

Como as características dos LEDs de segunda e terceira geração podem influenciar a dureza de compósitos restauradores – uma revisão da literatura.

How the second and third LED generation features can influence the hardness of restorative composites – a review of the literature.

Bruna Dal Pizzol SIQUEIRA¹

Jamile Nascimento SANTOS¹

Luiza Saraiva de LIMA¹

Tamara Vargas VIEIRA¹

Adriano Fonseca de LIMA²

Luciano de Souza GONÇALVES³

Resumo

Objetivo: Várias fontes de luz têm sido utilizadas desde que os materiais fotoativados foram introduzidos na odontologia. Diodos emissores de luz (LEDs) se popularizaram como a principal opção para a polimerização dos materiais restauradores. O objetivo nessa revisão da literatura foi avaliar a influência das fontes de luz emitidas por diodo (LEDs) de segunda e terceira geração sobre a dureza de compósitos restauradores. **Revisão de literatura:** Nas bases de dados PubMed e Google Scholar foram pré-selecionados 239 artigos na língua inglesa entre os anos de 2010 e 2020, utilizando os termos: lightcuring, LED light sources, and dental LEDs. Dos 239 artigos inicialmente selecionados, 37 artigos foram avaliados devido aos critérios de inclusão/exclusão no estudo. **Considerações finais:** Vários estudos apontaram diferenças importantes na dureza dos compósitos restauradores testados, tanto na superfície de topo quanto na base. No entanto, essas diferenças estavam mais associadas a características como: estado de conservação do LED, irradiância, tempo de ativação, espectro de emissão dos aparelhos e sua compatibilidade ao fotoiniciador presente no compósito. Assim, podemos considerar que o monitoramento das condições do aparelho, e a escolha correta da fonte de luz de acordo com o compósito a ser utilizado são essenciais para maximizar a dureza dos compósitos restauradores, pois embora os aparelhos de terceira geração sejam preferencialmente indicados para compósitos com fotoiniciadores alternativos, os aparelhos que emitem luz azul apresentam vantagens quando o compósito é ativado apenas pela Canforoquinona.

Palavras-chave: Clínica Odontológica, Dureza, Materiais Dentários, Resinas Compostas.

<http://dx.doi.org/10.5335/rfo.v26i2.13031>

¹Acadêmica do curso de Odontologia. Universidade Federal de Santa Maria, Departamento de Odontologia Restauradora, Santa Maria, RS, Brasil.

²Doutor em Clínica Odontológica. Universidade Paulista, Departamento de Pesquisa Odontológica, São Paulo, SP, Brasil.

³Doutor em Materiais Dentários. Universidade Federal de Santa Maria, Departamento de Odontologia Restauradora, Santa Maria, RS, Brasil.

Introdução

Os compósitos restauradores associados à adesão à estrutura dental trouxeram um avanço significativo de qualidade à Odontologia restauradora estética. Um fator que contribuiu de forma substancial para que resina composta se tornasse a primeira escolha como material restaurador direto foi a ativação da polimerização através da luz.

Embora, em alguns casos não seja possível estabelecer a correlação linear entre o grau de conversão (GC) e as propriedades mecânicas dos materiais resinosos¹⁻⁵, um alto GC é importante para que os compósitos atinjam propriedades desejáveis para um adequado comportamento clínico. A dureza é uma propriedade importante dos compósitos e é influenciada pelo processo de polimerização do material restaurador. Apesar de sofrer influência de fatores não ligados diretamente à reação de polimerização, como as partículas de carga⁶⁻¹⁰, a dureza é frequentemente referida como um parâmetro indireto para avaliação do GC dos compósitos^{6, 7, 11-13}. Além disso, exerce grande influência sobre a resistência ao desgaste dos materiais restauradores^{14, 15}, fator de extrema importância aos compósitos resinosos, uma vez que os mesmos estão expostos em áreas de intenso contato mastigatório, como as superfícies oclusais.

