pico em 385 nm. (DE OLIVEIRA *et al.*, 2016) Apresenta cor mais clara que a CQ, sendo muito utilizado em resinas que necessitam de tonalidades mais claras, como por exemplo as resinas para dentes clareados. (DE OLIVEIRA *et al.*, 2016). Geralmente são utilizados em associação com a CQ para diminuir sua quantidade em cimentos resinosos e resinas, visando garantir adequada polimerização destes materiais. (DE OLIVEIRA *et al.*, 2016; DELGADO *et al.*, 2019)

Os diferentes tipos de fotoiniciadores têm espectros de absorção variados, taxas de conversão e compatibilidade com diferentes sistemas de resina e fotossensibilidade relativa. (HOLA *et al.*, 2023; LIU *et al.*, 2023) A CQ é a menos reativa e a lucirina TPO é aproximadamente cinco vezes mais sensível que a CQ. Atualmente, os fotoiniciadores alternativos são utilizados em diferentes proporções e em combinação com os sistemas CQ-amina, visando materiais que atendam às mais diversas situações clínicas. (SANTINI *et al.*, 2013; DELGADO *et al.*, 2019) Portanto, uma seleção cuidadosa dos materiais, com conhecimento acerca dos fotoiniciadores, da situação clínica específica e nas propriedades do material é crucial para alcançar os melhores resultados na odontologia restauradora.

3.4. Tipos de unidades fotoativadoras

A unidade fotoativadora é um equipamento que emite uma luz azul visível, ou seja, com comprimento de onda na faixa de 400 a 500 nm, utilizada para ativar os agentes fotoiniciadores, dando início ao processo de polimerização dos materiais fotopolimerizáveis. (PRICE *et al.*, 2020) Juntamente com a evolução dos materiais fotopolimerizáveis e seus fotoiniciadores, veio a necessidade de desenvolver fontes

fotoativadoras melhores e que acompanhassem tais evoluções. (CARDOSO *et al.*, 2017)

As primeiras unidades de fotopolimerização usavam lâmpadas halógenas de quartzo e tungstênio (QTH) como fonte de luz, que emitia luz na faixa de 400 a 500 nm e eram mais reativas com a CQ, pois interagiam produzindo mais fótons próximo ao seu pico de absorbância. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017) Os aparelhos eram compostos por lâmpada com filamento de tungstênio, um filtro para selecionar o comprimento de onda, um sistema de refrigeração e fibras ópticas para conduzir a luz gerada com comprimento variável de 2 a 13cm. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

Seu funcionamento baseava-se na passagem da corrente elétrica pelo filamento de tungstênio que por sua vez produzia uma radiação eletromagnética na forma de luz visível. A luz produzida era de cor branca e precisava ser filtrada para que somente a luz azul, com comprimento de onda entre 400 e 500 nm, fosse emitida pela ponteira do aparelho. O tempo de exposição adequado para promover a fotopolimerização eficiente de 2 mm de resina precisava ser de 40 a 60 segundos. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

As lâmpadas QTH tinham várias limitações, incluindo saída de luz limitada, (SOARES *et al.*, 2017A) geração de calor que podia causar danos pulpares e aos tecidos gengivais (RAGAIN *et al.*, 2021) e uma vida útil relativamente curta, variando de 40 a 100 horas. Como resultado, os pesquisadores começaram a explorar fontes de luz alternativas, levando ao desenvolvimento de novas gerações de unidades de fotopolimerização que melhor se adaptassem aos novos materiais, como por exemplo às resinas bulk fill presentes atualmente. (PIRMORADIAN *et al.*, 2020)

A segunda geração de fotopolimerizadores usava lâmpadas de arco de plasma, que emitiam luz na faixa de 400 a 490 nm. Essas unidades forneceram saída de intensidade mais alta do que as lâmpadas QTH, resultando em tempos de polimerização mais curtos para os materiais fotoativados. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017) No entanto, eles também geraram calor significativo, exigindo o uso de sistemas de resfriamento e limitando seu uso a tipos específicos de materiais restauradores, além do alto custo para aquisição e manutenção na época. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

A terceira e mais recente geração de fotopolimerizadores utiliza diodos emissores de luz (LEDs) como fonte de luz. Os LEDs são dispositivos com funcionamento baseado em semicondutores responsáveis por convertera corrente

elétrica em radiação óptica, ou seja, em partículas elementares de luz – os fótons. Esse fenômeno é chamado de eletroluminescência. (JANDT & MIILS, 2013) Essas unidades emitem luz na faixa de 430 a 480 nm, próximo ao pico de absorção da canforoquinona (CQ), o fotoiniciador mais utilizado em compósitos dentários. (RUEGGEBERG *et al.*, 2017) Apresentavam vantagens em relação aos aparelhos de luz halógena, como maior durabilidade 10.000 horas, ausência de filtros, não precisavam de sistema de refrigeração, logo eram mais silenciosos; geração de calor reduzida, vida útil mais longa, eficiência energética. (JANDT & MIILS, 2013) Como apresentavam menor exigência de energia elétrica para seu funcionamento foi possível desenvolver equipamentos com baterias recarregáveis e sem fio. Dessa forma, foi possível melhorar o design dos aparelhos. (RUEGGEBERG *et al.*, 2017)

