

UNIVERSIDADE DE UBERABA
ALINE CIPRIANO DA COSTA

**EFEITOS DO USO DE FONTE LUMINOSA SOBRE A POLPA DENTAL: REVISÃO
DE LITERATURA**

UBERABA - MG

2020

ALINE CIPRIANO DA COSTA

**EFEITOS DO USO DE FONTE LUMINOSA SOBRE A POLPA DENTAL: REVISÃO
DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso,
apresentado a Universidade de Uberaba -
UNIUBE como parte das exigências para
obtenção de título Graduação em
Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Vinicius Rangel
Geraldo Martins

UBERABA – MG

2020

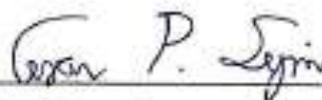
UNIVERSIDADE DE UBERABA
ALINE CIPRIANO DA COSTA

EFEITOS DO USO DE FONTE LUMINOSA SOBRE A POLPA DENTAL:
REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado a
Universidade de Uberaba, como parte das exigências
para a obtenção do título de graduação em
Odontologia.

Uberaba, 09 de Dezembro de 2020

BANCA EXAMINADORA



Prof. (César Penazzo Lepri)
Universidade de Uberaba



Prof. (Thiago Assunção Valentino)
Universidade de Uberaba

Resumo

Os tratamentos restauradores ocupam uma grande porcentagem dos procedimentos realizados no consultório odontológico para estabelecer e/ou reestabelecer a estética e a função dos dentes. Na polimerização das resinas compostas são utilizados fotopolimerizadores, onde a intensidade de luz empregada durante esses procedimentos é de extrema importância na longevidade do tratamento. A utilização destes aparelhos de maneira equivocada pode afetar diretamente as estruturas dentais, causando o aquecimento do tecido pulpar. O objetivo desta pesquisa foi avaliar os danos que a fotoativação pode causar no tecido pulpar, além de identificar a potência, duração e tipos de luz são os mais prejudiciais para o dente. Esta pesquisa realizou uma revisão de literatura baseada em artigos científicos publicados entre 2010 e 2020 sobre os efeitos do aumento de temperatura causada por fotopolimerizadores no interior da câmara pulpar, utilizando a base de dados Pubmed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>). Para a busca foram usados os seguintes termos: pulp temperature rise – aumento da temperatura na polpa, effect of photopolymerizers on the tooth- efeito dos fotopolimerizadores do dente, Light pulp – lâmpada, pulp heating- aquecimento pulpar, curing light- fotopolimerizador. No total, foram selecionados 33 artigos. Esta revisão mostrou que diversas pesquisas realizadas in vivo e in vitro compararam os efeitos causados na polpa durante o processo de fotoativação. Os artigos mostraram que a intensidade de luz acima de 800 mW/cm^2 e o tempo de exposição prolongado podem causar o aquecimento do dente e que, em alguns casos, podem levar ao aparecimento de pulpíte. Dentro das limitações impostas pelas metodologias utilizadas, podem ser feitas as seguintes conclusões: Aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade devem ser usados por um período menor de tempo em comparação que aparelhos com baixa intensidade que demoram mais tempo para aquecer o dente. A polpa tem recursos para se defender desse aquecimento desde que o estímulo seja cessado para que não ocorra uma hiperemia que evolua para necrose. Em todos os estudos foram comprovados que os valores e tempo utilizados em consultório não se sobressaem sobre a margem segura de $5,5^\circ \text{ C}$, mas se for extrapolado o tempo e não der um tempo para o dente dissipar o calor, o dente pode sofrer danos irreversíveis

Palavras-chave: Polpa, Aparelhos Fotopolimerizadores, Aquecimento da estrutura dental, Estudos in vivo e in vitro.

Abstract:

Restorative treatments occupy a large percentage of the procedures performed in the dental office to establish and / or reestablish the aesthetics and function of the teeth. In the polymerization of composite resins, photopolymerizers are used, where the intensity of light used during these procedures is extremely important in the longevity of the treatment. The use of these devices in the wrong way can directly affect the dental structures, causing heating of the pulp tissue. The objective of this research was to evaluate the damage that photoactivation can cause in the pulp tissue, in addition to identifying the power, duration and types of light that are the most harmful for the tooth. This research carried out a literature review based on scientific articles published between 2010 and 2020 on the effects of the temperature increase caused by photopolymerizers inside the pulp chamber, using the Pubmed database (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>). For the search the following terms were used: : pulp temperature rise – effect of photopolymerizers on the tooth- Light pulp – lâmpada, pulp heating - curing light- fotopolimerizador In total, 33 articles were selected. This review showed that several studies carried out in vivo and in vitro compared the effects caused on the pulp during the photoactivation process. The articles showed that light intensity above 800 mW / cm² and prolonged exposure time can cause tooth heating and, in some cases, can lead to the appearance of pulpitis. Within the limitations imposed by the methodologies used, the following conclusions can be made: Photopolymeric devices with high intensity should be used for a shorter period of time compared to low intensity devices that take longer to heat the tooth. The pulp has the resources to defend itself from this warming as long as the stimulus is ceased so that there is no hyperemia that evolves to necrosis. In all studies it has been proven that the values and time used in the office do not overlap on the safe margin of 5.5° C, but if the time is extrapolated and does not give a time for the tooth to dissipate heat, the tooth may suffer irreversible damage.

