

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

SARAH VERENKA DE SÁ

**EFEITOS PREJUDICIAIS DA EXPOSIÇÃO À LUZ AZUL EMITIDA POR
UNIDADES FOTOATIVADORAS: REVISÃO DE LITERATURA**

CAMPO GRANDE – MS
2025

SARAH VERENKA DE SÁ

**EFEITOS PREJUDICIAIS DA EXPOSIÇÃO À LUZ AZUL EMITIDA POR
UNIDADES FOTOATIVADORAS: REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito parcial
para obtenção do título de Bacharel em
Odontologia pela Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal
de Mato Grosso do Sul.

Orientador: Prof. Dr. João Felipe
Besegato.

CAMPO GRANDE – MS
2025

SARAH VERENKA DE SÁ

**EFEITOS PREJUDICIAIS DA EXPOSIÇÃO À LUZ AZUL EMITIDA POR
UNIDADES FOTOATIVADORAS: REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito parcial
para obtenção do título de Bacharel em
Odontologia pela Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal
de Mato Grosso do Sul.

Trabalho de conclusão de curso apresentado em ___/___/___

Resultado: _____

Orientador Prof. Dr. João Felipe Besegato
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul/ UFMS

Examinador (a) Prof.(a). Dra. Tatiane Miranda Manzoli
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul/ UFMS

Examinador (a) Prof.(a). Dra. Juliana Squizatto Leite
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul/ UFMS

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha mãe e ao meu padrasto que sempre me apoiaram e não mediram esforços para que o meu sonho fosse realizado.

Dedico a Deus, que me sustentou e me deu forças para continuar até o fim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, acima de tudo, a **Deus**, por se fazer presente em cada detalhe, por nunca ter me deixado sozinha, por me dar forças quando pensei em desistir e por me mostrar que, com fé, tudo é possível. Cada conquista é reflexo de Sua presença em minha vida.

Agradeço, com todo o meu amor, à minha família, em especial à minha mãe, **Josiane Verenka** e ao meu padrasto, **Benilson Romagnole**. Obrigada por estarem sempre ao meu lado, acreditando em mim até mesmo quando eu duvidava. Ver o orgulho e admiração nos olhos de vocês enche meu coração e me faz continuar todos os dias. Vocês são essenciais em minha vida e tudo o que faço é, e sempre será, por vocês.

Às minhas irmãs **Emanuelly** e **Joyce** que são parte fundamental da minha história e do que sou. Obrigada por serem minhas companheiras de vida, por me apoiarem com tanto carinho e por estarem sempre comigo, ainda que em pensamento. É uma honra compartilhar a vida com vocês.

À minha querida avó, **Maria de Fátima**, que sempre foi presente na minha vida estudantil, me dando todo o suporte, carinho e sabedoria e ao meu querido avô, **Casemiro Verenka** (in memoriam), que me ensinou a amar incondicionalmente, mesmo além da vida. Sua presença permanece em cada lembrança e em cada conquista de minha vida.

Agradeço aos meus tios, **Tânia Verenka** e **William Rosa** que foram parte essencial da minha vida acadêmica, me dando suporte e sendo família sempre que precisei. Obrigada por todo apoio, carinho e acolhimento.

Espero que esse trabalho seja fonte de orgulho para todos esses que me apoiaram e mostraram seu amor. Sem vocês nada seria possível.

Com todo meu carinho, agradeço à minha dupla da faculdade, **Maria Gabriella**, que esteve ao meu lado nos momentos de ansiedade, insegurança, realização e aprendizado. Mesmo diante de todas as dificuldades, nunca me abandonou e sempre me impulsionou até chegarmos ao fim. Minha dupla, você foi essencial e extraordinária em todo o processo, obrigada por tudo. Eu a admiro e sinto imenso orgulho da profissional incrível que vem se tornando, sempre com muito amor, humildade e empatia com todos que cruzam seu caminho.

Às minhas amigas da graduação **Maria Eduarda, Júlia, Vanessa e Vitória**. Sem vocês a trajetória seria difícil, talvez até impossível. Obrigada por todas as noites de estudo, companheirismo e risadas até nos momentos difíceis, vocês deixaram tudo mais leve. Além de amigas e colegas de trabalho, vocês se tornaram minhas irmãs de coração.

Com todo meu amor, agradeço ao meu namorado, **Rafael**, que esteve ao meu lado desde o primeiro ano da faculdade. Você foi minha calmaria em meio ao caos, meu refúgio nos dias difíceis e minha paz quando tudo parecia guerra. Obrigada por todo apoio, incentivo e amor ao longo desses cinco anos e que seja assim por muitos anos ainda.

Agradeço, com imenso carinho, ao meu orientador, Prof. Dr. **João Felipe Besegato**, por toda a atenção, paciência e apoio. Sempre o admirei pelo excelente profissional que é e, após a realização deste trabalho, admiro-o ainda mais como pessoa. Não poderia ter escolhido alguém melhor para me orientar. O senhor foi incrível e excepcional em toda essa trajetória. Muito obrigada por todos os ensinamentos, querido orientador.

Agradeço à Faculdade de Odontologia (FAODO) na pessoa do diretor **Fábio Nakao Arashiro**.

Agradeço à Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) na pessoa da reitora **Camila Celeste Brandão Ferreira Ítavo**.

EPÍGRAFE

"Porque fomos feitos por Deus, criados em Cristo Jesus, para boas obras, as quais Deus preparou previamente para que andássemos nelas."

(Efésios 2:10)

RESUMO

Com o aumento do número de procedimentos clínicos que necessitam do processo de fotoativação, os efeitos prejudiciais da exposição prolongada e cumulativa à luz azul pela equipe odontológica tornam-se preocupantes. O objetivo deste estudo foi conduzir uma revisão narrativa sobre os efeitos prejudiciais da exposição à luz azul na prática odontológica, buscando compreender seus impactos biológicos e estratégias de prevenção associadas. Para tanto, foram selecionados estudos disponíveis nas bases de dados PubMed, Scielo, Scopus, Google Scholar, Web of Science, LILACS e repositórios institucionais, utilizando descritores como “blue hazard”, “ocular hazards”, “dental curing unit”, “light curing”, “photopolymerization”, “photoactivation” e “light curing unit”, combinados com os operadores booleanos “AND” ou “OR”, sem restrição quanto ao ano de publicação, nos idiomas inglês, português e espanhol. De modo geral, os resultados evidenciaram que a exposição prolongada à luz azul pode causar danos oculares, como degeneração macular, inflamação, apoptose celular, além de injúrias pulpares decorrentes da elevação da temperatura e lesões gengivais associadas à formação de espécies reativas de oxigênio e ao aquecimento local. Assim, conclui-se que a luz azul constitui um risco ocupacional relevante na Odontologia, sendo imprescindível o uso de óculos de proteção com filtros específicos, a aplicação de jato de ar durante a fotoativação e o respeito ao tempo de exposição recomendado pelo fabricante. A adoção dessas medidas contribui para a prevenção de agravos ocupacionais e para a promoção da segurança da equipe odontológica e dos pacientes.

Palavras-chave: Luz azul, Polimerização, Lâmpadas de polimerização dentária.

ABSTRACT

With the increasing number of clinical procedures requiring photoactivation, the harmful effects of prolonged and cumulative exposure to blue light by dental staff are becoming a concern. The aim of this study was to conduct a narrative review on the harmful effects of blue light exposure in dental practice, seeking to understand its biological impacts and associated prevention strategies. To this end, studies available in the PubMed, SciELO, Scopus, Google Scholar, Web of Science, LILACS databases and institutional repositories were selected using descriptors such as “blue hazard”, “ocular hazards”, “dental curing unit”, “light curing”, “photopolymerization”, “photoactivation”, and “light curing unit”, combined with the Boolean operators “AND” or “OR”, without restriction as to the year of publication, in English, Portuguese, and Spanish. In general, the results showed that prolonged exposure to blue light can cause eye damage, such as macular degeneration, inflammation, cell apoptosis, as well as pulp injuries resulting from elevated temperature and gingival lesions associated with the formation of reactive oxygen species and local heating. Therefore, it is concluded that blue light constitutes a significant occupational risk in dentistry, making the use of protective eyewear with specific filters, the application of an air jet during photoactivation, and adherence to the exposure time recommended by the manufacturer essential. Adopting these measures contributes to the prevention of occupational hazards and promotes the safety of the dental team and patients.