Várias gerações de unidades fotoativadoras LED foram desenvolvidas ao longo dos anos, cada uma com recursos e capacidades aprimorados:

a) Unidades fotoativadoras LED de primeira geração: Eles normalmente tinham uma saída de baixa potência, ou seja, apresentavam baixa eficiência na fotopolimerização quando comparados aos QTH. (JANDT & MIILS, 2013) Mas se fossem usados por exposições prolongadas, forneciam fotopolimerização comparável às fontes de QTH disponíveis na época, para materiais com fotoiniciador CQ. A emissão espectral dessa fonte fotoativadora era eficaz, então, para CQ e PPD, mas não para TPO. (RUEGGEBERG *et al.*, 2017)

b) Unidades fotoativadoras LED de segunda geração: foram introduzidas nos anos 2000 e apresentavam saídas de energia aprimoradas, capazes de emitir luz com potência de 1 W. Eles também foram projetados com pontas ativas maiores para melhorar seu alcance, permitindo que eles polimerizassem restaurações mais profundas com eficiência, apresentavam uma vida útil mais longa do que os fotopolimerizadores de primeira geração. (JANDT & MIILS, 2013) Emitiam luz no espectro de absorbância da CQ (460 a 480 nm), apresentavam melhor interação com PPD do que a geração anterior e nenhuma interação com TPO era possível. (RUEGGEBERG *et al.*, 2017; CARDOSO *et al.*, 2017)

Como o pico de absorção do Lucirin TPO é próximo a 390 nm, a luz ultravioleta com comprimento de onda variando entre 340 nm e 430 nm é necessária para ativar esse fotoiniciador, e a primeira e a segunda geração de LEDs usadas em odontologia

emitiam luz azul em um comprimento de onda estreito entre 410 e 470 nm. Dessa forma, eles eram incapazes de fotoativar adequadamente materiais poliméricos em que o fotoiniciador CQ foi parcialmente substituído por fotoiniciadores alternativos. (CARDOSO *et al.*, 2017)

c) Unidades fotoativadoras LED de terceira geração:

Visando alcançar uma melhor polimerização de materiais restauradores que possuíam esses fotoiniciadores alternativos, (CARDOSO *et al.*, 2017) começaram a ser desenvolvidos equipamentos que fossem capazes de fotoativar essa diversidade de materiais. Os fabricantes utilizaram, então, um conjunto de *chips* que emitiam mais do que um comprimento de onda, variando de 385 a 515 nm. Essa capacidade de gerar múltiplos comprimentos de onda de uma única unidade fotoativadora levou à terceira geração de LEDs, conhecidos como LEDs *poliwaves*, pois emitem tanto luz violeta quanto luz azul. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

Diversos arranjos de disposição de chips foram testados pelas indústrias: um deles utilizava um chip central de luz azul rodeado por 4 LEDs violetas de baixa potência. Outra empresa, por sua vez, incorporou três diferentes chips: dois emitindo luz azul, um próximo a 460nm e outro próximo a 445 nm, e um violeta emitindo por volta 400 nm. (JANDT & MILLS, 2013; RUEGGERBERG *et al.*, 2017)

Este amplo espectro de comprimentos de onda permitia a ativação de uma gama mais ampla de fotoiniciadores, resultando em melhor polimerização de diferentes tipos de materiais dentários, incluindo aqueles com fotoiniciadores alternativos, como TPO ou Ivocerin. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017; CARDOSO *et al.*, 2017; GAN *et al.*, 2018)

Surgiu, então, uma variedade de LEDs, com características distintas entre si, como a presença ou não de fibra ótica, diferentes diâmetros da ponteira de emissão de luz, direção do feixe luminoso paralelo ou perpendicular ao longo eixo do equipamento e maior ou menor homogeneidade na distribuição da luz. (GAN *et al.*, 2018) Muitos modelos apresentam recursos avançados, como vários modos de polimerização e funções de desligamento automático. Eles também são mais eficientes em termos de energia e têm vida útil de bateria mais longa do que as gerações anteriores de unidades fotoativadoras LED. (JANDT & MILLS, 2013)

Por sua vez, as fontes fotoativadoras monowave atuais emitem luz em um único comprimento de onda, normalmente em torno de 460-470 nm. Este comprimento de onda é absorvido pela canforoquinona (CQ). Quando CQ absorve a luz neste comprimento de onda, inicia a reação de polimerização e o material composto começa a curar. LED monowave são tipicamente mais baratos do que os fotopolimerizadores LED polywave. (SOARES *et al.*, 2017A; PRICE *et al.*, 2020)

3.5 Características da luz emitida pelas fontes fotoativadoras

Para que um material polimérico atinja sua máxima taxa de conversão dos monômeros em polímeros – grau de conversão, a luz emitida pela fonte fotoativadora precisa entregar uma quantidade satisfatória de fótons. (RUEGGERBERG *et al.*, 2017; PIRMORADIAN *et al.*, 2020; YILMAZ; BAKKAL; KURT, 2020) Dessa forma, a etapa de fotoativação dos materiais poliméricos é de suma importância para o seu sucesso clínico a longo prazo, uma vez que o baixo grau de conversão trás consigo problemas como a alta lixiviação dos monômeros não reagidos, afetando a biocompatibilidade do material; sua estabilidade de cor; (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015) maior possibilidade de desgaste e menor dureza do material; (PRICE *et al.*, 2014) sensibilidade pós-operatória; fendas nas restaurações; descoloração; (DE OLIVEIRA *et al.*, 2015) possíveis cárie secundária; baixas propriedades mecânicas, entre outros. (PIRMORADIAN *et al.*, 2020)

Portanto, entende-se que a formação de boas propriedades mecânicas dos materiais poliméricos está relacionada com as características da luz emitida pela fonte fotoativadora, bem como com a quantidade e qualidade dessa luz emitida. (PRICE *et al.*, 2014; RUEGGERBERG *et al.*, 2017; YILMAZ; BAKKAL; KURT, 2020) O entendimento acerca desses parâmetros se torna essencial, tanto para a correta escolha da combinação fotoiniciador x fonte fotoativadora que atinja o seu espectro de luz, como também para a correta aplicação da técnica de fotoativação. (CARDOSO *et al.*, 2017)