Keyword: Pulp, Photopolymerizers, Heating of the dental structure, In vivo and in vitro studies

Sumário

1. Introdução	4
2. Justificativa	7
3. Objetivos	8
Objetivo geral	8
Objetivos específicos	8
4. Metodologia	9
5. Revisão de literatura	10
5.1- Histologia da polpa dental	10
5.2- Fontes de luz	14
6. Discussão	19
7. Conclusão	21
Referências	22

1. Introdução

A manutenção da vitalidade da polpa é um desafio para os cirurgiões-dentistas em muitos tratamentos restauradores, uma vez que o calor gerado pelo uso de peças de mão de alta e baixa velocidade, materiais restauradores que apresentam reações exotérmicas, técnicas de acabamento e polimento, aplicação de alta potência de luz pelas unidades LED polimerizar materiais à base de resina podem fazer com que a temperatura da polpa suba para valores considerados prejudiciais. Sabe-se que a polpa dental é um tecido conjuntivo frouxo altamente vascularizado, innervado e sensível a mudanças físicas, químicas, biológicas e térmicas. (RAMOGLU, et al, 2015). Por esses motivos, o aumento da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes extraídos tem sido investigado (RUNNACLES et al., 2019).

De acordo com as descobertas de um estudo clássico de Zach e Cohen de 1965, observados in vivo em macacos Rhesus, um aumento de temperatura de 5,6 ° C na câmara pulpar causou danos irreversíveis à polpa em 15% dos macacos, enquanto aumentos de 11 ° C e 16,6 ° C causaram danos irreversíveis à polpa, respectivamente, em 60% e 100% dos macacos. (ZACH & COHEN, 1965)

Atualmente o uso de fotopolimerizadores de alta e baixa intensidade tem sido utilizado diariamente no consultório odontológico para iniciar a fotopolimerização de compósitos de resina, adesivos, selantes e para auxiliar no processo de clareamento dental. Esses aparelhos podem ser classificados de acordo com o tipo de luz emitida e da amplitude do espectro de emissão de luz, sendo eles de amplo e pequeno espectro. Os equipamentos mais utilizados nos dias de hoje são os convencionais (lâmpada halógena) e os diodo emissor de luz (light emitting diode - LED) (TORRES, 2013).

Os aparelhos convencionais emitem luz branca que, ao passar por filtros ópticos, emitem luz azul, sendo assim emitem variados comprimentos de onda que causam o aquecimento da superfície que absorve a luz (MONDELLI et al., 2016).

A tecnologia para uso de LEDs na odontologia foi previamente utilizada em outras atividades industriais, onde os LEDs vermelho e verde já existiam há algum tempo e eram utilizados com eficácia. No entanto, o desenvolvimento de LEDs azuis (460 a 480 nm), de baixo custo e de alto rendimento tornou-se um grande desafio

para os pesquisadores. Na década de 1990, os primeiros dispositivos desenvolvidos para uso odontológico (primeira geração) produziam relativamente baixa energia, mas se usado para exposições prolongadas, eram capazes de fotoativar resinas compostas à base de canforoquinona. O que provocou o grande salto na produção do LED odontológico foi a produção de equipamentos compactos que emitiam luz com alta intensidade, muito maior do que aquela emitida pelas equipamentos de luz halógena. (RUEGGER et al., 2017).

Estudos revelaram que as unidades de fotopolimerização com baixa produção de energia (halogênio e LED) causaram mudanças de temperatura mais baixas quando comparadas às fontes de luz de alta energia (luz de arco de plasma). Na última década, o calor gerado durante a exposição dos dentes à luz emitida pelas LCUs de LED tornou-se uma área de preocupação para clínicos e pesquisadores. Essas preocupações se baseiam na disponibilidade de novos e poderosos dispositivos de cura da luz capazes de emitir luz com valores de emissão radiante superiores a 2.000 mW/cm².

É importante ressaltar que unidades de alta intensidade devem ser usadas com extremo cuidado para evitar danos a dentina ou a polpa . A literatura mostra que a temperatura intrapulpar não pode ultrapassar a 5,5° C, visto que valores superiores a esse número podem causar diminuição do número de célula, se permanecer aquecido por mais de 40 segundos, além de desenvolver quadro inflamatório na polpa. Pesquisas revelam ainda que entre 5,6 ° e 7° pode haver dano a vitalidade da polpa podendo acarretar em necrose pulpar, no entanto é importante informações mais precisas para concluir essa afirmação. (LYNCH et al, 2018).

Diversos fatores podem influenciar diretamente sobre o aumento de temperatura, e é de extrema importância avaliá-los. Os principais fatores são o tempo de exposição e a espessura de dentina sobre a cavidade. Quantidade reduzida de dentina e exposição prolongada tende a aumentar a temperatura intrapulpar. Outros elementos envolvidos são a intensidade da luz, a capacidade reparadora do tecido e a microcirculação pulpar, visto que a falta de circulação sanguínea pode elevar os índices de temperatura. (RAMOGLU, et al, 2015)

As mudanças de temperatura na superfície do esmalte para a câmara pulpar é diretamente afetada pela espessura do esmalte e da dentina. Sendo assim, os incisivos superiores e inferiores são de alto risco, tendo em vista a fina espessura de esmalte e dentina e suas características estruturais.

Sendo assim, o objetivo desse trabalho é avaliar através de análise qualitativa bibliográfica, com base em referenciais teóricos já publicados, os tipos de luz, levando em consideração a potência, tempo de exposição e temperatura para concluir os efeitos que terá sobre a polpa dentária.

2. JUSTIFICATIVA:

O que impulsionou a realização desse trabalho foi entender os efeitos da luz sobre a polpa, comparar as mudanças térmicas e os danos que a mesma pode causar na polpa dentaria quando há um aquecimento excessivo, apresentando as características dos aparelhos fotopolimerizados mais utilizados, além de expor as particularidades da polpa e indicar as alterações que ela pode sofrer durante a exposição à luz.