Keywords: Blue light, Polymerization, Dental polymerization lamps.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características das diferentes unidades fotoativadoras.....	19
Tabela 2 – Vantagens e limitações dos diferentes métodos de proteção ocular.....	28

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fotoativação sem qualquer tipo de proteção.....	28
Figura 2 – Fotoativação utilizando o escudo de proteção do próprio aparelho.....	29
Figura 3 – Fotoativação utilizando raquete de proteção.....	29
Figura 4 – Fotoativação utilizando óculos de proteção laranja.....	30
Figura 5 – Método de fotoativação ideal utilizando óculos de proteção laranja e controle de temperatura com jato de ar.....	31

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- DMRI - Degeneração Macular Relacionada à Idade
DNA - Ácido Desoxirribonucleico
EPI - Equipamentos de Proteção Individual
EPR - Epitélio Pigmentar da Retina
EROs - Espécies Reativas de Oxigênio
LED - Light Emitting Diode
NAC - N-acetilcisteína
OSHA - Occupational Safety and Health Administration
UV - Luz Ultravioleta

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	11
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	15
3.1. Polimerização de compósitos de base resinosa.....	15
3.2. Unidades Fotoativadoras.....	16
3.3. Blue light hazard.....	19
3.3.1. Danos oculares.....	20
3.3.2. Danos à pele.....	21
3.3.3. Danos aos tecidos gengivais e pulpares.....	22
3.4. Exposição da equipe odontológica.....	24
3.5. Estratégias clínicas de proteção à luz azul.....	25
3.5.1. Proteção ocular.....	26
3.5.2. Proteção aos tecidos gengivais e pulpares.....	30
3.6. Recomendações clínicas.....	31
4. DISCUSSÃO.....	33
5. CONCLUSÃO.....	36
REFERÊNCIAS.....	37

1 INTRODUÇÃO

As unidades fotoativadoras representam um instrumento essencial e indispensável na prática clínica, visto que grande parte dos procedimentos odontológicos utiliza a luz azul como estímulo necessário para desencadear a reação de polimerização de materiais de base resinosa. Inicialmente, dispositivos que emitiam luz ultravioleta (UV) foram lançados no mercado como alternativa para a conversão de monômeros em polímeros. No entanto, devido à sua baixa capacidade de penetração e às preocupações relacionadas à saúde ocupacional dos profissionais e pacientes expostos à radiação UV, esse dispositivo caiu em desuso (Rueggeberg, 2011). Foi então que as unidades fotoativadoras emissoras de luz azul foram desenvolvidas com o intuito de proporcionar um maior poder de penetração, melhorando a polimerização dos materiais e, também, se tornando um método mais seguro se comparado aos dispositivos de luz UV (Oliveira; Rocha, 2022).

Para garantir a polimerização adequada do material, é imprescindível que a unidade fotoativadora emita luz na faixa de comprimento de onda entre 450 a 500 nm (Caldarelli *et al.*, 2011). Isso se deve ao fato de que as moléculas fotoiniciadoras presentes na composição das resinas compostas, como a canforoquinona, atingem seu pico de absorbância nesse intervalo específico de energia luminosa (Oliveira; Rocha, 2022). No entanto, é crucial estar ciente do termo '*blue-light hazard*', que se refere aos perigos associados à radiação eletromagnética emitida pelas unidades fotoativadoras (Fluent *et al.*, 2019).

Neste sentido, os profissionais da odontologia e seus pacientes estão potencialmente expostos ao risco de danos fotoquímicos e fototérmicos da luz azul sobre os tecidos oculares, gengivais e pulpare (Oliveira & Rocha, 2022). Tal situação torna-se ainda mais relevante e preocupante devido ao elevado número de procedimentos que necessitam do processo de fotoativação na prática odontológica, como: restaurações diretas e indiretas em resina composta, aplicação de sistema adesivo, colagem de brackets e aplicação de selantes (Price, 2017). Apenas em 2011, o número de procedimentos utilizando resina composta em todo o mundo ultrapassou a quantia de 260 milhões (Price *et al.*, 2016). Além disso, espera-se que esse número aumente, especialmente devido à redução do uso do material restaurador amálgama de prata, impulsionada pela Convenção de Minamata em 2013, que exigiu uma regulação mais estrita do uso de mercúrio (Meyer *et al.*, 2016).

A maioria das pesquisas sobre os efeitos prejudiciais da luz azul se concentra em dispositivos eletrônicos de baixa irradiação e feixe de luz disperso, como monitores de computador, lâmpadas de LED e dispositivos pessoais (Fluent *et al.*, 2019). No entanto, pouco é relatado sobre os riscos enfrentados pelos profissionais da odontologia quando expostos a uma radiação eletromagnética com feixe de luz de alta irradiação (podendo chegar até 3.000 mW/cm²), intensidade e concentração (Fluent *et al.*, 2019), como aqueles emitidos pelas unidades fotoativadoras. Neste sentido, a prática clínica diária torna os profissionais da odontologia e seus pacientes suscetíveis a danos oriundos da exposição prolongada e cumulativa da luz azul, que podem incluir, no tecido ocular, a indução de apoptose córnea, aumento da inflamação, ressecamento dos olhos e degeneração macular relacionada à idade (Alasiri *et al.*, 2019); no que concerne ao tecido pulpar, aumento da temperatura intrapulpar e, consequentemente, danos térmicos irreversíveis (Yoshino & Yoshida, 2018); já nos tecidos gengivais, o aumento de espécies reativas de oxigênio decorrente do estímulo da luz azul pode induzir à citotoxicidade e diminuição da atividade de proliferação celular, principalmente nos fibroblastos. Esse processo pode resultar em danos substanciais a essas células, comprometendo assim a saúde geral dos tecidos gengivais (Yoshida *et al.*, 2013). Sendo assim, a falta de utilização de proteção e medidas adequadas contra esse tipo de luz pode resultar em danos não só à retina, como também ao tecido pulpar e gengival (Alasiri *et al.*, 2019).

Em resposta a diversos estudos envolvendo animais sobre os perigos da luz azul (Rassaei *et al.*, 2013; Chang *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2016; Abdel-Rahman *et al.*, 2017), diversas instituições se pronunciaram a fim de reduzir os níveis de exposição provenientes de dispositivos eletrônicos. A *French Agency for Food, Environmental and Occupational Health & Safety*, por exemplo, emitiu uma diretriz em 2019 exigindo a redução do limite máximo de exposição a curto prazo (France, 2019). Essa medida motivou vários fabricantes a ajustarem os níveis de luz azul emitidos por seus dispositivos. No entanto, para os profissionais da saúde que comumente enfrentam jornadas de trabalho de 8 horas diárias, os dados de exposição máxima permitida não refletem de maneira fidedigna a realidade da exposição (Fluent *et al.*, 2019). Embora a instituição norte-americana *Occupational Safety and Health Administration* (OSHA) possua uma cláusula que protege explicitamente os trabalhadores expostos à radiação luminosa potencialmente prejudicial, essas informações não são amplamente divulgadas e os profissionais podem não estar cientes dessas medidas

protetoras (United States of America, 2016). De acordo com essa cláusula, torna-se obrigatório o uso de óculos de proteção contra a radiação eletromagnética, cabendo ao cirurgião-dentista pesquisar e avaliar se o filtro abrange as faixas de comprimento de onda emitidas pela unidade fotoativadora. No entanto, os óculos de proteção são dispositivos médicos de classe I, isentos de apresentar prova de eficácia e segurança (Oliveira & Rocha, 2022), o que pode ser motivo de atenção em relação ao efeito protetor destes dispositivos. Portanto, o cirurgião-dentista é responsável por fornecer equipamentos de proteção individual (EPI) viáveis, não apenas para si, mas também para os pacientes e demais membros da equipe odontológica, visando prevenir possíveis lesões e efeitos colaterais relacionados à exposição à luz azul (Soares et al., 2017).

Diante das informações apresentadas é essencial adquirir conhecimento acerca dos efeitos prejudiciais oriundos da exposição à luz azul, além de determinar estratégias clínicas e dos tipos de proteção mais adequadas e eficazes na tentativa de mitigar tais efeitos prejudiciais e melhorar a saúde ocupacional da equipe odontológica e do paciente. Assim, o objetivo deste estudo foi conduzir uma revisão narrativa sobre os efeitos prejudiciais da exposição prolongada e cumulativa à luz azul na prática odontológica.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a seleção dos estudos, serão utilizadas as bases de dados PubMed, Scielo, Scopus, Google Scholar, Web of Science, LILACS e repositórios institucionais. A estratégia de busca irá empregar os descritores "*blue hazard*", "*ocular hazards*", "*dental curing unit*", "*light curing*", "*photopolymerization*", "*photoactivation*" e "*light curing unit*", os quais serão combinados utilizando os operadores booleanos "AND" e "OR".

Os tipos de estudo incluídos nesta revisão de literatura serão os ensaios clínicos randomizados, revisões sistemáticas, revisões narrativas, revisões integrativas e estudos labororiais. Quanto ao tipo de publicação, serão considerados artigos científicos, dissertações e teses, sem restrição quanto ao ano de publicação. Além disso, serão incluídos estudos redigidos nos idiomas português, inglês e espanhol, desde que apresentem conteúdo relevante para a questão em análise.