Uma fonte fotoativadora apresenta características como irradiância, potência e energia. Tais parâmetros diferem entre si, porém estão relacionados. (ALSHAAFI *et al.*, 2016; SOARES *et al.*, 2017A; RUEGGERBERG *et al.*, 2017; PRICE *et al.*, 2020)

A irradiância ou emissão radiante é a medida da quantidade de energia luminosa que é entregue por unidade de área da ponteira do fotoativador. É

tipicamente medida em miliwatts por centímetro quadrado (mW/cm^2). (SHIMOKAWA *et al.*, 2017; SOARES *et al.*, 2017A) Já foi conhecida como intensidade de luz. Reflete a quantidade de fótons emitidos pela fonte fotoativadora e quanto maior o valor da irradiância, maior a quantidade de fótons. (RUEGGEBERG *et al.*, 2017; PRICE *et al.*, 2020)

Potência é normalmente medida em watts (W ou mW). É medida a partir da fonte fotoativadora e depois dividida pela área de secção da ponta ativa emissora de luz para produzir um valor médio de saída radiante em MW/cm^2 , que é o mesmo que a irradiância na ponta ativa. (PRICE *et al.*, 2020; ISO 10650: 2018) A potência da fonte fotoativadora está diretamente relacionada à irradiância e ao tamanho da ponta ativa da fonte fotoativadora. Uma fonte fotoativadora de maior potência fornecerá uma irradiância maior, o que pode melhorar a eficiência do processo de polimerização. (SOARES *et al.*, 2017A; PRICE *et al.*, 2020) Pode ser mensurada por meio dos radiômetros, e é considerada uma medida de referência utilizada pelos fabricantes/clínicos para qualificar um fotoativador. Porém um engano comum é que consideram a saída da luz das fontes fotoativadoras como homogêneas, apesar de muitos equipamentos não apresentarem tal homogeneidade de emissão. (PRICE *et al.*, 2020)

A energia é a quantidade total de energia luminosa fornecida por uma fonte de luz durante um determinado período. É normalmente medida em joules (J). A energia fornecida pela fonte de luz está relacionada com a potência e o tempo de aplicação da luz. Uma saída de energia mais alta pode levar a uma melhor polimerização. (SHIMOKAWA *et al.*, 2017; SOARES *et al.*, 2017A; PRICE *et al.*, 2020)

A multiplicação do valor da emissão radiante pelo tempo de exposição em segundos (s) gera o valor da quantidade de energia total entregue a um material fotoativado, conhecido como exposição radiante. É expresso em joules por centímetro quadrado (J/cm^2). (PRICE *et al.*, 2015) Sabe-se, por exemplo, que para um incremento de 2mm de resina composta atingir sua máxima polimerização é necessária uma dose de energia de $16000 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ ou $16 \text{ J}/\text{cm}^2$. (PRICE *et al.*, 2020) Como a exposição radiante está relacionada ao tempo de fotoativação, para um incremento de resina composta que precise ser fotoativado por 40s, por exemplo, ao se utilizar um aparelho com irradiância de $600 \text{ mW}/\text{cm}^2$, receberá uma energia radiante de $24 \text{ J}/\text{cm}^2$. Porém, se for utilizado um aparelho com $1200 \text{ mW}/\text{cm}^2$, apenas com 20s de exposição é possível obter os mesmos $24 \text{ J}/\text{cm}^2$ de energia radiante. Ou

seja, quanto maior a intensidade da exposição radiante, menor será o tempo de exposição necessário para o incremento atingir sua máxima polimerização. (PRICE *et al.*, 2015; PRICE *et al.*, 2020)

3.6 Aspectos clínicos e cuidados relacionados à técnica de fotoativação

Conhecer o fotoiniciador presente na composição do material e conhecer os parâmetros da luz emitida pela fonte fotoativadora, bem como seu espectro de luz, não é garantia de uma polimerização eficaz. (CARDOSO *et al.*, 2017) É necessária uma aplicação cautelosa da técnica de fotoativação, garantindo que o material receba a quantidade de luz requerida para a completa formação da sua cadeia polimérica. (CARDOSO *et al.*, 2017)

Nesse sentido, o operador tem um papel essencial, desde a correta escolha da fonte fotoativadora de acordo com as necessidades clínicas, como citado anteriormente, até a execução da etapa de fotoativação em si. (PRICE *et al.*, 2020)

Quanto maior a distância da fonte fotoativadora em relação ao material que está sendo fotoativado, menor será a emissão radiante da luz atingindo aquele incremento. Conforme a ponta ativa é afastada, maior a dispersão do feixe de luz, ou seja, menor a quantidade de fótons atingindo a superfície do material. (CATELAN *et al.*, 2015) Dessa forma, é necessário um cuidado em relação ao posicionamento da fonte, sendo o ideal o mais próximo possível do material, com a ponta ativa perpendicular. (KONERDING *et al.*, 2016) Para que isso seja alcançado, é essencial uma concentração por parte do operador, visualizando o local a ser fotoativado e tendo certeza que a fonte fotoativadora se mantém estável e bem posicionada durante todo o tempo de fotoativação. (KONERDING *et al.*, 2016; ANDRÉ *et al.*, 2018)

Como a luz visível pode causar danos à retina quando visualizada à longo prazo, essa visão direta da luz emitida só será possível com a utilização dos bloqueadores de luz azul. (DEL OLMO-AGUADO; NÚÑEZ-ÁLVAREZ; OSBORNE, 2016; KIM *et al.*, 2016) São óculos ou raquetes de proteção confeccionadas na cor laranja, para bloquear a luz azul e dessa forma conseguir visualizar uma luz branca que não afeta a retina. (RASSAEI *et al.*, 2013; SOARES *et al.*, 2017B) Existem diversos tipos e tamanhos de bloqueadores de luz azul disponíveis no mercado e o ideal é que eles consigam bloquear toda a luz visível emitida. (SOARES *et al.*, 2017B)