3. OBJETIVOS:

3.1 Objetivo geral:

- O objetivo deste trabalho foi encontrar, por meio de revisão de literatura, os efeitos que a fonte luminosa tem sobre a polpa dental, levando em consideração o tipo de fonte, o tempo, temperatura e a potencia que estão sendo empregados sobre a superfície do dente.

3.2. Objetivos específicos:

- Identificar o tipo de fonte de luz mais utilizado em odontologia restauradora
- Relacionar a potência dos equipamentos de fotoativação com as alterações do tecido pulpar

4. METODOLOGIA

Esta pesquisa é uma revisão de literatura baseada em artigos científicos publicados entre 2010 e 2020 sobre os efeitos do aumento de temperatura causada por fotopolimerizadores no interior da câmara pulpar, utilizando a base de dados Pubmed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>). Foram usados os artigos de maior relevância e achados para o tema a ser estudado. Para a busca serão usados os seguintes termos: pulp temperature rise – aumento da temperatura na polpa, effect of photopolymerizers on the tooth- efeito dos fotopolimerizadores do dente, Light pulp – lâmpada, pulp heating- aquecimento pulpar, curing light- fotopolimerizador. No total, foram selecionados 33 artigos.

5. REVISÃO DA LITERATURA

5.1 HISTOLOGIA DA POLPA DENTAL

A polpa dental constitui-se em um tecido conjuntivo frouxo, formando, junto com a dentina, o complexo dentino-pulpar. Ele ocupa a porção central do dente e a câmara pulpar amolda ao formato geral da coroa anatômica. Podem ser encontradas células de defesa como: macrófagos, linfócitos, plasmócitos e eosinófilos e ainda células tronco pulpares capazes de se diferenciar em vários tecidos. A polpa é rica em vasos sanguíneos, linfáticos e nervos, que entram e saem da cavidade pulpar por meio dos forames apical e acessórios. As células mesenquimais indiferenciadas representam o conjunto da polpa do qual as células do tecido conjuntivo da polpa são diferenciadas e podem dar origem a odontoblastos e fibroblastos. Essas células são encontradas na zona rica em células e no eixo da polpa e frequentemente estão relacionadas aos vasos sanguíneos. Em polpas mais velhas células mesenquimais indiferenciadas sofrem uma diminuição juntamente com outras células do eixo da polpa, e associada a outros fatores do envelhecimento diminuem o processo regenerativo da polpa. (FARGES, JC. et al. 2015)

A dentina é um produto da polpa, e a polpa, por meio dos prolongamentos odontoblásticos, é parte integrante da dentina. Assim, quando uma cárie ou preparo da cavidade envolve a dentina, são envolvidos os prolongamentos odontoblásticos e a polpa. A polpa produz dentina durante toda a vida. A dentina apresenta uma estrutura tubular que a mantém em uma relação íntima com o tecido pulpar através do processo odontoblástico. No entanto, quando os dentes sofrem lesões, como trauma, preparação da cavidade profunda ou lesões de cárie grave, os odontoblastos podem sucumbir e a polpa dentária pode sofrer pulpíte ou necrose. (DEMARCO, FF. et al. 2011) Dando mais ênfase a teoria que a polpa é restrita a regeneração uma vez que assim que os odontoblastos se diferenciam não pode mais sofrer divisão celular. (NANCI A. 2013)

Os odontoblastos são as células mais características da polpa dentária, e conseqüentemente as mais facilmente reconhecidas e seu número corresponde ao número de túbulos dentinários que varia de acordo com o tipo de dente e localização dentro do espaço pulpar. (NANCI A. 2013)

Inúmeros estudos realizados ao longo da última década mostraram que os odontoblastos são capazes de detectar microrganismos orais que invadem tecidos dentários mineralizados da cavidade oral. Eles se mobilizam contra essa ameaça construindo seu próprio arsenal antibacteriano (defensinas, óxido nítrico) e enviando mensageiros moleculares (quimiocinas, citocinas) para a polpa vizinha para alertar células imunes capazes de montar respostas a microrganismos. (FARGES, JC et al. 2015)

Eles apresentam características morfológicas únicas; ou seja, eles estendem processos citoplasmados em túbulos dentinários. Enquanto os osteoblastos, que são células típicas de formação de tecidos duros, são gerados a partir de células-tronco mesenquimais durante o metabolismo ósseo normal e patológico, a indução de odontoblastos ocorre apenas uma vez durante o desenvolvimento dentário, e sobrevivem ao longo da vida de dentes saudáveis (KAWASHINA, N. et al. 2016) Acredita-se que o tempo de vida dos odontoblastos geralmente seja o mesmo do dente viável, os odontoblastos são células terminais ou seja quando diferenciados não podem mais sofrer divisão celular, quando o tecido pulpar é exposto o reparo pode ocorrer através da formação de uma nova dentina o que significa que novos odontoblastos tem que sofrer diferenciação e irem para o local exposto. (FARGES, JC. et al. 2009)

Células tronco dentárias pós-natal têm uma capacidade de autorrenovação e sob condições apropriadas podem diferenciar-se em odontoblastos, condrócitos, adipócitos e neurônios, como elas têm a capacidade de dar origem a outras células podem ser usadas como ferramenta promissora na regeneração e na formação de um tecido semelhante a polpa. (DEMARCO, FF. et al. 2011)

Estudos In vivo, sobre o transplante em camundongos imuno comprometidos demonstrou a capacidade das Células-tronco da polpa dental: DPSC de gerar tecidos semelhantes ao dente expressando genes que são consistentes com a diferenciação odontoblastica. Quando semeado em andaimes lançados dentro da câmara de celulose de fatias de dentes, o DPSC conseguiu produzir um tecido semelhante a polpa. Em contraste, quando as mesmas células foram implantadas em um andaime sem dentina, elas não foram capazes de se diferenciar em odontoblastos. (DEMARCO, FF. et al. 2011)