Para garantir a qualidade e pertinência dos estudos selecionados, serão excluídos os trabalhos que não estiverem diretamente relacionados ao tema da revisão ou que não cumpram os critérios mencionados anteriormente.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Polimerização de compósitos de base resinosa

Com o advento da odontologia estética minimamente invasiva, diversos materiais de base resinosa foram introduzidos no mercado, possibilitando intervenções mais conservadoras e com menor desgaste da estrutura dentária. Além de mimetizar de maneira adequada a aparência natural dos dentes, esses materiais também trouxeram melhorias significativas no tempo clínico e na facilidade de manipulação (Jandt & Mills, 2013). Atualmente, grande parte dos materiais diretos utilizados na prática odontológica depende do processo de fotopolimerização, incluindo adesivos dentinários, resinas compostas, cimentos resinosos, barreiras gengivais, materiais restauradores provisórios, selantes resinosos, entre outros (Labrie *et al.*, 2011; Soares *et al.*, 2017; Conceição, 2018).

A reação de polimerização dos compósitos de base resinosa é classificada como uma reação química de adição, na qual monômeros são convertidos em polímeros por meio da formação de cadeias longas e estáveis (Shen *et al.*, 2023). Para que essa reação seja iniciada, é necessária a ativação de um fotoiniciador presente na composição do material, por meio de luz azul. A canforoquinona é o principal fotoiniciador utilizado nas resinas compostas, embora não seja o único. A polimerização ocorre em três etapas: indução, propagação e terminação (Camacho *et al.*, 2014).

Na fase de indução, as moléculas do iniciador absorvem energia luminosa e entram em estado excitado, gerando radicais livres altamente reativos. Esses radicais interagem com os monômeros, dando início ao crescimento da cadeia polimérica. Durante a fase de propagação, os radicais livres reagem continuamente com novos monômeros, formando cadeias poliméricas cada vez maiores. Por fim, na fase de terminação, ocorre a ligação de dois radicais livres, formando uma ligação covalente e o polímero final (Shen *et al.*, 2023).

A formação adequada de polímeros leva o material a apresentar melhores propriedades mecânicas, físicas e estéticas (Strazzi-Sahyon *et al.*, 2020; Pirmoradian *et al.*, 2020; Szalewski *et al.*, 2023). No entanto, para que essas características sejam efetivamente alcançadas, é indispensável a correta execução da técnica. A forma como a resina composta é polimerizada é um dos principais fatores que influenciam seu desempenho clínico (Price *et al.*, 2015, Pirmoradian *et al.*, 2020). Diversos aspectos interferem nesse processo, como a intensidade da luz emitida pelas

unidades fotoativadoras, a profundidade de cura, a distância entre a ponta do fotoativador e a superfície restaurada, bem como a potência do equipamento (Silva *et al.*, 2017). A negligência desses parâmetros pode comprometer significativamente a qualidade da restauração, favorecendo problemas como manchamento precoce, sensibilidade pós-operatória, infiltração marginal e irritação do complexo dentino-pulpar. Assim, o controle rigoroso das condições de fotopolimerização é essencial para garantir longevidade, funcionalidade e biocompatibilidade das restaurações em resina composta (Caldarelli *et al.*, 2011; Strazzi-Sahyon *et al.*, 2020).

3.2 Unidades fotoativadoras

Com o surgimento dos materiais fotopolimerizáveis, tornou-se necessário o desenvolvimento de unidades fotoativadoras capazes de emitir energia luminosa adequada para sua ativação. Esse avanço trouxe diversos benefícios, incluindo maior estabilidade de cor das resinas compostas e aumento do tempo operatório, permitindo ao cirurgião-dentista maior controle do momento da fotopolimerização e manipulação do material, uma vez que se eliminou a necessidade de misturar duas pastas, reduzindo o risco de formação de bolhas e falhas na restauração (Rueggeberg, 2011; Conceição, 2018).

A primeira fonte de luz utilizada na Odontologia para fotopolimerização surgiu na década de 1970, com a introdução dos aparelhos emissores de luz ultravioleta (UV). Na época, tratava-se de uma tecnologia inovadora, que permitia otimizar o tempo clínico e melhorar características como a estabilidade de cor e a porosidade das resinas compostas (Rueggeberg *et al.*, 2017). No entanto, a luz ultravioleta apresentava limitações significativas, como: baixo poder de penetração e profundidade de polimerização, e riscos biológicos consideráveis, como danos aos tecidos bucais do paciente e à retina do profissional (Rueggeberg, 2011). Isso levou à busca por alternativas mais seguras e eficazes (Rueggeberg, 2011; Conceição, 2018).

Com esse objetivo, surgiram na década de 1990 os aparelhos à base de arco de plasma, desenvolvidos para reduzir o tempo clínico por meio de uma fotopolimerização mais rápida (Caldarelli *et al.*, 2011). Como esses dispositivos emitem uma ampla faixa espectral, do infravermelho ao ultravioleta, tornam-se necessários filtros específicos para selecionar apenas a luz visível entre 450 e 500 nm. Além disso, a emissão luminosa dura apenas alguns segundos, exigindo múltiplas exposições para garantir a polimerização adequada do material (Rueggeberg *et al.*,

2017). Apesar da inovação, esses aparelhos não foram amplamente aceitos devido ao risco de injúrias ao tecido pulpar e ao elevado custo, o que levou ao seu desaparecimento do mercado odontológico (Caldarelli *et al.*, 2011).

No final da década de 1990, a luz halógena de quartzo-tungstênio passou a ser amplamente utilizada (Rueggeberg, 2011). Estes aparelhos produzem radiação eletromagnética na forma de luz visível por meio de uma corrente elétrica que passa por um filamento de tungstênio, gerando calor e emitindo luz branca (Rueggeberg, 2011; Price, 2017). Como não emitem energia luminosa diretamente na faixa azul desejada, necessitam de filtros para eliminar comprimentos de onda indesejados (Wiggins *et al.*, 2004). Apesar de sua ampla aceitação, esse sistema apresenta desvantagens como aquecimento excessivo, podendo causar injúrias pulpares, e vida útil relativamente curta, variando de 40 a 100 horas (Caldarelli *et al.*, 2011). Além disso, devido à sua alta irradiância, a polimerização ocorria de maneira rápida, levando ao aumento da tensão interna da resina composta e favorecendo a formação de fendas marginais e risco de infiltração nas restaurações. Para superar esse problema, surgiram no mercado dispositivos com modos de fotoativação que iniciam com baixa irradiância e aumentam gradualmente, com o objetivo de reduzir o estresse de contração da restauração e preservar a integridade da interface adesiva (Rueggeberg *et al.*, 2017).

Ainda na década de 1990, os aparelhos de luz emitida por diodo (LEDs) foram introduzidos como fontes eficientes para a fotoativação de materiais à base de resina (Jandt & Mills, 2013). Os LEDs convertem energia elétrica em radiação óptica por meio de semicondutores em estado sólido, geralmente compostos por cristais de nitrito de gálio, que emitem luz por eletroluminescência com comprimento de onda adequado, dispensando o uso de filtros (Caldarelli *et al.*, 2011). Para garantir a ativação de diferentes fotoiniciadores, que possuem distintos espectros de absorção, surgiram os dispositivos "polywave", que emitem múltiplos comprimentos de onda (Jandt & Mills, 2013).

Os LEDs oferecem vantagens notáveis em relação à luz halógena, como vida útil prolongada (cerca de 10.000 horas), ausência de necessidade de sistemas de refrigeração devido ao baixo aquecimento, operação silenciosa e menor impacto ambiental (Jandt & Mills, 2013). Estudos confirmam a eficácia dos LEDs na polimerização de materiais resinosos, consolidando sua aceitação clínica (Stahl *et al.*, 2000; Yoon *et al.*, 2002; Neumann *et al.*, 2006; Pirmoradian *et al.*, 2020). Assim, a

fotoativação por LEDs tornou-se a mais empregada na cura de materiais resinosos, sendo uma tecnologia eficiente, potente e ecologicamente viável, com perspectiva de permanência duradoura no mercado odontológico (Caldarelli *et al.*, 2011).

Os LEDs de primeira geração tiveram baixa aceitação clínica devido à sua limitada potência, necessitando de fotoativação por um longo período para promover uma polimerização adequada (Rueggeberg *et al.*, 2017). Para superar essa limitação, surgiram os LEDs de segunda geração, que apresentavam maior potência luminosa, permitindo a redução do tempo clínico e melhorando sua aceitação clínica. No entanto, esses dispositivos não emitem luz no comprimento de onda abaixo de 420 nm, o que os torna ineficientes na ativação de alguns fotoiniciadores, havendo, assim, a necessidade de uma nova geração de dispositivos LED (Price, 2017).

Os aparelhos de terceira geração, comumente conhecidos como *polywave*, possibilitaram a ativação de fotoiniciadores alternativos presentes nos materiais, como o Ivocerin® e o TPO (Price, 2017), apresentando a combinação de lâmpadas que emitem luz nos comprimentos de onda entre o violeta e o azul com uma alta irradiação, levando a uma melhor polimerização dos compósitos de base resinosa (Granadeiro *et al.*, 2021).