Quanto ao posicionamento da fonte fotoativadora, além de estar o mais perto possível, é necessário que esteja estável, dessa forma, o operador necessita segurar

a fonte fotoativadora com firmeza e estudos demonstram que há diferença na irradiância quando esta posição não for respeitada. (ANDRÉ *et al.*, 2018; SOARES *et al.*, 2018) Operadores que sejam destros realizam uma fotoativação mais estável e eficaz se a fizerem com a mão direita. Bem como, operadores canhotos realizam a fotoativação eficaz quando seguram a fonte fotoativadora com a sua mão dominante. (SOARES *et al.*, 2018) Portanto, recomenda-se sempre que os operadores trabalhem em suas posições de dominância, em vez de tentarem se adequar.

Se o objetivo é posicionar a fonte fotoativadora o mais próximo possível do material e de forma estável, ao escolher uma fonte fotoativadora, as características do seu design e a facilidade de acesso às regiões posteriores devem ser levadas em consideração. (ANDRÉ *et al.*, 2018) Uma ponta ativa curvada, com muitas angulações pode levar às dificuldades de posicionamento da fonte fotoativadora, por exemplo, em dentes posteriores, ou em pacientes com dificuldades de abertura bucal (crianças por exemplo). (ANDRÉ *et al.*, 2018; MOREIRA *et al.*, 2021) Nesses casos, fontes de luz anguladas criam áreas de sombra na região, diminuindo o grau de conversão dos materiais e por consequência, áreas subpolimerizadas com propriedades mecânicas inferiores. (PRICE *et al.*, 2014; CATELAN *et al.*, 2015; PIRMORADIAN *et al.*, 2020)

As empresas estão cada vez mais atentas a estes fatores e muitas fontes fotoativadoras já são desenvolvidas no formato caneta, um formato mais ergonômico e de fácil posicionamento nas mais diversas localizações e aplicações. (MOREIRA *et al.*, 2021)

Ainda no quesito formato da fonte fotoativadora, outro cuidado necessário no momento da sua escolha é em relação ao diâmetro da sua ponteira. (SOARES *et al.*, 2017A) Fontes fotoativadoras com a ponta ativa muito pequena podem não abranger toda a extensão do material a ser fotoativado. (SOARES; BRAGA; PRICE, 2021) Um estudo recente demonstrou relação entre o tamanho da ponta ativa da fonte fotoativadora e as características mecânicas das resinas compostas fotoativadas. (CARDOSO *et al.*, 2021) Outro estudo, ao avaliar 22 fontes fotoativadoras, entre monowave e multi espectros, encontrou que muitas monowave forneceram valores de irradiância menores do que o recomendado quando utilizadas na região dos molares do que quando usadas na região dos incisivos superiores. (SOARES *et al.*, 2017A) E isso se deu devido a dificuldade de posicionamento já mencionada anteriormente, e vista em outros estudos, (MOREIRA *et al.*, 2021) mas também está relacionada com o diâmetro da ponta ativa das fontes fotoativadoras. (SOARES *et al.*, 2017A;

CARDOSO *et al.*, 2021) Isso se deve ao fato de a maioria das fontes fotoativadoras disponíveis no mercado atualmente apresentarem ponta ativa com tamanho médio de 6-7 mm de diâmetro, e são utilizadas para fotoativar, por exemplo, a face oclusal de um molar inferior, que apresenta em média 10 mm. (PRICE *et al.*, 2020) Ou seja, uma única fotoativação no centro do dente não será suficiente para fotoativar toda a extensão deste molar. (PRICE *et al.*, 2020)

Como solução, alguns fabricantes têm desenvolvidos pontas ativas com maior diâmetro para suas fontes fotoativadoras. Porém, as fontes fotoativadoras de baixo custo disponíveis no mercado brasileiro, emitem uma potência radiante menor e apresentam um diâmetro de ponta ativa menor. (SOARES; BRAGA; PRICE, 2021)

Dessa forma, é válido ressaltar que, quando a fonte disponível apresentar uma ponta ativa de menor diâmetro, a compensação a ser feita é realizar mais de uma fotoativação por dente, ou seja, distribuir a fotoativação por regiões, para que dessa forma, a luz seja entregue de forma mais uniforme em toda sua extensão. (SOARES *et al.*, 2017A; PRICE *et al.*, 2020; SOARES; BRAGA; PRICE, 2021) Isso é um fato a ser levado em consideração no momento do cálculo da irradiância. Os fabricantes informam a potência da fonte fotoativadora, e por vezes ela é consideravelmente elevada, porém, uma vez que, pontas ativas pequenas entregam uma alta potência em um único ponto, é necessário avaliar também o tamanho da ponta ativa para entender se essa alta potência é real ou atribuída ao fato da ponta ativa ser pequena. (SOARES; BRAGA; PRICE, 2021)

Outro cuidado essencial é em relação à limpeza da ponta ativa da fonte fotoativadora. É comprovado que quando a ponta ativa apresenta restos de materiais aderidos a irradiância nessa ponta ativa será diminuída, entregando, desta forma, uma menor dose de energia ao material fotoativado. (SOARES *et al.*, 2017A; PRICE *et al.*, 2020) Trincas, rachaduras e lascas na ponteira decorrentes de quedas também causam diminuição da luz entregue pela fonte fotoativadora. Dessa forma, é necessário realizar a verificação da ponta ativa regularmente, para que em casos de presença de resíduos de material, estes sejam removidos. (SOARES *et al.*, 2017A; SOARES *et al.*, 2020) Uma forma de evitar que as pontas ativas tenham resíduos de resina composta/cimentos em sua ponta ativa, bem como para evitar contaminação cruzada entre pacientes, pode ser utilizada uma barreira plástica e transparente para a proteção da fonte fotativadora. (SOARES *et al.*, 2020) Essa proteção deve ser feita com cautela, pois caso seja colocada com muitas camadas ou, se não for totalmente

transparente, ou a costura estiver no caminho da emissão de luz, estas barreiras vão interferir nas características de luz emitida, diminuindo a irradiância da fonte fotoativadora. (Soares et al., 2020)