Uma das funções da polpa é a de responder às agressões com inflamação. A polpa bem vascularizada tem capacidade de defesa e recuperação. Os irritantes, seja qual for a origem, estimulam uma resposta quimiotática que impede ou retarda a destruição do tecido pulpar. A inflamação, apesar de ser uma ocorrência normal e benéfica, também desempenha um papel destrutivo na polpa. (KHORASANI, MMY. et al 2020)

O tecido pulpar está constantemente submetido a stresses de três intensidades diferentes, como sub-fisiológico, normo-fisiológico, supra-fisiológico. No estímulo sub-fisiológico, que está abaixo do limiar de excitação, o organismo não responde. O normo-fisiológico determina resposta fisiológica do organismo, adaptando-o à vida. O supra-fisiológico desencadeará ruptura do equilíbrio, podendo levar o organismo à necrose. (KHORASANI, MMY. et al 2020) Na polpa, encontram-se apenas terminações nervosas livres e, desta maneira, quando estimulada ela responde na forma de dor.

A hiperemia ou pulpíte focal reversível consiste em uma breve inflamação do tecido pulpar na tentativa de se defender contra um agente agressor. Nesta fase da inflamação, o fluxo sanguíneo aumenta e, caso a agressão persista, a hiperemia agrava-se e, desta forma, a circulação de retorno torna-se dificultada. (ZHAN, C. et al 2020) Neste estado, a inflamação pode regredir sem deixar danos significativos, desde que seja eliminado a causa que a motivou. Entretanto, se o agente agressor continua a agir, a inflamação se agrava de tal modo que maior quantidade de exsudato irá se difundir no interior do tecido conjuntivo. Esse exsudato, de natureza serosa, infiltra na malha conjuntiva exercendo pressão sobre os vasos e nervos e, como a polpa está circunscrita em uma câmara, ela tem uma capacidade de dilatação limitada e, então, a inflamação, na tentativa de vencer o agente agressor, acaba por destruir os próprios tecidos da mesma, levando à pulpíte. A partir desse momento, a polpa pode estar entrando em processo de necrose. (ZHAN, C. et al 2020)

Mediante a ataques sobre o complexo dentina-polpa pode ser observado que vários achados científicos estão inovando na engenharia dos tecidos para reaver estruturas que foram perdidas ou melhorar as já existentes seja com o próprio poder reparador do organismo, Células-tronco ou lasers terapêuticos. lasers de baixa potência ou terapêuticos, apresentam propriedades analgésicas, anti-

inflamatórias e de bioestimulação capaz de proporcionar ao organismo uma melhor resposta à inflamação, com conseqüente redução de edema, minimização da sintomatologia dolorosa e bioestimulação celular, a terapia a laser apresenta-se como uma alternativa para processos que apresentam reação inflamatória, dor e necessidade de regeneração tecidual. A radiação emitida pelos lasers de baixa potência tem demonstrado efeitos analgésicos, anti-inflamatórios e cicatrizantes, sendo, por isso, bastante utilizada no processo de reparo tecidual, em virtude das baixas densidades de energia usadas e comprimentos de onda capazes de penetrar nos tecidos. (STAFFOLI, S. et al. 2017)

Ao longo da vida, os dentes são continuamente expostos a inúmeros impactos químicos e físicos, que causam o desgaste dos tecidos duros dentários, recessão gengival e outras alterações bucais com problemas às vezes subsequentes. As alterações relacionadas à idade na dentina incluem a formação de dentina secundária e a redução do diâmetro do lúmen tubular (esclerose dentina), que levam a uma redução no volume da câmara de celulose. Além da redução do volume da câmara de celulose, as alterações na polpa dentária também incluem calcificações de polpa dentária. As alterações fisiológicas relacionadas à idade nos dentes devem ser cuidadosamente distinguidas das alterações patológicas, especialmente quando induzem dor ou impacto negativo na qualidade de vida relacionada à saúde bucal dos indivíduos mais velhos. Portanto, os exames orais regulares associados às medidas preventivas precoces devem visar a manutenção da saúde bucal até a velhice.

5.2 Fontes de luz

As primeiras resinas compostas lançadas no mercado odontológico apresentavam polimerização química, que se baseava na mistura de duas pastas, uma denominada pasta universal (ou base) e outra pasta catalisadora. Por esse motivo, eram denominadas resinas compostas autopolimerizáveis. Entretanto, diante das desvantagens quanto à manipulação e aos resultados clínicos insatisfatórios apresentados por elas, houve o surgimento de compósitos em que a polimerização poderia ser controlada pelo profissional, surgindo assim as resinas compostas fotopolimerizáveis, cuja polimerização ocorre com base em uma radiação gerada por

uma fonte de luz. Desta maneira, com o surgimento das resinas compostas fotopolimerizáveis, foi desenvolvida uma variedade de tecnologias para se produzir a luz necessária para a ativação desses materiais, como luz ultravioleta, luz halógena de quartzo-tungstênio, luz de arco de plasma, laser de argônio e, mais recentemente, a luz emitida por diodo (LEDS) . A qualidade e a intensidade da fonte de luz empregada são fundamentais para a longevidade do procedimento restaurador realizado, a curto, a médio e a longo prazo. (CALDARELLI, PG. et al 2011; OMIDI, BR. et al 2018)