Apesar de suas inúmeras vantagens, a luz azul emitida pelos aparelhos de LED pode causar danos aos tecidos oculares, pulpares e gengivais quando utilizada por longos períodos e sem proteção adequada, ressaltando a importância do uso criterioso e de medidas preventivas durante sua aplicação clínica (Labrie *et al.*, 2011; Yoshida, 2018; Oliveira & Rocha, 2022; Yoshino).

A Tabela 1 apresenta os principais parâmetros, vantagens e limitações das diferentes fontes de emissão de luz utilizadas na fotoativação de materiais de base resinosa na Odontologia.

Tabela 1 – Características das diferentes unidades fotoativadoras.

Unidade fotoativadora	Irradiância (mW/cm ²)	Comprimento de onda (nm)	Vantagens	Desvantagens
Luz Ultravioleta (UV)	100 - 500	≈ 365 nm	Redução do tempo clínico; Diminuição da porosidade das resinas compostas; Maior estabilidade de cor.	Baixa penetração; Riscos biológicos significativos.
Arco de Plasma	Acima de 1500	450 – 500 nm (uso de filtro)	Redução do tempo clínico; Alta irradiância.	Excesso de calor; Elevado custo; Necessidade de múltiplas exposições.
Luz halógena de Quartzo-Tungstênio	400 - 3000	400 – 500 nm (uso de filtro)	Boa aceitação clínica; Tecnologia acessível; Maior poder de penetração.	Aquecimento excessivo; Vida útil curta; Alta tensão interna da resina composta.
LEDs (monowave)	600 - 1200	445 – 480 nm	Alta irradiância; Mínimo aquecimento; Vida útil longa.	Não ativa alguns fotoiniciadores.
LEDs (polywave)	1200 - 3000	380 – 500	Ativa grande parte dos fotoiniciadores presentes nas resinas compostas; Alta irradiância; Vida útil longa.	Alto custo; Elevado aquecimento.

Fonte: Rueggeberg, 2011; Price, 2017; Oliveira & Rocha, 2022.

3.3 Blue light hazard

O dano fotoquímico induzido à retina pela exposição crônica à luz azul é denominado, na literatura científica, como “*Blue-light hazard*” (Françon *et al.*, 2024). A exposição prolongada e cumulativa à luz azul de alta intensidade, especialmente na faixa de comprimento de onda entre 400 e 500 nm, pode promover a formação de espécies reativas de oxigênio (EROs) na retina, as quais interagem com componentes do DNA e das membranas celulares, desencadeando processos de apoptose e disfunção das células fotorreceptoras (Cougnyard-Gregoire *et al.*, 2023).

Evidências científicas indicam que os efeitos deletérios da luz azul não se restringem à retina: há também o comprometimento da superfície ocular, decorrente do estresse oxidativo e de respostas inflamatórias locais (Cougard-Gregoire *et al.*, 2023). O cristalino é outro tecido ocular suscetível, podendo sofrer alterações em sua transparência ao longo do tempo, com implicações na qualidade visual, especialmente em indivíduos idosos (Ouyang *et al.*, 2020). A degeneração macular relacionada à idade tem sido amplamente correlacionada com a exposição excessiva a esse tipo de radiação (Ouyang *et al.*, 2020). Além dos efeitos oftálmicos, a luz azul também pode interferir no ritmo circadiano, suprimindo a produção de melatonina e contribuindo para distúrbios do sono, como insônia, e alterações no humor, incluindo estresse, ansiedade e quadros depressivos (Ouyang *et al.*, 2020).

Diante desse cenário, torna-se fundamental a adoção de estratégias de mitigação dos efeitos nocivos da luz azul, especialmente considerando sua presença constante em ambientes clínicos e cotidianos. No contexto odontológico, o uso de dispositivos de proteção com filtros específicos e o manuseio adequado dos fotopolímerizadores são medidas essenciais para reduzir riscos associados à exposição ocupacional e acidental à radiação azul de alta intensidade.

3.3.1 Danos oculares

A superfície ocular constitui a primeira barreira de defesa contra a radiação eletromagnética incidente sobre o olho, tornando-se particularmente vulnerável à exposição crônica à luz azul (Cougard-Gregoire *et al.*, 2023). Tal exposição pode desencadear alterações significativas, mediadas por estresse oxidativo, inflamação e apoptose celular, fatores que contribuem para a patogênese da doença do olho seco e favorecem o desenvolvimento de quadros de conjuntivite (Ouyang *et al.*, 2020).

O excesso de espécies reativas de oxigênio (EROs) aumenta a produção mitocondrial de oxigênio, prejudicando sua função e induzindo a liberação de citocinas inflamatórias, como a interleucina-1 (IL-1) e a interleucina-6 (IL-6). Essas citocinas promovem alterações na superfície ocular, como a redução da secreção lacrimal, que acarreta a instalação ou agravamento da síndrome do olho seco. Com o aumento do processo inflamatório, a conjuntiva, estrutura ocular que desempenha papel importante na defesa imunológica do olho, sofre modificações que favorecem o desenvolvimento da conjuntivite (Ouyang *et al.*, 2020).

Além da superfície ocular, o cristalino também é sensível à exposição prolongada à luz azul, sobretudo em indivíduos idosos. A ação fotodinâmica da luz azul sobre proteínas estruturais, enzimas e metabólitos presentes no cristalino leva à formação de pigmentos amarelados por meio da geração de EROs. Esse processo resulta no escurecimento progressivo do cristalino, comprometendo sua transparência e contribuindo para o desenvolvimento da catarata (Behar-Cohen *et al.*, 2011).

A retina, por sua vez, é responsável por captar sinais luminosos e convertê-los em impulsos elétricos e químicos processados pelo cérebro como imagem. Ela responde a radiações da faixa da luz visível (390 a 780 nm) e parte do infravermelho (Behar-Cohen *et al.*, 2011). Dentre as células retinianas envolvidas na formação de imagem, destacam-se os fotorreceptores (bastonetes e cones) e as células do epitélio pigmentar da retina (EPR), estas últimas com papel crucial na manutenção da homeostase e proteção antioxidante (Ouyang *et al.*, 2020). A luz azul, por possuir alta energia, favorece a geração de EROs, induzindo peroxidação lipídica, morte celular e degeneração de fotorreceptores.

A fototoxicidade pode ocorrer tanto em exposições prolongadas de baixa intensidade, que afeta os fotorreceptores, quanto em exposições breves e intensas, que impactam diretamente o epitélio pigmentar da retina. O acúmulo de *all-trans-retinal*, um subproduto da ativação da rodopsina, intensifica o estresse oxidativo sob condições de luz azul intensa e contínua, especialmente em indivíduos com capacidade antioxidante comprometida. A renovação constante dos fotorreceptores pelo epitélio pigmentar da retina é essencial para a função visual, mas pode ser comprometida em contextos de exposição crônica à luz azul, contribuindo para processos degenerativos na retina, como a degeneração macular relacionada à idade (DMRI) (Coughnard-Gregoire *et al.*, 2023).

3.3.2 Danos à pele

Com relação à pele, a luz azul pode desencadear tanto efeitos terapêuticos quanto tóxicos, dependendo da dose, comprimento de onda e do tempo de exposição (Coats *et al.*, 2021). Devido às suas propriedades antiproliferativas e citotóxicas, a luz azul tem sido explorada na fototerapia de condições como quelóides, cicatrizes hipertróficas e doenças fibróticas da pele, como a esclerodermia, oferecendo benefícios clínicos sem causar danos significativos quando utilizada de forma controlada (Opländer *et al.*, 2011).

No entanto, a exposição prolongada pode ser prejudicial, uma vez que a luz visível é responsável por cerca de 50% da carga oxidativa total gerada na pele, promovendo a formação de espécies reativas de oxigênio (EROs). O excesso de EROs pode desencadear uma cascata de processos destrutivos, incluindo disfunção celular, danos ao DNA, inflamação, envelhecimento cutâneo precoce e até mesmo carcinogênese (Zastrow *et al.*, 2009).

Além disso, devido ao seu maior comprimento de onda e menor energia em comparação à radiação UV, a luz azul é capaz de penetrar mais profundamente na pele, afetando camadas dérmicas críticas (Coats *et al.*, 2021). Entre os efeitos adversos observados estão: a estimulação de melanócitos, resultando em hiperpigmentações como melasma e manchas senis; a fotossensibilização das flavinas, pigmentos endógenos que produzem superóxido, um radical livre altamente reativo associado ao envelhecimento e à formação de tumores e a degradação das fibras de colágeno induzida pela ativação das metaloproteinases de matriz, o que compromete a integridade estrutural da pele e acelera o fotoenvelhecimento (Coats *et al.*, 2021).

Dessa forma, embora a luz azul ofereça benefícios terapêuticos em contextos específicos e controlados, sua exposição crônica ou desregulada pode contribuir significativamente para diversos distúrbios cutâneos.