A luz entregue por uma fonte fotoativadora durante a etapa da fotoativação precisa manter uma irradiância constante durante toda a etapa. A carga da bateria da fonte fotoativadora pode influenciar nesta irradiância. (PEREIRA *et al.*, 2016; PRICE *et al.*, 2020) Muitos aparelhos demonstram redução gradativa da irradiância à medida que suas baterias descarregam. (PEREIRA *et al.*, 2016; ANDRE *et al.*, 2018) Portanto, a fonte fotoativadora deve ser utilizada sempre carregada, ou conectada à fonte de energia quando possuir fio, para evitar a possibilidade de influenciar as propriedades químicas, mecânicas e físicas da resina composta. (PEREIRA *et al.*, 2016; ANDRE *et al.*, 2018; CARDOSO *et al.*, 2020)

Já em relação à vida útil dessas baterias, conforme a bateria se aproxima ao fim da vida útil em função do número de ciclos de fotoativação, a queda dessa irradiância é brusca. (PRICE *et al.*, 2020) Aparelhos de baixo custo disponíveis no mercado demonstram menor estabilidade da bateria tanto em relação à carga quanto à vida útil total. (SOARES, BRAGA, PRICE, 2021)

3.7 Técnicas de fotoativação

A preocupação com as características da luz emitidas pelas fontes fotoativadoras vai além daqueles referentes à subpolimerização dos materiais poliméricos. (SOUSA *et al.*, 2021) Estudos relatam que a sobrepolimerização também pode acarretar comportamento e propriedades insatisfatórias induzidos pelos níveis elevados de irradiância, como por exemplo a elevada contração de polimerização. (MUNCHOW *et al.*, 2018; SOUSA *et al.*, 2021)

Outro fator de preocupação é em relação ao aumento da temperatura induzido pelos altos níveis de irradiância durante a etapa de fotoativação com aparelhos de alta potência. (MOUHAT *et al.*, 2017; MUNCHOW *et al.*, 2018) As áreas comumente consideradas de risco para esse sobreaquecimento são a polpa dentária e os tecidos gengivais adjacentes. (KHAKSARAN *et al.*, 2015; RUNNACLES *et al.*, 2015) Por estes motivos, a literatura sugere diferentes protocolos de fotoativação, além do modo contínuo, visando minimizar tais efeitos, cada um deles com uma variação de tempo e aplicação. (MUNCHOW *et al.*, 2018; SOUSA *et al.*, 2021)

- a) Técnica do pulso tardio: aplicada somente no último incremento de resina composta da restauração. Inicia-se com a fotoativação por 3 segundos, com baixa irradiância em torno de 200 mW/cm². Após um intervalo de em média 2 minutos, complementa-se a fotoativação com maior irradiância, pelo menos 500 mW/cm², e maior tempo. (MUNCHOW *et al.*, 2018; SOUSA *et al.*, 2021)
- b) Técnica do início lento: pode ser realizada de duas formas diferentes, porém ambas com o mesmo objetivo final: entregar uma exposição de luz sem interrupção, por um período, com irradiância baixa no início e sendo aumentada gradativamente. (MUNCHOW *et al.*, 2018) No modo rampa a irradiância eleva-se gradualmente e de forma contínua até alcançar seu máximo, permitindo que o compósito se polimerize lentamente. Existem aparelhos que possuem essa configuração, ou pode ser feita manualmente aproximando gradativamente a fonte fotoativadora á partir de uma determinada distância. No modo em degrau a energia luminosa irá aumentar automaticamente de baixa para alta intensidade. Existem aparelhos disponíveis com essa configuração, mas pode ser feita de forma manual, afastando a ponteira 1 cm (200 mW/cm²) e reaproximando, várias vezes. (MUNCHOW *et al.*, 2018; SOUSA *et al.*, 2021)

O modo “Ortho” é outra técnica de fotoativação disponível em alguns aparelhos atualmente. Voltada para a ortodontia, é possível utilizar uma elevada irradiância, por volta de 2.000 mW/cm², por poucos segundos, geralmente 3 segundos, de modo que seja possível a colagem dos bráquetes metálicos ortodônticos de forma rápida e eficaz. (REIS & MARSON *et al.*, 2019) Têm demonstrado bons resultados em relação à retenção dos bráquetes aderidos com cimentos resinosos fotopolimerizáveis. (ALDOSSARY, ABU, SANTINI, 2018; YILMAZ; BAKKAL; KURT, 2020).

4. DISCUSSÃO

Idealmente, a escolha de um aparelho fotoativador deveria estar atrelada unicamente à qualidade da sua emissão de luz e irradiância, colimação do seu feixe de luz, estabilidade, diâmetro da ponta ativa; e não à fatores como preço de mercado. (PRICE *et al.*, 2020; SOARES, BRAGA, PRICE, 2021) Entender todos os conceitos abordados no presente trabalho é fundamental para uma escolha consciente da fonte fotoativadora e da execução da técnica de fotoativação, obtendo uma fotoativação bem-sucedida.