Diversas fontes de luz foram empregadas na Odontologia para a realização da fotoativação, desde o surgimento dessa tecnologia na década de 80¹⁶. A partir dos anos 2000¹⁷⁻²⁰, os diodos emissores de luz (LEDs) atingiram lugar de destaque entre esses aparelhos, consolidando-se como a principal fonte de luz para uso odontológico, praticamente extinguindo as demais alternativas. As principais vantagens desses aparelhos eram, em sua primeira geração, a pouca ou nenhuma geração de calor, baixa manutenção devido a longa vida útil do diodo emissor e baixo consumo de energia comparado às lâmpadas halógenas (QTH).

Apesar dessas características, a primeira geração dos LEDs apresentou problemas, como reduzida irradiância (entre 300 e 400 mW/cm²), inferior aos aparelhos QTH que normalmente variavam entre 400 e 600 mW/cm²,^{17, 21, 22} e também um espectro de emissão de comprimento de onda mais estreito comparado aos QTHs, centrado no pico de absorção da canforoquinona (CQ), 468 mW/cm². Esta última característica dificultava a ativação de fotoiniciadores alternativos, normalmente utilizados em compósitos restauradores destinados à dentes clareados²³⁻²⁷. As limitações apresentadas pela primeira geração estimularam a rápida evolução deste tipo de fonte de luz.

A segunda geração de LEDs apresentou um aumento substancial na irradiância, alcançando valores de emissão em torno de 1.200 mW/cm². No entanto, o espectro continuava estreito com um único pico de emissão^{17, 28}. Apesar do estreito espectro de emissão de luz, os LEDs de segunda geração obtiveram êxito na polimerização dos materiais resinosos odontológicos, sendo amplamente utilizados, iniciando o consequente processo de diminuição do uso dos aparelhos de luz halógena. A terceira geração de LEDs também trouxe um aumento significativo de potência à luz emitida pelos aparelhos, sendo que em alguns modelos a irradiância chegou a valores acima de 3.000 mW/cm². No entanto, a grande inovação dessa geração foi a capacidade de emitir luz em

diferentes comprimentos de onda além da já tradicional azul^{10, 17, 29}. Com um pico de emissão na região da luz violeta que atinge o pico de absorção dos fotoiniciadores alternativos, estes LEDs possibilitaram a polimerização de compósitos contendo tanto CQ como agentes iniciadores alternativos como o óxido de monoacilfosfino (MAPO) e o óxido de bisacilfosfino (BAPO)^{2, 10, 28, 30}. Além disso, alguns fabricantes acrescentaram diferentes programações^{29, 31}, o que permite ao Cirurgião-Dentista (CD) escolher o modo de ativação, variando a potência e espectro com o objetivo de prevenir problemas como altas tensões de contração de polimerização. O ponto negativo em relação à essa geração de aparelhos foi o aumento, também significativo, do custo dessas unidades, exigindo uma reflexão sobre a relação custo-benefício desses aparelhos. Outro avanço apresentado pelos LEDs de segunda e terceira geração foi o uso de bateria. Dessa forma, sem a necessidade de estar conectado à tomada, a portabilidade e a liberdade de movimento dessas unidades aumentou muito, facilitando a utilização.

Embora a terceira geração de LEDs tenha trazido uma série de inovações, a segunda geração de aparelhos não foi retirada do mercado. Essa coexistência gerou uma grande variedade de aparelhos com espectro de emissão de luz distintos e vários níveis de potência e, evidentemente, uma enorme gama de preços. Portanto, ao mesmo tempo que o mercado oferece infinitas possibilidades, isso também pode causar uma série de dúvidas na hora do CD escolher o aparelho mais adequado às suas necessidades. Sendo assim, o objetivo nesse estudo foi avaliar, através de uma revisão da literatura, a influência das fontes de luz LED sobre a dureza de compósitos resinosos restauradores para compreender como o resultado final desta propriedade mecânica pode influenciar o tratamento restaurador e, com base nessas informações, definir critérios que orientem a escolha do LED que atende as necessidades de cada usuário.