Os primeiros compósitos restauradores foram feitos a base de BIS-GMA, no entanto não apresentavam resultados clínicos satisfatórios, para melhorá-lo foram criadas as resinas fotoativadas por luz ultravioleta, que apresentava um tempo menor de fotoativação, menor inclusão de ar do corpo da restauração mas apresentava propriedades físicas e mecânicas inadequadas, devido a sua baixa conversão e penetração da luz no compósito. Além dos aparelhos de lâmpada halógena, o mercado disponibilizava aos profissionais equipamentos fotopolimerizadores à base de laser de argônio e arco de plasma, lançados com a proposta de reduzir, consideravelmente, o tempo clínico necessário à fotopolimerização dos compósitos. (OMIDI, BR. et al 2018)

Esses aparelhos, embora emitam luz na intensidade necessária à fotopolimerização das resinas compostas, apresentam desvantagens que os tornam inviáveis para uso, como elevado custo para aquisição e manutenção, além da possibilidade de danos ao tecido pulpar, decorrentes do calor gerado (Nilsen, BW et al 2020). O comportamento clínico dos compósitos fotoativados pelo sistema de luz visível de lâmpada halógena superou o dos materiais resinosos de polimerização química e os fotopolimerizados pelo sistema de luz ultravioleta. (Topa M, Ortyl J. 2020)A partir da década de 1990, surgiram os aparelhos à base de LEDs (luz emitida por diodo), que, desde então, foram se aprimorando e se tornaram os mais usados na prática clínica na ativação da polimerização de materiais fotossensíveis. (Cadenaro, M. et al 2019) O LED apresenta-se mais eficiente em muitos aspectos porque, diferentemente dos aparelhos com lâmpada halógena, os LEDs produzem pouco aquecimento, o que reduz significativamente, a possibilidade de degradação dos componentes internos ao longo do tempo, bem como a necessidade de filtros, já que a luz emitida tem espectro de comprimento de onda próximo ao de absorção da

canforoquinona, fotoiniciador mais encontrado nas resinas compostas fotopolimerizáveis. (LEE, HM. et al 2016)

Os primeiros aparelhos, classificados como de primeira geração, eram montados com um grupo de LEDs e não apresentaram performance compatível aos aparelhos de lâmpada halógena. Esse problema foi solucionado com os novos aparelhos, classificados como aparelhos de segunda e terceira gerações, na sua maioria montados com um só LED, e os mais recentemente idealizados, considerados aparelhos híbridos, que associam LED à lâmpada halógena de quartzo-tungstênio. (CALDARELLI, PG. et al 2011)

O processo de polimerização da resina composta tem início quando ocorre a sensibilização de uma molécula fotoativadora presente na massa resinosa, por meio da luz. Essa molécula, na grande maioria das resinas compostas, é uma alfa-diquetona (canforoquinona) que, quando exposta à luz num comprimento de onda entre 450 e 500 nm (luz azul), absorve esses fótons. Na presença dos fótons, são gerados radicais livres, os quais, ao colidirem com a amina, promovem a transferência de elétrons. Os radicais livres são moléculas reativas que, ao encontrarem os monômeros, promovem a quebra de ligações duplas do carbono, passando a formar um complexo radical monômero, capaz de reagir com outros monômeros e dar continuidade ao processo de polimerização das resinas. (HAMESKI, F. et al 2015)

Diferentemente dos aparelhos com lâmpada incandescente, a frequência da luz emitida pelo LED é bem definida, dependendo do tipo de material empregado no semicondutor, podendo variar entre as cores vermelho, amarelo, verde e azul. O semicondutor de InGaN (Nitrito de gálio e índio) concentra a produção de luz azul, com comprimento de onda entre 425 nm e 475 nm, ou seja, coincidente com o espectro de absorção da canforoquinona, fotoiniciador presente na maioria dos materiais resinosos, o que torna esse tipo de aparelho capaz de fotopolimerizar pequenos incrementos de resina composta, mesmo que os valores de intensidade da luz emitida. As frequências mais baixas e portanto os comprimentos de onda maiores correspondem à luz vermelha e laranja, enquanto que os comprimentos de onda menores e frequências mais altas correspondem a radiação azul e violeta. (HAMESKI, F. et al 2015)

Uma série de fatores pode influenciar a polimerização de qualquer material que precisa ser fotopolimerizado: a intensidade e comprimento de onda da luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador, tempo de exposição à luz, volume de material restaurador a ser fotopolimerizado, quantidade e tipo de fotoiniciador presente no material, tipo de partícula de carga presente, distância da ponta do aparelho fotopolimerizador em relação ao incremento a ser fotopolimerizado (técnica de fotopolimerização), a cor e o grau de translucidez da resina utilizada, tendo em vista que a quantidade dos fótons liberados por um fotopolimerizador, responsável pela ativação da canforoquinona, é diretamente proporcional à formação de radicais livres, garantindo, assim, completa polimerização. (AJAJ, RA. et al 2018; CADENARO M, et al 2019)

Devido ao aumento da demanda estética, as coroas cerâmicas estão sendo amplamente utilizadas em diferentes situações. No entanto, para obter resultados satisfatórios a longo prazo das restaurações, é necessário um adequado grau de conversão dos cimentos resinosos. Embora seja indicado utilizar cimentos resinosos duais para cimentação de materiais cerâmicos, o processo de polimerização é crucial para alcançar as propriedades físicas ideais e o desempenho clínico satisfatório dos materiais resinosos. Isso está relacionado ao modo de ativação da luz à quantidade e à eficiência do componente químico do cimento (ZHOU, W. et al 2019) Além disso, características relacionadas com a cerâmica, tais como espessura do material, translucidez, índice de refração e composição cristalina da cerâmica, são capazes de influenciar a intensidade de luz que alcança o cimento resinoso, alterando, conseqüentemente, o seu grau de conversão. Outros estudos que avaliaram diversas cerâmicas têm mostrado que o grau de conversão e dureza do cimento diminuem de acordo com a da restauração cerâmica. (LANZA. MDS, et al 2017; SCAMINASI RUSSO, D. et al 2019)