Em relação à técnica de fotoativação, está bem esclarecido na literatura que o ideal é que a ponta ativa esteja o mais próximo possível do material, como vimos na presente revisão, porém sabe-se que a depender do procedimento a ser executado essa proximidade vai variar. (PRICE *et al.*, 2020) Ao fotoativar um sistema adesivo no fundo de uma cavidade profunda em um dente tratado endodonticamente, por exemplo, a distância da ponta ativa até o material será em média de 7 mm, não sendo possível modificá-la mesmo pelo mais exímio operador. Dessa forma, utilizar fontes fotoativadoras de maior irradiância e que apresentem um feixe de luz colimado, ou seja, que não disperse a luz em demasia conforme se afasta da região de interesse, é o mais recomendado. (CADENARO *et al.*, 2018; SOARES, BRAGA, PRICE, 2021)

Os fabricantes, portanto, deveriam fornecer, além do valor de irradiância à 1mm do material, o valor com pelo menos 10mm de distância da ponta ativa em relação ao material. Dessa forma, o clínico poderia escolher de forma mais consciente aquela fonte fotoativadora mais adequada à sua realidade clínica. (PRICE *et al.*, 2020; SOARES, BRAGA, PRICE, 2021)

Porém, é preciso lembrar que muitos clínicos já passaram da fase da escolha da fonte fotoativadora e já fizeram um investimento em um aparelho. O conhecimento em relação a todos os parâmetros deste aparelho é essencial, bem como o acompanhamento da irradiância emitida ao longo do tempo por meio da mensuração com os radiômetros. (PRICE *et al.*, 2020) O cuidado com o nível da bateria também deve ser levado em consideração para que se atinjam as características mecânicas ideais dos materiais. (PEREIRA *et al.*, 2016; CARDOSO *et al.*, 2021) Nos casos que o clínico já possua uma fonte fotoativadora de baixo custo, sem garantia da constância da irradiância frente à diminuição da bateria, o recomendado é a utilização com a bateria sempre próxima ao seu carregamento máximo ou conectada diretamente à

fonte de energia, para aquelas que tenham essa opção. (PEREIRA *et al.*, 2016; SOARES, BRAGA, PRICE, 2021; CARDOSO *et al.*, 2021) Da mesma forma, a compensação em relação ao tamanho da ponta ativa versus área a ser fotoativada é fundamental para que haja a fotoativação do material em toda a sua extensão. (SOARES, BRAGA, PRICE, 2021). É válido ressaltar que, apesar de haver uma recomendação por parte dos fabricantes acerca do tempo de fotoativação necessário para cada material, a habilidade do operador e potência da fonte fotoativadora usada pelo clínico podem ser diferentes do que as recomendadas pelo fabricante para aquele tempo e isso afetará negativamente a qualidade da polimerização do material. (PRICE *et al.*, 2020) Ou seja, apenas seguir as recomendações de tempo de fotoativação fornecidas pelo fabricante não garantem alcance das propriedades mecânicas do material, pois dependem da emissão radiante do aparelho fotoativador utilizado. (BARCELOS *et al.*, 2023)

O ideal seria que todos os fabricantes fornecessem junto da indicação do tempo a indicação da exposição radiante (J/cm^2) para cada material atingir sua máxima polimerização, isso evitaria a compensação que muitos clínicos fazem de aumentar o tempo de fotoativação. (BARCELOS *et al.*, 2023) O maior problema relacionado com essa sobrepolimerização está relacionado com a geração de calor pelo Led, que pode causar um aumento de temperatura indesejável nas estruturas dentárias e tecidos gengivais circundantes, como anteriormente mencionado. (RUNNACLES *et al.*, 2015; MOUHAT *et al.*, 2017; RAGAIN *et al.*, 2021)

Outro problema advindo da utilização de unidades fotoativadoras de amplo espectro e alta irradiância ou mesmo dos LEDs monowaves, também de alta irradiância, diz respeito aos possíveis danos oculares que estes podem causar. (DEL OLMO-AGUADO; NÚÑEZ-ÁLVAREZ; OSBORNE, 2016) Como solução, todos os fabricantes de LEDs recomendam e fornecem filtros laranjas protetores e bloqueadores da luz azul para serem utilizados presos às fontes fotoativadoras e promover proteção ocular ao clínico. (RASSAEI *et al.*, 2013) Porém, por serem pequenos, muitos acreditam não serem eficazes e por vezes não os utilizam. Um estudo avaliou, então, a capacidade de proteção de 15 filtros de formatos diferentes, dentre óculos, pá e os bloqueadores que acompanham as fontes fotoativadoras e encontrou que, mesmo os filtros que apresentavam menor eficácia de proteção, ainda eram capazes de bloquear satisfatoriamente a luz azul. (SOARES *et al.*, 2017B) Mesmo no pior cenário, como os autores afirmaram, os filtros foram capazes de

bloquear 97% da irradiância, mostrando a necessidade do seu uso pelos clínicos. (SOARES *et al.*, 2017B) Dessa forma, fica claro a importância da utilização dos bloqueadores, principalmente ao se utilizar fontes fotoativadoras contemporâneas, com alta irradiância e amplo espectro.

Encontram-se disponíveis na literatura vários protocolos de fotoativação, variando distância da ponta ativa, com diferentes tempos de exposição, com movimentos e mudando as regiões (MUNCHOW *et al.*, 2018; BRAGANÇA *et al.*, 2020) Porém, ainda não existe um protocolo padrão capaz de solucionar todos os efeitos adversos, mantendo propriedades mecânicas satisfatórias para todos os materiais. (SOUSA *et al.*, 2021).

Um estudo recente que avaliou os diferentes modos de fotoativação quanto à contração de polimerização das resinas compostas e à temperatura gerada, concluiu que desde que se use a energia de ativação recomendada pelos fabricantes, o aumento de temperatura não se caracteriza como um problema para o paciente, pois esse aumento estará dentro dos valores de normalidade suportado pelos tecidos (até 5 graus). (SOUSA *et al.*, 2021).