3.3.3 Danos aos tecidos gengivais e pulpare

Os tecidos gengivais são afetados não apenas pela luz emitida das unidades fotoativadoras, mas também pelo calor gerado durante o seu uso, especialmente em procedimentos como restaurações classe V, clareamento dentário e cimentação de restaurações indiretas (Oliveira; Rocha, 2022).

Assim como ocorre na retina e na derme, a gengiva se torna vulnerável quando exposta diretamente à luz dos aparelhos devido à formação de espécies reativas de oxigênio (EROs) (Yoshida *et al.*, 2013). Esse processo tem início com a ativação de flavinas, proteínas mitocondriais, que, ao absorverem a luz azul na presença de oxigênio, promovem a geração de EROs, como o peróxido de hidrogênio (Oliveira; Rocha, 2022). A presença desses radicais livres nos tecidos gengivais reduz a proliferação dos fibroblastos e compromete a síntese de colágeno, o que pode levar a recessões gengivais e aumento da sensibilidade (Yoshida *et al.*, 2013).

Além do estresse oxidativo, os tecidos moles também são suscetíveis ao aumento térmico provocado pelas unidades fotoativadoras. Em irradiações de 1.200 mW/cm², a temperatura da gengiva pode atingir até 41°C após exposições de 40 a 60 segundos, nível suficiente para causar danos teciduais (Rueggeberg *et al.*, 2017). A exposição prolongada ao calor pode desencadear a desnaturação de proteínas, ativação de citocinas inflamatórias, rompimento das membranas celulares e interrupção do fluxo sanguíneo, resultando em apoptose celular. Quando a temperatura atinge 44°C, lesões celulares irreversíveis podem ocorrer em até seis horas; entretanto, temperaturas superiores a 51°C causam danos imediatos aos tecidos (Oliveira & Rocha, 2022). Esses achados reforçam a importância de proteger os tecidos moles durante o processo de fotoativação, evitando exposições prolongadas ou desnecessárias.

Durante o processo de fotoativação, a temperatura intrapulpar pode se elevar significativamente, resultado de dois fatores principais: a energia luminosa emitida pelas unidades de fotoativação e o calor gerado pela reação exotérmica de polimerização da resina composta (Jakubinek *et al.*, 2008). Quando a luz incide sobre a superfície dentária, diversos fatores influenciam sua propagação até a polpa, como a intensidade da luz de cura, o tempo de exposição, as propriedades do compósito, o volume da restauração e a espessura da dentina e/ou esmalte remanescente (Jakubinek *et al.*, 2008). Parte da energia luminosa é refletida na superfície, enquanto outra penetra nos tecidos dentários subjacentes. Ao atingir a região pulpar, os fótons são absorvidos por cromóforos presentes no sangue, sendo convertidos em calor, o que provoca elevação da temperatura local (Rueggeberg *et al.*, 2017).

Entretanto, em condições *in vivo*, esse aumento térmico tende a ser mais gradual em comparação com estudos *in vitro*, graças ao efeito termorregulador do fluxo sanguíneo, que promove a constante substituição dos cromóforos aquecidos por outros mais frios (Rueggeberg *et al.*, 2017). Ainda assim, é reconhecido que, mesmo sem ser possível mensurar com exatidão a dose de radiação absorvida pela polpa, a elevação da temperatura nessa região pode desencadear processos inflamatórios que, a longo prazo, podem culminar em necrose pulpar. Esse risco é intensificado em casos de lesões de cárie profunda, em que a espessura da dentina remanescente é reduzida, e pelo uso de instrumentos rotatórios sem irrigação adequada, favorecendo o acúmulo de calor (Oliveira & Rocha, 2022).

A preocupação aumenta diante do uso crescente de unidades fotoativadoras com alta irradiação (acima de 1.200 mW/cm²) que intensificam a elevação térmica intrapulpar, podendo resultar em quadros clínicos de pulpite e até necrose. Por esse motivo, é fundamental adotar medidas clínicas para mitigar esses efeitos adversos. Entre elas, destaca-se a limitação do tempo de exposição à luz: para unidades LED com irradiação entre 1.200 e 1.600 mW/cm², o tempo máximo recomendado é de 20 segundos, já para dispositivos entre 2.000 e 3.000 mW/cm², o tempo deve ser restrito a, no máximo, 10 segundos, a fim de prevenir lesões pulpares irreversíveis (Rueggeberg *et al.*, 2017).

3.4 Exposição da equipe odontológica

O cirurgião-dentista está continuamente exposto a uma variedade de materiais, pacientes e equipamentos que podem representar riscos ocupacionais (Nogueira *et al.*, 2010). Esses riscos referem-se à possibilidade de que a atividade profissional resulte em lesões, doenças, agravos à saúde ou até mesmo a morte. No ambiente odontológico, destacam-se riscos de natureza biológica, química, física e ergonômica. Os riscos físicos, em especial, envolvem a exposição a ruídos, iluminação intensa e radiações, tanto ionizantes quanto não ionizantes. Neste último grupo, insere-se a radiação luminosa proveniente dos aparelhos fotoativadores, cuja exposição prolongada e repetitiva pode representar uma ameaça significativa à saúde ocular e sistêmica da equipe odontológica (Nogueira *et al.*, 2010).

O uso de unidades fotoativadoras tornou-se cada vez mais comum na prática clínica, especialmente após a popularização das resinas compostas (Szalewski *et al.*, 2023). Atualmente, diversos procedimentos odontológicos dependem do processo de fotoativação, como restaurações diretas e indiretas, aplicação de sistemas adesivos, colagem de bráquetes ortodônticos e aplicação de selantes resinosos. Esse panorama evidencia o papel central e transformador das unidades fotoativadoras na odontologia contemporânea e a exposição diária da equipe odontológica a essa fonte de radiação não ionizante (Price, 2017).

Nesse contexto, destaca-se a importância das normas regulamentadoras voltadas à proteção da saúde dos profissionais. No Brasil, a Norma Regulamentadora nº 32 (NR 32) estabelece diretrizes específicas para a segurança nos serviços de saúde, exigindo a identificação e o controle dos riscos ocupacionais, bem como o uso obrigatório de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) adequados (Brasil, 2005).

Nos Estados Unidos, a Occupational Safety and Health Administration (OSHA) assegura a proteção dos trabalhadores da área da saúde por meio da Cláusula de Dever Geral, que obriga os empregadores a oferecer um ambiente livre de perigos reconhecidos que possam causar danos físicos graves ou fatais. O regulamento OSHA 1926.102(a)(1) determina explicitamente a obrigatoriedade do uso de proteção ocular ou facial adequada diante da exposição a radiações luminosas potencialmente nocivas, o que inclui a luz visível de alta energia emitida por fotoativadores (United States of America, 2016).

Considerando que essa exposição é inerente à prática clínica odontológica e não pode ser totalmente eliminada, torna-se indispensável a adoção de estratégias eficazes de proteção. Entre elas, destacam-se o uso de óculos com filtros específicos para luz azul, a instalação de barreiras físicas e a escolha criteriosa de equipamentos com níveis controlados de radiação. A implementação dessas medidas é essencial para minimizar os efeitos prejudiciais cumulativos sobre a saúde ocular e garantir a segurança da equipe a longo prazo.

3.5 Estratégias clínicas de proteção à luz azul

Portanto, diante das evidências apresentadas, torna-se fundamental que a equipe odontológica adote estratégias clínicas eficazes para mitigar os riscos associados à exposição à luz azul. Nesse sentido, os óculos de proteção com lentes alaranjadas são considerados os dispositivos mais indicados para a proteção ocular, pois filtram adequadamente o comprimento de onda da luz azul emitida pelas unidades fotoativadoras (Yoshino; Yoshida, 2018). Além da proteção física, medidas complementares como uma alimentação rica em antioxidantes, especialmente vitaminas C e E, podem contribuir para a prevenção de danos oculares, como a degeneração macular relacionada à idade, sendo particularmente relevante em pacientes idosos (Coughard-Gregoire *et al.*, 2023).

A técnica de desviar o olhar, frequentemente utilizada por cirurgiões-dentistas, não é recomendada, pois impede o acompanhamento visual preciso da posição da ponteira do aparelho fotoativador, comprometendo a qualidade da polimerização e aumentando o risco de lesões aos tecidos moles (Oliveira; Rocha, 2022).

Para reduzir os efeitos adversos sobre a gengiva, como os danos causados por espécies reativas de oxigênio (EROs), pode-se associar ao tratamento o uso tópico

de antioxidantes, como a N-acetilcisteína (NAC), reconhecida por sua eficácia na neutralização de EROs na mucosa oral (Yoshino; Yoshida, 2018).

Além disso, a correta angulação da ponteira do fotoativador, mantendo-a perpendicular à superfície restaurada e evitando o direcionamento aos tecidos gengivais, é essencial para prevenir lesões térmicas. Estratégias de controle térmico, como a aplicação simultânea de jato de ar pelo auxiliar durante o processo de fotoativação, têm se mostrado eficazes para evitar o superaquecimento, sobretudo porque barreiras como o dique de borracha não oferecem proteção adequada contra o calor gerado pela luz intensa (Oliveira; Rocha, 2022).