Lanza et al (2017) avaliaram 2 modalidades diferentes de fotoativação em uma mesma coroa, simulando o ato clínico, a fim de garantir a cura do cimento sob as coroas, sem variar a energia total fornecida (950 mW/cm^2) .O cimento foi fotoativado pela luz expondo cada uma das três superfícies disponíveis (bucal, lingual e oclusal) por 20 s (3 x 20s) ou através de uma única exposição de 60 s pela superfície oclusal. Embora a energia total fornecida com ambos os protocolos tenha permanecido inalterada, os CD tenderiam a pensar que o protocolo de exposição

múltipla é mais demorado, preferindo assim a exposição única sem saber se isso afetaria a cura real de diferentes cimentos sob diferentes sistemas cerâmicos. Embora não houvesse muitas diferenças, o método de fotoativação nas três superfícies teve melhores resultados no grau de conversão, pois mesmo se o processo de reação for mais lento, o material resinoso pode ser capaz de permanecer no estado "fluido" por mais tempo e proporcionar maior grau de conversão devido à maior mobilidade que ocorre entre radicais livres, o que melhora a eficiência da reação. (LANZA. MDS, et al 2017)

Uma terceira geração de LEDs foi recentemente introduzida. Também chamados de "polywaves/monowave", esses dispositivos ativam fotoiniciadores tradicionais e alternativos (SANTINI et al., 2012). Na procura por maior eficiência na conversão monômero-polímero de compostos resinosos e redução do tempo clínico, fabricantes têm desenvolvido dispositivos com alta potência. Como consequência, mais calor é gerado durante a polimerização, resultando em um aumento considerável da temperatura dentro da câmara pulpar.(RUNNACLES, P. et al 2019)

É amplamente conhecido que fatores como a irradiância emitida pela luz unidades de cura (LCUs) e tempo de exposição entregue ao material composto, desempenham um papel importante na qualidade da polimerização e no sucesso de restaurações de resina composta. Compósitos de resina bulk-fill (BFRCs) alcançam profundidade de cura aceitável (a 4 mm), dependendo das condições do material e fotopolimerização visto que necessitam de tempo e potência diferentes para a total polimerização. Foram encontrados resultados positivos pelos dispositivos LED exibindo irradiância $\geq 1000 \text{mW/cm}^2$ (monowave /polywave) e os tempos de exposição em torno de 20 segundos são principalmente recomendado para atingir profundidade de cura aceitável na maioria dos BFRCs (em 4 mm). (LIMA. RBW, et al. 2018)

O uso de unidades de fotopolimerização polywave foi útil, mas não estritamente necessário para BFRC contendo um fotoiniciador alternativo, a irradiância parece ter maior influência na dose total de energia, uma vez que prolongando os tempos de cura associados à entrega de irradiância inferior ($< 1000 \text{mW/cm}^2$) produziu polimerização deficiente em alguns BFRC além do tamanho do preenchimento que foi colocado na cavidade, visto que muito material atrapalha na penetração na luz que está sendo incidida sobre o material. Para ter

um maior sucesso na fotoativação dessas resinas podem ser acrescentados mais fotoiniciadores que vão apresentar maior reatividade à luz, que pode ser considerada benéfica quando um material de maior volume está sendo polimerizado em um único incremento. Por essas razões, o uso de LCUs polywave é recomendado porque eles emitem os dois tipos de comprimentos de onda, o mais curto (espectro violeta trum) e os mais longos (espectro azul), assim ativando todos os iniciadores presentes. (LIMA. RBW, et al. 2018)

Hoje em dia, existe uma tendência crescente entre os profissionais de odontologia para usar BFRCs para reduzir e simplificar as etapas clínicas, facilitando procedimentos restaurativos. No entanto, deve-se ter cuidado ao realizar procedimentos ditos como "atalhos clínicos", como o uso de LCUs de alta irradiância enquanto encurta os tempos de exposição, porque pode aumentar a polimerização e tensão de contração de materiais à base de resina. Este comportamento natural da resina compota é fortemente influenciado pela técnica de inserção, fator C e o volume do material entregue na cavidade. Assim, considerando que incrementos maiores são colocados na técnica BFRCs e que alto irradiante LCUs são recomendadas, um consenso em relação às consequências na contração de polimerização e estresse associado na estrutura dentaria promovida por estes novos materiais restauradores é urgentemente necessário. (LIMA. RBW, et al. 2018)

6. . DISCUSSÃO

Na literatura trabalhos relacionados aos efeitos adversos dos aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz apontam que há risco em potencial ao tecido pulpar em decorrência do calor gerado, independentemente do tipo de luz. Entretanto, outros fatores podem resultar em elevação da temperatura e, por consequência, danos ao tecido pulpar, a saber: o tempo de irradiação do material restaurador e a distância entre a ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores e o compósito a ser fotopolimerizado, o que sugere atenção quando da correta escolha do aparelho fotopolimerizador. (RUNNACLES, P. et al 2019 ; ZAERPELLON, DC. et al 2019)

A resposta térmica do complexo de dentina-polpa in vivo pode depender da intensidade e duração do estímulo térmico aplicado causado pela unidade de cura de luz, o movimento fluido nos túbulos dentinos, a microcirculação da polpa e as alterações do fluxo sanguíneo pulpar como resultado do sistema nervoso pulpar quando estimulado. (RAMOGLU, S. et al 2015)

A condução das mudanças de temperatura da superfície do esmalte para a câmara de polpa é afetada pela espessura do esmalte e da dentina do dente. A temperatura entre os incisivos inferiores e laterais maxilares com paredes finas aumentará significativamente mais rapidamente e a níveis mais altos do que nos outros dentes com paredes mais grossas. (RAMOGLU, S. et al 2015)