E em se tratando da efetividade de polimerização, os diferentes modos analisados resultaram em valores de dureza aceitáveis e equivalentes, indicando que o uso de protocolos alternativos não prejudicou a polimerização das resinas. (SOUSA *et al.*, 2021). Uma revisão sistemática recente, ao avaliar diferentes estudos *in vitro*, verificou que várias estratégias estão positivamente associadas à redução significativa das tensões de contração em materiais restauradores, sendo que os diferentes modos de fotoativação mostraram-se uma alternativa eficaz. (MUNCHOW *et al.*, 2018)

Sendo assim, torna-se ainda mais necessário o conhecimento por parte do clínico de todos os fatores discutidos nesta revisão, para assim adequar o uso da sua fonte fotoativadora à sua rotina clínica e materiais utilizados, visando alcançar sempre a máxima polimerização possível desejável.

5. CONCLUSÃO

Entender todos os conceitos abordados no presente trabalho é fundamental para uma escolha consciente da fonte fotoativadora e correta execução da técnica de fotoativação, obtendo uma polimerização bem-sucedida. Ao otimizar a irradiância, a potência, o espectro de luz e a energia da fonte de luz, os clínicos podem melhorar a eficácia do processo de polimerização, levando a melhores resultados clínicos para seus pacientes.

REFERÊNCIAS

- ALDOSSARY, M. S.; ABU HAJIA, S. S.; SANTINI, A. Light energy transmission through six different makes of ceramic orthodontic brackets. **International Orthodontics**, v. 16, n. 4, p. 638–651, dez. 2018.
- ALSHAAFI, M. *et al.* Emission Characteristics and Effect of Battery Drain in “Budget” Curing Lights. **Operative Dentistry**, v. 41, n. 4, p. 397–408, 1 jul. 2016.
- ANDRÉ, C. *et al.* Stability of the Light Output, Oral Cavity Tip Accessibility in Posterior Region and Emission Spectrum of Light-Curing Units. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 4, p. 398–407, 1 jul. 2018.
- AYRES, A. P. A. *et al.* Indirect Restoration Thickness and Time after Light-Activation Effects on Degree of Conversion of Resin Cement. **Brazilian Dental Journal**, v. 26, n. 4, p. 363–367, 1 ago. 2015.
- BARCELOS, L. M. *et al.* Effect of the photoinitiator system on the polymerization of secondary methacrylamides of systematically varied structure for dental adhesive applications. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**, v. 36, n. 3, p. 468–477, 1 mar. 2020.
- BARCELOS, L. M. *et al.* Effect of Using Manufacturer-recommended Exposure Times to Photo-activate Bulk-fill and Conventional Resin-based Composites. **Operative dentistry**, Epub ahead of print, 10 mar. 2023.
- BRAGANÇA, G. F. *et al.* Effect of exposure time and moving the curing light on the degree of conversion and Knoop microhardness of light-cured resin cements. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**, v. 36, n. 11, p. e340–e351, 17 set. 2020.
- CADENARO, M. *et al.* The role of polymerization in adhesive dentistry. **Dental Materials**, v. 35, n. 1, p. e1–e22, 1 jan. 2019.
- CARDOSO, I. M. *et al.* Influence of Different Cordless Light-emitting-diode Units and Battery Levels on Chemical, Mechanical, and Physical Properties of Composite Resin. **Operative Dentistry**, v. 45, n. 4, p. 377–386, 1 jul. 2020.
- CARDOSO, I. M. *et al.* Influence of Tip Diameter and Light Spectrum of Curing Units on the Properties of Bulk-Fill Resin Composites. **European journal of dentistry**, v. 16, n. 02, p. 360–366, 14 dez. 2021.
- CARDOSO, K. A. *et al.* Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. **Journal of applied oral science: revista FOB**, v. 25, n. 2, p. 140–146, 1 abr. 2017.
- CATELAN, A. *et al.* Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. **Acta odontologica Scandinavica**, v. 73, n. 4, 1 maio 2015.

DE OLIVEIRA, D. C. R. S. *et al.* Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 12, p. 1565–1572, 1 dez. 2015.

DE OLIVEIRA, D. C. R. S. *et al.* The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. **Dental Materials**, v. 32, n. 10, p. 1209–1217, 1 out. 2016.

DEL OLMO-AGUADO, S.; NÚÑEZ-ÁLVAREZ, C.; OSBORNE, N. N. Blue Light Action on Mitochondria Leads to Cell Death by Necroptosis. **Neurochemical research**, v. 41, n. 9, p. 2324–2335, 23 maio 2016.

DELGADO, A. *et al.* The Use of Different Photoinitiator Systems in Photopolymerizing Resin Cements Through Ceramic Veneers. **Operative Dentistry**, v. 44, n. 4, p. 396–404, 19 jun. 2019.

GAN, J. *et al.* Bulk-Fill Composites: Effectiveness of Cure With Poly- and Monowave Curing Lights and Modes. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 2, p. 136–143, 1 mar. 2018.

HOLA, E. *et al.* Photoinitiator or photosensitizer? Dual behaviour of m-terphenyls in photopolymerization processes. **European Polymer Journal**, v. 189, p. 111971–111971, 1 mar. 2023.

ISO 10650. Dentistry-Powered Polymerization Activators. Second Edition. **Geneva, Switzerland: International Standards Organization**; 2018. 5.2.2. p. 3.

JANDT, K. D.; MILLS, R. W. A brief history of LED photopolymerization. **Dental Materials**, v. 29, n. 6, p. 605–617, jun. 2013.