3.5.1 Proteção ocular

De acordo com a Occupational Safety and Health Administration (OSHA), o cirurgião-dentista possui a responsabilidade legal e ética de fornecer Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) adequados não apenas para si, mas também para seus pacientes e equipe auxiliar, sempre que houver risco de lesões ou efeitos colaterais (United States of America, 2016). Embora os óculos de proteção sejam classificados como dispositivos médicos de Classe I, considerados de baixo risco e, por isso, isentos de comprovação de eficácia e segurança, cabe ao profissional avaliar criteriosamente a eficácia desses dispositivos. É essencial verificar se os óculos utilizados bloqueiam o espectro de luz emitido pelas unidades fotoativadoras (entre 380 e 500 nm) e substituir imediatamente aqueles que estiverem danificados ou com a eficiência comprometida (Oliveira; Rocha, 2022).

Os escudos protetores acoplados às pontas das unidades fotoativadoras geralmente possuem área de cobertura limitada, sendo insuficientes para proteger simultaneamente o dentista e o auxiliar. Dessa forma, o uso de óculos de proteção com filtros adequados é indispensável para todos os envolvidos no procedimento clínico (Soares *et al.*, 2017). Estudos indicam que esses filtros podem bloquear mais de 97% da radiação emitida, reduzindo a exposição a níveis considerados seguros durante a rotina de trabalho (Oliveira; Rocha, 2022).

Outras estratégias, como o uso de lupas com filtros acoplados, oferecem a mesma eficácia dos óculos de proteção, porém demandam mais tempo para desinfecção entre os atendimentos, o que pode dificultar seu uso contínuo. Já os cones protetores fixados na ponteira das unidades fotoativadoras, embora de fácil utilização, podem limitar a visibilidade do campo operatório, aumentar a distância

entre a luz e o material restaurador, além de não oferecerem uma proteção ocular efetiva, tornando-se inviáveis na prática clínica diária (Oliveira; Rocha, 2022).

Além disso, existem no mercado as “raquetes de proteção”, dispositivos que contêm filtros específicos para a luz azul. No entanto, apresentam limitações funcionais, pois, por possuírem formato semelhante ao de uma raquete, necessitam que outra pessoa o segure durante o procedimento, impossibilitando o uso com as mãos livres. Ainda, a anatomia da raquete influencia diretamente na eficácia da proteção ao paciente, sendo sugerido o uso de raquetes curvas ao uso de raquetes retangulares (Oliveira; Rocha, 2022).

Portanto, a melhor forma de garantir a proteção ocular contra a luz azul emitida pelas unidades fotoativadoras é o uso de óculos de proteção com filtros adequados, desde que atendam às especificações técnicas necessárias para bloqueio do espectro emitido.

A Tabela 2 evidencia os principais métodos de proteção ocular frente à exposição à luz azul, bem como suas principais vantagens e limitações, conforme descrito por Oliveira e Rocha (2022).

Tabela 2 – Vantagens e limitações dos diferentes métodos de proteção ocular.

Equipamento de proteção individual	Vantagens	Limitações
Óculos de proteção	Propicia boa proteção aos olhos; Permite que o operador tenha as mãos livres.	Isento de comprovação de eficácia e segurança.
Raquete de proteção	Capaz de inibir o feixe de luz da unidade fotoativadora tanto para o operador quanto para o auxiliar.	Não permite que a proteção seja feita com as mãos livres; Deve ter anatomia adequada para que o feixe de luz não seja refletido para os olhos do paciente.
Escudo de proteção das unidades fotoativadoras	Pode ser ajustada para melhor proteção do operador.	Não possui capacidade de proteger operador, auxiliar e paciente.
Lupa com filtros acoplados	Permite a proteção do operador com as mãos livres.	Não protege o auxiliar e o paciente; Requer mais tempo para correta higienização.
Cones de proteção para ponteira de unidades fotoativadoras	Fácil utilização; Permite que o operador trabalhe com as mãos livres.	Limita a visualização do campo operatório; Aumenta a distância entre a restauração e a unidade fotoativadora; Não oferece proteção ocular efetiva.

Fonte: Oliveira & Rocha, 2022.

A Figura 1 ilustra o processo de fotoativação realizado na ausência de qualquer forma de proteção, evidenciando a exposição do operador, do auxiliar e do paciente à luz azul.



Figura 1 – Fotoativação sem qualquer tipo de proteção. A: Exposição do operador com interferência de luz ambiente. B: Exposição do operador sem interferência de

luz ambiente. C: Exposição do operador, auxiliar e paciente à luz azul. (Fonte: Próprio autor).

A Figura 2 ilustra o processo de fotoativação utilizando apenas o escudo de proteção acoplado à unidade fotoativadora. Observa-se que, mesmo quando posicionado para proteger o operador, o escudo não oferece proteção eficaz, possibilitando a incidência da luz azul sobre os olhos do operador, além de não proporcionar qualquer barreira de proteção ao auxiliar e ao paciente.



Figura 2 – Fotoativação utilizando o escudo de proteção do próprio aparelho. A: Exposição do operador com interferência de luz ambiente. B: Exposição do operador sem interferência de luz ambiente. C: Exposição do operador, auxiliar e paciente à luz azul. (Fonte: Próprio autor).

A figura 3 ilustra a utilização da raquete de proteção como barreira ocular durante o processo de fotoativação. Contudo, verifica-se que esse método apresenta limitação quanto à proteção do paciente, pois, ao bloquear o feixe de luz incidente sobre o operador e auxiliar, a raquete de proteção reflete parte da radiação luminosa em direção aos olhos do paciente, comprometendo sua segurança.



Figura 3 – Fotoativação utilizando raquete de proteção. A: Exposição do operador com interferência de luz ambiente. B: Exposição do operador sem interferência de luz ambiente. C: Exposição do operador, auxiliar e paciente à luz azul. (Fonte: Próprio autor).

A figura 4 ilustra o uso dos óculos de proteção laranja como método de barreira ocular. Este recurso demonstra ser o mais eficaz na prevenção da exposição à radiação emitida durante a fotoativação, uma vez que, mesmo quando o feixe de luz incide sobre o operador, auxiliar e paciente, ele não atinge diretamente os olhos. Portanto, os óculos de proteção destacam-se como método mais eficaz e seguro para a proteção ocular.



Figura 4 – Fotoativação utilizando óculos de proteção laranja. A: Exposição do operador com interferência de luz ambiente. B: Exposição do operador sem interferência de luz ambiente. C: Exposição do operador, auxiliar e paciente à luz azul. (Fonte: Próprio autor).

3.5.2 Proteção aos tecidos gengivais e pulpare

A exposição do tecido gengival à luz azul pode induzir a formação de espécies reativas de oxigênio (EROs), que comprometem a integridade dos fibroblastos e podem desencadear processos como recessão gengival e hipersensibilidade (Yoshida *et al.*, 2013). Para mitigar esses efeitos deletérios, o uso de agentes antioxidantes é uma estratégia eficaz. A N-acetilcisteína (NAC), além de possuir ação antioxidante, atua diretamente na neutralização das EROs. Quando administrada como suplemento, a NAC eleva os níveis intracelulares de glutationa reduzida, contribuindo para a eliminação dessas espécies reativas e promovendo a manutenção da saúde periodontal (Yoshino & Yoshida, 2018). No contexto clínico, a proteção do tecido gengival também depende de uma técnica adequada, especialmente em restaurações na região cervical. A unidade fotoativadora deve ser posicionada

corretamente, direcionada ao dente, evitando a incidência direta sobre a gengiva, considerando que o contorno axial dos dentes é levemente convexo, e não reto. Essa atenção técnica favorece uma polimerização eficiente, ao mesmo tempo em que minimiza a exposição desnecessária dos tecidos moles à radiação luminosa (Oliveira & Rocha, 2022).

Quanto ao superaquecimento, tanto a polpa dentária quanto os tecidos gengivais podem ser prejudicados pela elevação da temperatura durante a fotoativação. O uso do lençol de borracha, embora eficaz como método de isolamento do campo operatório, não oferece proteção térmica e, em alguns casos, pode até intensificar o risco de queimaduras, ao reter calor. Assim, a melhor estratégia para prevenir danos térmicos é a aplicação de um jato de ar contínuo e direcionado durante a fotoativação, contribuindo para o resfriamento do local e proteção térmica tanto da polpa quanto do tecido gengival, assim como ilustrado na Figura 5. Embora o uso de gaze sobre o dique de borracha seja uma medida complementar, a literatura científica destaca o jato de ar como o método mais eficaz para o controle do aquecimento gerado pela luz azul (Rueggeberg *et al.*, 2017; Oliveira; Rocha, 2022).



Figura 5 – Método de fotoativação ideal utilizando óculos de proteção laranja e controle de temperatura com jato de ar. (Fonte: Próprio autor).