Os incisivos centrais superiores têm alto risco de danos térmicos por terem esmalte mais fino e por causa das características da estrutura dentaria. Além disso, incisivos centrais maxilares são os dentes mais perceptíveis na dentição, e a mudança de cor após danos na pulpa terá efeitos negativos sobre a estética. (RAMOGLU, S. et al 2015)

Durante o processo de polimerização ativado pela luz de compósitos de resina a temperatura aumenta como resultado do processo de reação exotérmica e da absorção de energia durante a irradiação. Foi comprovado que a câmara pulpar é sensível a alterações físicas, químicas, biológicas e térmicas. Podendo assim qualquer um destes irritantes causar um processo inflamatório e se não for retirada sua causa e o dano persistir pode levar a polpa a necrosar. (RAMOGLU, S. et al 2015)

A inflamação, apesar de ser uma ocorrência normal e benéfica, também desempenha um papel destrutivo na polpa. (KHORASANI, MMY. et al 2020)

Vários estudos avaliaram o estímulo térmico causado pelas Unidades de cura de luz - led. A maioria desses estudos se baseou em técnicas *in vitro* usando dentes extraídos para avaliar o aumento da temperatura dentro da câmara de celulose de dentes extraídos enquanto fontes de calor externas foram aplicadas. A metodologia mais comum utiliza termopares inseridos dentro de câmaras de celulose de dentes extraídos para medir mudanças de temperatura neste local durante a exposição a várias LCUs. Na tentativa de simular as mesmas condições fisiológicas observadas *in vivo*, alguns autores desenvolveram dispositivos específicos nos quais as raízes dos dentes extraídos foram conectadas a uma bomba para fornecer um fluxo de fluido de água dentro da câmara de polpa para que o fluxo sanguíneo pudesse ser simulado, enquanto a temperatura dentro da câmara de polpa foi inicialmente estabilizada a um valor médio próximo à temperatura do núcleo corporal (aproximadamente 37°C) ou menos. No entanto, apesar de tais diferenças nos resultados e metodologias, muitos estudos *in vitro* concluíram que o uso de algumas LCUs led pode causar um aumento nos valores de temperatura dentro da câmara de celulose superior ao aumento de temperatura limiar considerado prejudicial para a polpa (5,5°C) (RUNNACLES, P. et al 2019)

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações impostas pelas metodologias utilizadas, podem ser feitas as seguintes conclusões: Aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade devem ser usados por um período menor de tempo em comparação que aparelhos com baixa intensidade que demoram mais tempo para aquecer o dente. A polpa tem recursos para se defender desse aquecimento desde que o estímulo seja cessado para que não ocorra uma hiperemia que evolua para necrose. Em todos os estudos foram comprovados que os valores e tempo utilizados em consultório não se sobressaem sobre a margem segura de 5,5° C, mas se for extrapolado o tempo e não der um tempo para o dente dissipar o calor, o dente pode sofrer danos irreversíveis.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. JUNQUEIRA, Luiz Carlos Uchoa. **Histologia básica: texto e atlas**. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.
2. KURACHI, C. **Estudo comparativo do laser, do LED azul e da lâmpada convencional no processo de polimerização da resina composta dental**. Dissertação (Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais) – Universidade de São Paulo. São Carlos
3. LYNCH, C. D. *et al.* **An ex-vivo model to determine dental pulp responses to heat and light-curing of dental restorative materials**. *Journal of dentistry*: 2018, 11–18. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.08.014>>. Acesso em: 01. Abr. 2020.
4. MONDELLI, RF. *et al.* **Evaluation of temperature increase during in-office bleaching**. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(2):136-141. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/1678-775720150154>. Acesso em: 26. Mar. 2020
5. PARK, S.H. ROULET, J.F. HEINTZE, S.D. **Parameters Influencing Increase in Pulp Chamber Temperature with Light-curing Devices: Curing Lights and Pulpal Flow Rates**. *Oper Dent* 1 May 2010; 35 (3): 353–361. Disponível em: <<https://doi.org/10.2341/09-234-L>>. Acesso em: 26. Mar. 2020
6. RAMOGLU, S. HILAL, K. TUGRUL, S. SERDAR, U. **Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes**. *Angle Orthod* 1 May 2015; 85 (3): 381–385. Disponível em: <<https://doi.org/10.2319/030814-164.1>>. Acesso em: 01. Abr. 2020.
7. RUNNACLES, P. *et al.* **Comparison of in vivo and in vitro models to evaluate pulp temperature rise during exposure to a Polywave® LED light curing unit**. *J. Appl. Oral Sci.*, Bauru , v. 27, e20180480, 2019 Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0480>>. Acesso em: Acesso em: 30. Mar. 2020.