Materiais e método

Para a revisão da literatura, os termos *lightcuring*, *LED light sources*, and *dental LEDs* foram pesquisados nas bases de dados PubMed e Google Scholar. Foram pré-selecionados artigos na língua inglesa dos últimos 10 anos (2010-2020). Então os artigos foram tabulados e as duplicatas removidas, resultando em 239 artigos. Após a leitura dos resumos, foram excluídos os estudos que não realizaram a fotoativação com LEDs de segunda ou terceira geração, e que não versavam a análise de dureza em compósitos restauradores. Estudos que compararam a dureza de compósitos de fabricantes distintos ou em diferentes profundidades foram mantidos, mesmo que outras fontes de luz também tenham sido empregadas, ainda que os LEDs tenham sido comparados a essas fontes. Nesse caso, a comparação entre os aparelhos não foi considerada, apenas aqueles valores de dureza em que as resinas foram ativadas por LEDs. Com base nesses critérios foram selecionados para a revisão 38 artigos que são exibidos em ordem cronológica de publicação na Tabela 1.

Tabela 1 – Estudos incluídos na revisão.

Autor/ano	LED(s) - SP/PW- irradiância	Conclusões
Brandt, et al. 2011 ³²	1) QTH: XL 2500 - 935 mW/cm ² 2) LED: UltraBlueIS - SP - 597 mW/cm ² 3) LED: UltraLume5 - PW - 1315 mW/cm ²	Quando ativado pelo LED de terceira geração, compósito com PPD produziu valores de dureza e grau de conversão semelhantes e resistência de união maior comparado ao compósito com CQ.
D'Alpino, et al. 2011 ³³	1) LED: Bluephase - PW - 1000 mW/cm ²	A dose de energia de 20 J/cm ² pode ser considerada confiável para uma polimerização adequada.
Marchan, et al. 2011 ⁶	1) QTH: Biolite 2100 (Medeco International, Inc.) - 495 mW/cm ² 2) LED: Elipar Freelight (3M ESPE) - SP - 890 mW/cm ²	Z350 e Grandio polimerizadas por 10 s com Elipar Freelight não atingiu polimerização adequada em 2 mm de espessura. Entretanto, Clearfil Majesty Esthetic, Ice e Tetric EvoCeram, alcançaram valores de dureza adequados em profundidade.
Mousavinasab e Meyers. 2011 ²¹	1) LED: Translux Power Blue, (Heraeus Kulzer), - SP - 860 mW/cm ² 2) QTH: Swiss Master Light (EMS) – 2890 mW/cm ²	O LED teve maiores valores de dureza e profundidade de cura em comparação com a luz QTH.
Giorgi, et al. 2012 ¹⁷	1) Radii-Cal (SDI) - SP - 1250 mW/cm ² 2) LED UltraLume 5 (Ultradent,) – PW - 780 mW/cm ²	Os LEDs SP e PW forneceram diferentes valores de dureza e grau de conversão. A emissão UV do LED PW não melhorou as propriedades em profundidade nos compósitos testados.