3.6 Recomendações clínicas

Com base no corpo de evidência apresentado, na importância de proteger a equipe odontológica dos efeitos prejudiciais da exposição à luz azul e considerando as vantagens e limitações das medidas de proteção, algumas recomendações clínicas podem ser úteis na execução de uma técnica de fotoativação segura e eficaz:

1. Utilizar óculos de proteção com filtro (380 - 500nm): operador, auxiliar e paciente;
2. Verificar periodicamente a eficácia dos óculos de proteção;
3. Não utilizar apenas os escudos acoplados à ponteira do fotoativador como equipamento de proteção;
4. Posicionar corretamente a ponteira da unidade fotoativadora, sem direcionar para os tecidos gengivais;
5. Não desviar o olhar da área de fotoativação;
6. Utilizar jato de ar simultâneo em períodos prolongados de fotoativação para dissipar o calor;
7. Avaliar o uso de antioxidantes como estratégia auxiliar em pacientes com maior risco inflamatório ou idosos;
8. Realizar checagem periódica da irradiância da unidade fotoativadora com radiômetro;
9. Substituir ponteiras danificadas ou desgastadas;
10. Usar unidades fotoativadoras com irradiância adequada e respeitar o limite de exposição recomendado pelo fabricante.

4 DISCUSSÃO

Esta revisão narrativa da literatura tem como objetivo analisar os efeitos prejudiciais decorrentes da exposição cumulativa e prolongada à luz azul emitida por unidades fotoativadoras utilizadas na prática odontológica, bem como identificar os métodos mais eficazes para a prevenção desses danos. Os achados na literatura evidenciam que o aumento do uso de unidades fotoativadoras na prática clínica, especialmente sem a proteção adequada, pode desencadear uma série de efeitos adversos em tecidos gengivais, pulpares e oftálmicos (Oliveira & Rocha, 2022).

O termo “*blue-light hazard*” é comumente utilizado na literatura científica para descrever os perigos que a exposição à luz azul representa aos tecidos oculares. Diversos autores, como Fluent *et al.* (2019), Françon *et al.* (2024), Price *et al.* (2016), Yoshida *et al.* (2013), Ouyang *et al.* (2020) convergem a respeito do conceito sobre esse tema e destacam que a luz azul pode levar a danos aos tecidos oculares, quando exposta de maneira cumulativa e prolongada. No estudo de Price *et al.* (2016), foi confirmada a hipótese de que cirurgiões-dentistas que utilizam unidades fotoativadoras sem proteção ocular estão mais suscetíveis a lesões oculares. Tais evidências coincidem com o trabalho de Alasiri *et al.* (2019), em que destaca a vulnerabilidade dos profissionais da Odontologia frente à exposição à essa energia luminosa, podendo culminar na indução de apoptose córnea, aumento da inflamação, ressecamento dos olhos e degeneração macular relacionada à idade. De maneira semelhante, Ouyang *et al.* (2020), relataram diversos efeitos adversos da luz azul sobre os tecidos oculares, como estresse oxidativo, inflamação da superfície ocular, apoptose celular e danos fotoquímicos severos à retina, achados que também foram observados por Cougnard-Gregoire *et al.* (2023). No entanto, esses dois últimos estudos não evidenciam com precisão os danos reais enfrentados pelos cirurgiões-dentistas, uma vez que não abordam especificamente a exposição à luz azul por unidades fotoativadoras, mas, sim, dispositivos de baixa irradiação e feixe de luz disperso, não refletindo a realidade dos profissionais da Odontologia, que atuam sob exposição direta e contínua a fontes de alta irradiação, durante jornadas clínicas de até 8 horas diárias. Dessa forma, torna-se essencial que mais pesquisas, como a de Price *et al.* (2016), sejam conduzidas e divulgadas, a fim de evidenciar e fundamentar os reais riscos ocupacionais enfrentados pelos cirurgiões-dentistas.

Diversos autores destacam que os fotoativadores podem causar injúrias ao tecido pulpar em decorrência da elevação da temperatura dentro da câmara pulpar

(Yoshino; Yoshida, 2018; Maucoski *et al.*, 2023; Price, 2017; Oliveira; Rocha, 2022). Esse aumento térmico pode ser provocado tanto pela energia luminosa emitida pelo equipamento quanto pela reação exotérmica de polimerização da resina composta, podendo resultar em inflamação pós-operatória ou até necrose pulpar (Oliveira; Rocha, 2022). Dentre os fatores determinantes para o superaquecimento da polpa dentária, destaca-se a irradiância do equipamento utilizado. Enquanto os aparelhos LED de primeira geração apresentavam irradiâncias relativamente baixas, o que os tornava mais seguros em relação à elevação da temperatura intrapulpar (Yoshino & Yoshida, 2018; Price, 2017), os dispositivos de terceira geração alcançam irradiâncias superiores a 600 mW/cm² (Yoshino; Yoshida, 2018), aumentando significativamente o risco de danos térmicos ao tecido pulpar. Contudo, tanto o trabalho de Maucoski *et al.* (2023), quanto o trabalho de Price (2017), mostram que não apenas a potência, mas também o tempo de exposição à luz é um fator crítico. O primeiro estudo mostrou resultados em que a polimerização rápida, 1 a 3 segundos, usando fotoativadores de irradiância menor que 3000 mW/cm², não apresentou aumentos significativos na temperatura intrapulpar, pois a quantidade de energia fornecida não ultrapassou 6J. Price (2017), por sua vez, alerta que exposições superiores ao tempo recomendado elevam consideravelmente a temperatura pulpar. Por isso, recomenda-se a utilização de jato de ar durante a fotoativação ou a adoção de pausas, como intervalos de 2 segundos a cada 10 segundos de exposição, para minimizar o risco de superaquecimento.

Em relação à incidência da luz azul sobre os tecidos gengivais, estudos têm demonstrado que os danos podem ocorrer devido ao acúmulo de espécies reativas de oxigênio, proveniente da exposição à luz azul, ou através do aumento da temperatura local, ocasionando queimaduras aos tecidos moles. Estudos como os de Yoshida *et al.* (2013), Oliveira & Rocha (2022), Yoshino & Yoshida (2018) e Yoshida *et al.* (2015) relataram como as espécies reativas de oxigênio podem afetar as células gengivais, especialmente os fibroblastos, reduzindo sua atividade proliferativa e levando a injúrias no periodonto, como recessão gengival. Já autores como Price (2017), Fluent *et al.* (2019) enfatizam os riscos térmicos associados às unidades de fotoativação, que podem elevar significativamente a temperatura dos tecidos gengivas, provocando lesões térmicas quando utilizadas sem os devidos cuidados. Entretanto, um estudo experimental realizado por Ahmed; Raziq (2019), buscou avaliar o impacto da exposição à luz azul de LEDs sobre a expressão da proteína P53

e do fator de crescimento epidérmico, marcadores biológicos importantes na formação e detecção de displasias e carcinomas espinocelulares. Os resultados, contudo, não demonstraram alterações significativas nesses marcadores. Além disso, as alterações histológicas observadas, como inflamação, hiperplasia e hiperqueratose, foram consideradas leves e reversíveis, com recuperação completa após um período de quatro semanas. Assim, a escassez de dados clínicos reforça a necessidade de estudos adicionais, que investiguem de forma mais aprofundada os efeitos cumulativos e em longo prazo da irradiação sobre os tecidos orais.

Com relação aos dispositivos de proteção, diversos autores apontam que o mais adequado são os óculos de proteção na cor laranja com filtros específicos (Oliveira; Rocha, 2022; Soares *et al.*, 2017; Cougnard-Gregoire *et al.*, 2023; Yoshino; Yoshida, 2018; Price, 2017; Rueggeberg *et al.*, 2017). No entanto, segundo Oliveira; Rocha (2022), a única limitação desses dispositivos é o fato de serem classificados como produtos médicos de classe I, isentos de comprovação formal de eficácia e segurança, cabendo ao usuário do equipamento pesquisar e verificar sua eficácia. Esse quesito evidencia a necessidade de estudos comparativos que avaliem a eficácia de diferentes modelos de óculos de proteção disponíveis no mercado odontológico, com o objetivo de fornecer dados técnicos que subsidiem decisões clínicas mais seguras. Tais estudos são fundamentais para orientar os cirurgiões-dentistas na escolha de equipamentos que assegurem uma proteção adequada e eficiente, promovendo a saúde ocupacional da equipe odontológica e a segurança dos pacientes durante os procedimentos clínicos.

5 CONCLUSÃO

Com base nos achados da literatura, pode-se concluir que a exposição à luz azul representa um risco relevante na prática clínica odontológica, cujos efeitos adversos, como danos oculares, queimadura de tecidos moles e elevação da temperatura intrapulpar estão bem documentados na literatura científica. Assim, é imprescindível que os profissionais da Odontologia sigam rigorosamente as medidas de segurança recomendadas pelos estudos existentes. Embora grande parte das pesquisas tenha sido conduzida com dispositivos de menor irradiação, os cirurgiões-dentistas estão potencialmente mais expostos a danos, uma vez que utilizam unidades fotoativadoras com maior intensidade luminosa e feixe de luz mais colimado, fatores que aumentam a gravidade das lesões. Nesse contexto, o uso de barreiras de proteção, como óculos específicos para luz azul, e a adoção de medidas clínicas, como a aplicação de jato de ar durante a fotoativação e o respeito ao tempo de exposição recomendado pelo fabricante, são essenciais para a prevenção de agravos ocupacionais.