KHAKSARAN, N. K. *et al.* Kinetics of pulpal temperature rise during light curing of 6 bonding agents from different generations, using light emitting diode and quartz-tungsten-halogen units: An in-vitro simulation. **Dental Research Journal**, v. 12, n. 2, p. 173, mar. 2015.

KIM, G. H. *et al.* Functional and morphological evaluation of blue light-emitting diode-induced retinal degeneration in mice. **Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology**, v. 254, n. 4, p. 705–716, 8 jan. 2016.

KONERDING, K. L. *et al.* 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). **Dental Materials**, v. 32, n. 5, p. 676–686, 1 maio 2016.

LEPRINCE, J. G. *et al.* Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. **Dental Materials**, v. 29, n. 2, p. 139–156, fev. 2013.

LIMA, R. B. W. *et al.* Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 30, n. 6, p. 492–501, 1 nov. 2018.

LIU, S. *et al.* High-Performance Photoinitiating Systems for LED-Induced Photopolymerization. **Polymers (Basel)**, v. 15, n. 2, p. 342–342, 9 jan. 2023.

MOREIRA, R. O. *et al.* Effect of Light-curing Unit Design and Mouth Opening on the Polymerization of Bulk-fill Resin-based Composite Restorations in Molars. **The Journal of adhesive dentistry**, v. 23, n. 2, p. 121–131, 7 abr. 2021.

MOUHAT, M. *et al.* Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development—potential risk for patients. **Clinical Oral Investigations**, v. 21, n. 5, p. 1687–1696, 1 out. 2016.

MÜNCHOW, E. A. *et al.* Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 82, p. 77–86, jun. 2018.

NAJEEB, S. *et al.* Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 17, n. 7, p. 1134, 14 jul. 2016.

PEREIRA, A. *et al.* Influence of Battery Level of a Cordless LED Unit on the Properties of a Nanofilled Composite Resin. **Operative Dentistry**, v. 41, n. 4, p. 409–416, 1 jul. 2016.

PIRMORADIAN, M. *et al.* Degree of conversion and microhardness of bulk-fill dental composites polymerized by LED and QTH light curing units. **Journal of Oral Biosciences**, v. 62, n. 1, p. 107–113, mar. 2020.

PRICE, R. B. *et al.* The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. **International Dental Journal**, v. 70, n. 6, p. 407–417, 1 dez. 2020.

PRICE, R. B. T. *et al.* Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 30, n. 12, p. 1345–1357, 1 dez. 2014.

PRICE, R. B.; FERRACANE, J. L.; SHORTALL, A. C. Light-Curing Units. **Journal of Dental Research**, v. 94, n. 9, p. 1179–1186, 8 jul. 2015.

RAGAIN, J. C. *et al.* Effects of curing lights on human gingival epithelial cell proliferation. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 152, n. 4, p. 260–268, 1 abr. 2021.

RASSAEI, M. *et al.* Effect of high-intensity irradiation from dental photopolymerization on the isolated and superfused vertebrate retina. **Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology**, v. 251, n. 3, p. 751–762, 1 mar. 2013.

REIS, R & MARSON, F. Princípios básicos para a fotoativação e unidades fotoativadoras *in* Materiais dentários em odontologia estética contemporânea. São Paulo, Quintessence, 2019, 400p. Cap.9, pags: 237-263.

RUEGGEBERG, F. A. *et al.* Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Brazilian Oral Research**, v. 31, n. suppl 1, 28 ago. 2017.

RUEGGERBERG, F. A. State-of-the-art: Dental photocuring—A review. **Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 39–52, jan. 2011.

RUNNACLES, P. *et al.* In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. **Dental Materials**, v. 31, n. 5, p. 505–513, maio 2015.

SANTINI, A.; GALLEGOS, I. T.; FELIX, C. M. Photoinitiators in dentistry: a review. **Primary Dental Journal**, v. 2, n. 4, p. 30–33, 1 out. 2013.

SHIMOKAWA, C. *et al.* Influence of Emission Spectrum and Irradiance on Light Curing of Resin-Based Composites. **Operative Dentistry**, v. 42, n. 5, p. 537–547, 1 set. 2017.

SOARES, C. J. *et al.* An Evaluation of the Light Output from 22 Contemporary Light Curing Units. **Brazilian Dental Journal**, v. 28, n. 3, p. 362–371, jun. 2017.

SOARES, C. J. *et al.* Effect of infection control barriers on the light output from a multi-peak light curing unit. **Journal of Dentistry**, v. 103, p. 103503, 1 dez. 2020.

SOARES, C. J. *et al.* Evaluation of Eye Protection Filters Used with Broad-Spectrum and Conventional LED Curing Lights. **Brazilian Dental Journal**, v. 28, n. 1, p. 9–15, fev. 2017B.

SOARES, C. J. *et al.* Irradiance and Radiant Exposures Delivered by LED Light-Curing Units Used by a Left and Right-Handed Operator. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 3, p. 282–289, 1 maio 2018.

SOARES, C. J.; BRAGA SL; PRICE, R. B. Relationship Between the Cost of 12 Light-curing Units and Their Radiant Power, Emission Spectrum, Radiant Exitance, and Beam Profile. **Operative Dentistry**, v. 46, n. 3, p. 283–292, 1 maio 2021.

SOUSA, S. *et al.* Shrinkage Stress and Temperature Variation in Resin Composites Cured via Different Photoactivation Methods: Insights for Standardisation of the Photopolymerisation. **Polymers**, v. 13, n. 13, p. 2065–2065, 23 jun. 2021.

YILMAZ, B.; BAKKAL, M.; ZENGIN KURT, B. Structural and mechanical analysis of three orthodontic adhesive composites cured with different light units. **Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials**, v. 18, p. 228080002090171, jan. 2020.