Lee, et al. 2012 ²⁸	1) LED: L.E.Demetron (Kerr) - SP - 900 mW/cm ² 2) LED: Glight (GC Corp)- PW - 900 mW/cm ² 3) QTH – Optilux 501 (Kerr) 750 mW/cm ²	Glight resultou em maior dureza nas resinas contendo PPD e TPO comparado ao L.E.Demetron e QTH.
Lima, et al. 2012 ²³	1) QTH: Optilux 501 (Kerr) – 600 mW/cm ² 2) LED: UltraLume 5 (Ultradent) – PW - 800 mW/cm ²	Os valores de dureza foram adequados em ambas as fontes de luz com vantagem para QTH. Prolongar o tempo de ativação, eleva a dureza do compósito.
Rencz, et al. 2012 ²⁴	1) LED: Elipar S10 (3M) - SP - 1757 mWcm ² (protótipo) 2) LED: Freelight 2 (3M) –SP- 1444 mWcm ² 3) LED: Demi (Kerr) – SP – 1385 mWcm ² 4) LED: SmartLite PS (Dentsply) – SP – 1203 mWcm ²	O desempenho dos LEDs modernos sobre os dois compósitos analisados foi semelhante. Foi necessário 20 s de ativação para polimerização adequada em 2 mm de profundidade.
Santini, et al. 2012 ⁷	1) Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) - PW - 1200 mW/cm ² 2) Valo (Ultradent) - PW - 1400 mW/cm ² 3) Bluephase (Ivoclar Vivadent) - SP - 1100 mW/cm ²	LEDs PW produziram melhores valores GC e dureza nos compósitos contendo TPO, mas não no Herculite XRV Ultra.
Sim, et al. 2012 ³⁴	1) QTH: Hilux 601 (First Medica) - 900 mW/cm ² 2) Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) - PW - 1100 mW/cm ² 3) G-light (GC Corp) - PW - 900 mW/cm ² 4) L.E.Demtron (Kerr) - SP - 900 mW/cm ²	Em geral, o LED SP produziu menores valores de dureza em relação às demais fontes de luz, mas essa propriedade mostrou-se dependente do compósito. LEDs PW produziram GC semelhante à QTH e LED SP em compósitos com co-iniciador.
Choudhary e Suprabha, 2013 ¹¹	1) QTH: Elipar 2500 (3M ESPE) – 400 mW/cm ² 2) Smartlite PS (Dentsply) – SP – 950 mW/cm ² 3) Ulight LED PB-070 (Fine Vision)– SP – 1000 mW/cm ²	QTH promoveu maior dureza na base de resinas nanoparticuladas, em compósitos micro híbridos esses valores foram semelhantes. Os valores na superfície foram comparáveis em todas as fontes de luz.
Ilie, et al. 2013 ³⁵	1) Elipar Freelight 2 (3M ESPE) - SP - 1241 mW/cm ²	Propriedades mecânicas adequadas exigem ativação mínima de 20 s.
Sabatini, 2013 ¹	1) LED Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) – PW - 1200 mW/cm ² 2) QTH Swiss Master Light (EMS) – 2890 mW/cm ²	A fonte de luz não gerou diferença significativa de dureza após 24 horas, mas após meses de envelhecimento as resinas ativadas por QTH mostravam-se mais duras. O tipo de resina