8. SANTINI, A., WATTERSON, C., MILETIC, V. **Temperature rise inside the pulp chamber during a composite resin polymerization using three different light sources.** *The open dentistry journal*, 2008, 137-141. Disponível em: <https://doi.org/10.2174/1874210600802010137>. Acesso em: 03. Abr. 2020.
9. SOARES, C.J. *et al.* **Effect of Light Activation of Pulp-Capping Materials and Resin Composite on Dentin Deformation and the Pulp Temperature Change.** *Oper Dent.* 2018;43(1):71-80. Disponível em: <<https://doi.org/10.2341/16-325L>>. Acesso em: 30. Mar. 2020
10. TORRES, C. **Odontologia Restauradora Estética e Funcional: Princípios para a prática clínica.** Editora Santos, 2013
11. YAMAKAWA, S. *et al.* **Effects of Er:YAG and Diode Laser Irradiation on Dental Pulp Cells and Tissues.** *Int. J. Mol. Sci.* 2018, 19, 2429. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/ijms19082429>>. Acesso em: 03. Abr. 2020.
12. ZACH L, COHEN G. **PULP RESPONSE TO EXTERNALLY APPLIED HEAT.** *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-530. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/0030-4220\(65\)90015-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(65)90015-0)>. Acesso em: 30.Mar. 2020
13. DEMARCO, FF *et al.* **Dental pulp tissue engineering.** *Brazilian dental journal* vol. 22,1 (2011): 3-13. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s0103-64402011000100001>
14. FARGES, JC. *et al.* **Dental pulp defense and repair mechanisms in dental caries, Mediadores de inflamação,** vol 2015, Artigo ID 230251, 16 páginas, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2015/230251>
15. KAWASHIMA, N. OKJJ, T. **Odontoblasts: Specializes hard-tissue-forming cells in the dentin-pulp complex.** *Congenit Anom(Kyoto).* 2016 Jul; 56(4):144-53. Disponível em <https://doi.org/10.1111/cga.12169>.

16. FARGES, JC. et al. **Odontoblasts in the dental pulp immune response.** J Exp Zool B Mol Dev Evol. 2009 Jul 15;312B(5):425-36. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/jez.b.21259>.
17. STAFFOLI, S. et al. **The effects of low level laser irradiation on proliferation of human dental pulp: a narrative review.** Clin Ter. 2017 Sep-Oct;168(5):e320-e326. Disponível em : <https://doi.org/10.7417/T.2017.2028>.
18. NANJI A. Tem cate, **Histologia oral.** 8ed. Rio de Janeiro: Elsevier. 2013. 400p.
19. KHORASANI, MMY. HASSANSHAHI G, BRODZIKOWSKA A, KHORRAMDELAZAD H. **Role(s) of cytokines in pulpitis: Latest evidence and therapeutic approaches.** Cytokine. 2020;126:154896. Disponível em : <https://doi.org10.1016/j.cyto.2019.154896>
20. ZHAN, C. HUANG, M. YANG, X. HOU, J. **Dental nerves: a neglected mediator of pulpitis** [published online ahead of print, 2020 Sep 2]. Int Endod J. 2020;10.1111/iej.13400. Disponível em: <https://doi.org10.1111/iej.1340>
21. OMIDI, BR. GOSILI, A. JABER-ANSARI, M. MAHDKHAH A. **Intensity output and effectiveness of light curing units in dental offices.** J Clin Exp Dent. 2018;10(6):e555-e560. Published 2018 Jun 1. Disponível em: <https://doi.org10.4317/jced.54756>
22. LEE, HM. KIM, SC. KANG, KH. CHANG, NY. **Comparison of the bonding strengths of second- and third-generation light-emitting diode light-curing units.** Korean J Orthod 2016;46:364-371. Disponível em : <https://doi.org/10.4041/kjod.2016.46.6.364>
23. CALDARELLI, PG et al. **Aparelhos fotopolimerizadores: evolução e aplicação clínica - uma revisão da literatura.** Odontol. Clín.-Cient. (Online) [online]. 2011, vol.10, n.4, pp. 317-321. ISSN 1677-3888.)
24. AJAJ, RA. NASSAR. HM. HASANAIN. FA. **Infection Control Barrier and Curing Time as Factors Affecting the Irradiance of Light-Cure Units.** J Int Soc Prev Community Dent. 2018;8(6):523-528. Disponível em : https://doi.org10.4103/jispcd.JISPCD_226_18

25. LANZA, MDS. ANDRETA, MRB. PEGORARO. TA. PEGORARO LF, CARVALHO RM. **Influence of curing protocol and ceramic composition on the degree of conversion of resin cement.** J Appl Oral Sci. 2017;25(6):700-707. Disponível em: <https://doi:10.1590/1678-7757-2016-0270>
26. LIMA, RBW. TROCONIS, CCM. MORENO, MBP. MURILO-GOMES, F. DE GOES, MF. **Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review.** J Esthet Restor Dent. 2018 Nov;30(6):492-501. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/jerd.12394>
27. HAMERSKI, F. CELANT, RB. MELLO, AMD. MELLO, FAZ. **Resina composta: fotopolimerização relacionada com microinfiltração.** Revista Gestão & Saúde, v. 13, p. 01-10, 2015.
28. NILSEN, BW. MOUHAT, M. HAUKLAND, T. ÖRTENGREN, UT. MERCER, JB. **Heat Development in the Pulp Chamber During Curing Process of Resin-Based Composite Using Multi-Wave LED Light Curing Unit.** Clin Cosmet Investig Dent. 2020 Jul 8;12:271-280.
29. TOPA, M. ORTYL, J. **Moving Towards a Finer Way of Light-Cured Resin-Based Restorative Dental Materials: Recent Advances in Photoinitiating Systems Based on Iodonium Salts.** Materials (Basel). 2020 Sep 15;13(18):E4093
30. CADENARO, M. et al .**The role of polymerization in adhesive dentistry.** Dent Mater. 2019 Jan;35(1):e1-e22.)
31. ZHOU, W. et al .**Modifying Adhesive Materials to Improve the Longevity of Resinous Restorations.** Int J Mol Sci. 2019 Feb 8;20(3):723.).
32. SCAMINACI RUSSO, D. CINELLI, F. SARTI, C. GIACHETTI L. **Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials.** Dent J (Basel). 2019 Aug 1;7(3):74.)
33. ZARPELLON, DC. RUNNACLES, P. MAUCOSKI, C. COELHO, U. RUEGGERBERG, FA. ARRAIS, C. **Controlling *In Vivo*, Human Pulp Temperature Rise Caused by LED Curing Light Exposure.** Oper Dent. 2019 May/Jun;44(3):235-241.)