REFERÊNCIAS

1. Abdel-Rahman F, Okeremgbo B, Alhamadah F, Jamadar S, Anthony K, Saleh MA. *Caenorhabditis elegans* as a model to study the impact of exposure to light emitting diode (LED) domestic lighting. *J Environ Sci Health* 2017; 52(5):433-9.
2. Ahmed AG, Raziq AH. Evaluation of light-emitting diodes' effects on the expression level of P53 and EGFR in the gingival tissues of albino rats. *Medicina (Kaunas)*. 2019;55(9):605.
3. Alasiri RA, Algarni HA, Alasiri RA. Ocular hazards of curing light units used in dental practice - A systematic review. *Saudi Dent J* 2019; 31(2):173-80.
4. Behar-Cohen F, Martinsons C, Viénot F, Zissis G, Barlier-Salsi A, Cesarini JP, Enouf O, Garcia M, Picaud S, Attia D. Light-emitting diodes (LED) for domestic lighting: any risks for the eye? *Prog Retin Eye Res*. 2011;30(4):239–57.
5. Brasil. Ministério do Trabalho e Emprego. Norma Regulamentadora nº 32: segurança e saúde no trabalho em serviços de saúde. Brasília (DF): MTE; 2005.
6. Caldarelli PG, Beltrani FC, Pereira SK, Cardoso SA, Hoeppner MG. Light curing units: evolution and clinical application. *Odontol Clín - Cient* 2011; 10(4):317-21.
7. Camacho DP, Svidzinski TIE, Furlaneto MC, Lopes MB, Corrêa GO. Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmacrilato. *Braz J Surg Clin Res*. 2014; 6(3):63-72.
8. Chang SW, Kim HI, Kim GH, Park SJ, Kim I-B. Increased expression of osteopontin in retinal degeneration induced by blue light-emitting diode exposure in mice. *Front Mol Neurosci* 2016; 9(58):1-12.
9. Coats JG, Maktabi B, Abou-Dahech MS, Baki G. Blue Light Protection, Part I- Effects of blue light on the skin. *J Cosmet Dermatol*. 2021;20(3):714-7.
10. Conceição EN. Dentística: saúde e estética. 3. ed. São Paulo: Santos Publicações; 2018.
11. Cougnard-Gregoire A, Merle BMJ, Aslam T, Seddon JM, Aknin I, Klaver CCW, Garhöfer G, Layana AG, Minnella AM, Silva R, Delcourt C. Blue Light Exposure: Ocular Hazards and Prevention-A Narrative Review. *Ophthalmol Ther*. 2023 Apr;12(2):755-788.
12. Fluent MT, Ferracane JL, Mace JG, Shah AR, Price RB. Shedding light on a potential hazard: Dental light-curing units. *J Am Dent Assoc* 2019; 150(12):1051-8.
13. Françon A, Behar-Cohen F, Torriglia A. The blue light hazard and its use on the evaluation of photochemical risk for domestic lighting. An in vivo study. *Environ Int*. 2024;184:108471.
14. French Agency for Food, Environmental and Occupational Health & Safety (ANSES). Effets sur la santé humaine et sur l'environnement (faune et flore) des diodes électro-luminescentes (LED). Maisons-Alfort, France: ANSES; 2019.
15. Granadeiro CF, Rangel LFGO, de Toledo LFC, Oliveira RS. Evolução dos aparelhos fotopolimerizadores – Revisão de literatura. *Rev Pr-UniverSUS*. 2021;12(2):60–64.
16. Jakubinek MB, O'Neill C, Felix C, Price RB, White MA. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. *Dent Mater*. 2008;24(11):1468–76.
17. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater*. 2013;29(6):605-17;
18. Labrie D, Moe J, Price RBT, Young ME, Felix CM. Evaluation of ocular hazards from 4 types of curing lights. *J Can Den Assoc*. 2011; 77:b116.

19. Lee HS, Cui L, Li Y, Choi JH, Li Z, Kim GE, et al. Influence of light emitting diode-derived blue light overexposure on mouse ocular surface. *PLoS One* 2016; 11(8):1-18.
20. Maucoski C, Price RB, Sullivan B, Guarneri JAG, Gusso B, Arrais CAG. In-vitro pulpal temperature increases when photo-curing bulk-fill resin-based composites using laser or light-emitting diode light curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2023;35(4):705-16.
21. Meyer DM, Kaste LM, Lituri KM, Tomar S, Fox CH, Petersen PE. Policy development fosters collaborative practice: the example of the Minamata Convention on Mercury. *Dent Clin N Am* 2016; 60(4):921-42.
22. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006;22(6):576-84.
23. Nogueira SA, Bastos LF, Costa ICC. Riscos ocupacionais em odontologia: revisão da literatura. *UNOPAR Cient Ciênc Biol Saúde.* 2010;12(3):11–20.
24. Oliveira D, Rocha MG. Dental light-curing - assessing the blue-light hazard. *Dent Clin N Am* 2022; 66(4):537-50.
25. Opländer C, Hidding S, Werners FB, Born M, Pallua N, Suschek CV. Effects of blue light irradiation on human dermal fibroblasts. *J Photochem Photobiol B.* 2011;103(2):118–25.
26. Ouyang X, Yang J, Hong Z, Wu Y, Xie Y, Wang G. Mechanisms of blue light-induced eye hazard and protective measures: a review. *Biomed Pharmacother.* 2020;130:110577.
27. Pirmoradian M, Hooshmand T, Jafari-Semnani S, Fadavi F. Degree of conversion and microhardness of bulk-fill dental composites polymerized by LED and QTH light curing units. *J Oral Biosci.* 2020;62(2):107-113.
28. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: a review of what we need to know. *J Dent Res.* 2015;94(9):1179-86.
29. Price RB, Labrie D, Bruzell EM, Sliney DH, Strassler HE. The dental curing light: A potential health risk. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene* 2016; 13(8):639-46.
30. Price RB. Light curing in dentistry. *Dent Clin N Am* 2017; 61(4):751-78.
31. Rassaei M, Thelen M, Abumuaileq R, Hescheler J, Lüke M, Schneider T. Effect of high-intensity irradiation from dental photopolymerization on the isolated and superfused vertebrate retina. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2013; 251(3):751-62.
32. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring - a review. *Dent Mater* 2011; 27(1):39-52.
33. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31:e61.
34. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. Phillips materiais dentários. 13. ed. Rio de Janeiro: Grupo GEN; 2023.
35. Silva FJV, Silva EL, Januário MVS, Vasconcelos MG, Vasconcelos RG. Técnicas para reduzir os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas fotoativadas. *Salusvita.* 2017; 36(1):187-203;
36. Soares CJ, Rodrigues MP, Vilela AB, Rizo ER, Ferreira LB, Giannini M, et al. Evaluation of eye protection filters used with broad-spectrum and conventional LED curing lights. *Braz Dent J* 2017; 28(1):9-15.

37. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials*. 2000;21(13):1379–85.
38. Strazzi-Sahyon HB, Rocha EP, Assunção WG, dos Santos PH. Influence of light-curing intensity on color stability and microhardness of composite resins. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020;40(1):129-134.
39. Szalewski L, Wójcik D, Sofińska-Chmiel W, Kuśmierz M, Różyło-Kalinowska I. How the duration and mode of photopolymerization affect the mechanical properties of a dental composite resin. *Materials (Basel)*. 2023;16(1):113.
40. United States Department of Labor, Occupational Safety and Health Administration. Standard 1926.102(a)(1): eye and face protection; 2016.
41. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(10):1471-9.
42. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*. 2002;29(12):1165–73.
43. Yoshida A, Shiotsu-Ogura Y, Wada-Takahashi S, Takahashi SS, Toyama T, Yoshino F. Blue light irradiation-induced oxidative stress in vivo via ROS generation in rat gingival tissue. *J Photochem Photobiol B*. 2015;151:48-53.
44. Yoshida A, Yoshino F, Makita T, Maehata Y, Higashi K, Miyamoto C, et al. Reactive oxygen species production in mitochondria of human gingival fibroblast induced by blue light irradiation. *J Photochem Photobiol B* 2013; 129:1-5.
45. Yoshino F, Yoshida A. Effects of blue light irradiation during dental treatment. *Jpn Dent Sci Rev* 2018; 54(4):160-8.
46. Zastrow L, Groth N, Klein F, Kockott D, Lademann J, Renneberg R, Ferrero L. The missing link – light-induced (280-1,600 nm) free radical formation in human skin. *Skin Pharmacol Physiol*. 2009;22(1):31–44.