		influencia os valores de dureza para as duas fontes de luz.
Esmaeili, et al. 2014 ²	1) LED: Ultralume2 (Ultradent) - SP - 460 mW/cm ² 2) LED: Valo (Ultradent) - PW - 1000 mW/cm ² 3) QTH: Astralis7 (Ivoclar Vivadent) - 400 mW/cm ²	O LED SP apresentou desempenho melhor em resinas com maior quantidade de CQ. Em 2 mm a eficiência dos LEDs foi semelhante. Fontes de luz com a mesma densidade de energia não produzem necessariamente os mesmos valores de dureza.
Price, et al. 2014 ¹⁴	1) LCU: Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) - PW - 1100 mW/cm ²	A falta de homogeneidade na emissão da luz produz áreas de resina com durezas diferentes. O aumento do tempo de exposição reduz esse efeito.
Agrawal, et al. 2015 ¹⁸	1) LED - Rotex, - SP- 1000 mW/cm ²	Os compósitos à base de silorano e metacrilato alcançaram valores semelhantes de dureza no topo e em profundidade.
AlQahtani, et al. 2015 ¹²	1) PAC Sapphire Plus, (DenMat) - 7328 mW/cm ² 2) QTH Optilux 501, (Kerr) - 936 mW/cm ² 3) LED Elipar S10 (3M ESPE) - SP - 1825 mW/cm ²	Menores doses de energia resultaram em menores valores de dureza para os compósitos independente da fonte de luz. Para polimerização adequada em 4 mm o compósito bulk-fill precisou ser ativado com 72 J/cm ² com o LED.
AlShaafi, 2016 ¹⁶	1) LED: Valo (Ultradent) - PW - 1450 mW/cm ²	Cavidades com pouco volume, mas grande área, necessitam maiores tempos de fotoativação.
Gonulol, et al. 2016 ¹³	1) Elipar S10 (3M ESPE) - SP - 1200 mW/cm ² 2) VALO (ULTRADENT, St Louis, MO, EUA) - PW - 1000, 1400 e 3200 mW/cm ²	Mesmo o modo de energia extra, 6 s de ativação pode ser insuficiente para promover polimerização adequada. Quando usado no modo de alta potência atingiu valores de VHN semelhantes aos obtidos com o modo padrão e com o Elipar S10.
Issa, et al. 2016 ⁸	1) Bluephase Style - PW - 1100 - mW/cm ²	Os diferentes fotoiniciadores dos compósitos testados resultaram em diferentes valores de dureza em regiões distintas do compósito.
Magalhães Filho, et al. 2016 ¹⁹	1) Optilight LD MAX (Gnatus, Brasil) - SP - 500 mW/cm ² 2) OptilightMax (Gnatus, Brasil) - SP - 1200 mW/cm ² 3) DB 686 (Dabi-Atlante, Brasil) - SP - 863 mW/cm ²	A correta polimerização dos compósitos é dependente da combinação entre potência do feixe de luz emitido.
A. LShaafi, et al. 2016 ³⁰	1) Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent) - PW - 1202 mW/cm ²	A relação entre a dureza do topo e a 4,0 mm de profundidade dos compósitos foi maior que 80%.
Monterubbiani, et al. 2016 ³	1) Elipar S10 (3M ESPE) - SP - 1200 mW/cm ² 2) Demi Ultra (Kerr Corp.) - SP - 1100 a 1330 mW/cm ²	O comportamento das duas fontes de luz é ligeiramente diferente. Houveram diferenças significativas entre os compósitos testados.
Oliveira, et al. 2016 ²⁵	1) QTH (XL 2500) - 7,6 mW/cm ² 2) LED Rádi Cal - SP - 25,5 mW/cm ² 3) LED Valo - PW - 23 mW/cm ²	Compósitos com PPD apresentaram resultados semelhantes àqueles com CQ, independente da fonte de luz.
Shimokawa, et al. 2017 ²⁶	1) LED modificado 1 (Ultradent) - SP - 1200 mW/cm ² 2) LED modificado 2 (Ultradent) - PW - 3600 mW/cm ²	A dureza dos compósitos contendo fotoiniciadores alternativos foi maior na superfície quando ativadas por luzes de amplo espectro. Porém, este efeito foi perdido na base, em que a luz violeta foi pouco observada. Mesmo quando a mesma exposição radiante foi fornecida, os níveis de irradiância influenciaram a polimerização dos compósitos testados. Valores de dureza e grau de conversão equivalentes ou superiores foram alcançados na superfície inferior quando ativados com irradiância de 1200 mW/cm ² comparado à 3600 mW/cm ² .
Theobaldo, et al. 2017 ⁴	1) QTH Optilux 501 (Kerr Corp.) - 450 mW/cm ² 2) LED Valo (Ultradent Inc.) - PW - 630 mW/cm ²	O aquecimento aumentou o GC das resinas Bulk-fill independente da fonte de luz.
Tongtaksin e Leevailoj, 2017 ³⁶	1) LY-A180 - Irradiância 850 mW/cm ² 2) Bluephase - PW - Irradiância 900 mW/cm ² 3) Woodpecker - Irradiância 950 mW/cm ²	A maioria dos LEDs possuem estabilidade de bateria durante sua vida útil, no entanto, a irradiância de alguns equipamentos são influenciados pelo seu

	4) Demi Plus -Irradiância 1000 a 1200 mW/cm ² 5) Saab II - Irradiância 1200 mW/cm ² 6) Elipar S10 - SP - Irradiância 1250 mW/cm ² 7) MiniLED - Irradiância 2000 mW/cm ²	nível de bateria, devendo o clínico estar sempre atento durante sua utilização.
Gan, et al. 2018 ²⁰	1) LED: Bluephase N (Ivoclar Vivadent) Polywave High - PW - 1200 mW/cm ² 2) LED: Bluephase N (Ivoclar Vivadent) Polywave Low - PW - 650 mW/cm ² 3) LED: Bluephase N(Ivoclar Vivadent) Polywave soft-start - PW - 650 - 1200 mW/cm ² 4) LED: Bluephase N (Ivoclar Vivadent) Monowave - SP - 800 mW/cm ² 5) QTH: QHL75 (Dentsply Caulk) - 550 mW/cm ²	Para os compósitos bulk-fill, os maiores valores de dureza foram obtidos com o LED Monowave, enquanto o LED polywave com baixa irradiância apresentou os valores mais baixos. Os LEDs monowave parecem ser mais eficientes em resinas bulk-fill com CQ.
Lee, et al. 2018 ³⁷	1) LED B & Lite (B & LBiotech) – SP – 1061,7 mW/cm ²	A modulação da exposição radiante não influenciou a dureza dos compósitos. O compósito convencional alcançou valores de dureza maior que o bulk-fill.
Souza, et al. 2019 ²⁷	1) LED: Radii-Cal (SDI) - SP - 1200 mW/cm ² 2) LED: Valo (Ultradent) - PW - 1200 mW/cm ²	O LED PW influenciou positivamente apenas umas das resinas contendo TPO.
Par, et al. 2019 ³⁸	1)LED: Bluephase Style M8 (Ivoclar Vivadent) - SP - 648 mW/cm ² 2) LED: Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) - PW – 942 mW/cm ²	As duas fontes de luz polimerizaram adequadamente os compósitos convencionais em 2 mm e os compósitos bulk-fill em 4 mm de profundidade. Os compósitos convencionais com combinação de fotoiniciadores se beneficiaram do uso do LED PW, o mesmo não ocorreu com dois dos compósitos bulk-fill.
Tanthanuch e Kukiattrakoon, 2019 ²²	1) QTH: Elipar 2500 (3M ESPE) - 555,33 mW/cm ² 2) QTH: Sprectrum 800 (Dentsply) - 450,67 mW/cm ² 3) QTH: Demetron LC (Kerr,) - 402,00 mW/cm ² 1) LED: Elipar S10 (3M ESPE) - SP - 1417mW/cm ² 2) LED: BlueShot (Shofu) - SP -1911,67 mW/cm ² 3) LED: Demi (Kerr) - SP - 1330 mW/cm ²	O tempo de ativação influenciou a dureza dos compósitos para ambos os aparelhos halógenos e LEDs.
Comba, et al. 2020 ¹⁵	1) LED: Bluphase Style (IvoclarVivadent) – PW - 1200 mW/cm ²	Os materiais apresentaram diferentes taxas de redução de dureza de acordo com a profundidade de cura, Apenas a bulk-fill de baixa viscosidade apresentou polimerização adequada em 4 mm de profundidade.
Kouros, et al. 2020 ³¹	1) Laser: SiroLaser Blue (Sirona) – 1100mW/cm ² 2) LED: Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) - PW – 1100 mW/cm ²	O laser promoveu maior polimerização em profundidade do compósito empregado quando comparado ao LED.
Pirmoradian, et al. 2020 ⁹	1) QTH: – Conlitolux 75 (Coltene)– 1000 mW/cm ² 2) LED: Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) - PW - 1200 mW/cm ²	O GC e a dureza apenas para o compósito X-tra fill bulk-fill polimerizado por QTH ou LED não reduziram com o aumento na espessura até 4 mm. Novas gerações de LED são uma opção melhor para polimerizar os compósitos de resina bulk-fill do que QTH. Nenhuma relação direta entre GC e dureza dos compósitos bulk-fill foi encontrada.
Siagian, et al. 2020 ¹⁰	1) LED: SmartLite (Dentsply Sirona) - SP - 1000 mW/cm ² 2) Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) – PW – 1200 mW/cm ²	A segunda geração de LEDs ainda pode ser usada para ativar compósitos bulk-fill aumentando o tempo da irradiação.

Soto-Montero, et al. 2020 ⁵	1) Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) – PW: -Ponta regular (935 mW /cm ²) -Ponta homogeneizadora (851 mW/cm ²)	O uso da ponta homogeneizadora aumentou os valores de dureza na base das resinas bulk-fill. Menores valores de dureza foram registrados em áreas ativadas pela luz violeta, exceto nos compósitos convencionais ativados por CQ.
Listagem dos estudos com característica das fontes luz utilizadas trazidas pelos autores e conclusão desses estudos sobre a utilização dos diferentes LEDs.		

Resultados e Discussão

De acordo com o exposto nos estudos revisados, a adequada seleção da fonte de luz por parte do CD depende do estado de conservação do aparelho, das características do LED, como a irradiância, tempo de ativação adequado, espectro de comprimento de onda emitido pelo aparelho, composição do material restaurador utilizado e a compatibilidade entre o comprimento de onda da luz e o fotoiniciador utilizado. Além disso, o correto uso do aparelho baseado no conhecimento de sua capacidade e limitações é fundamental para alcançar o potencial máximo do equipamento e consequentemente a obtenção de um polímero com propriedades desejáveis para a terapia restauradora. Essas características serão detalhadas e discutidas a seguir.

A irradiância é determinada pela razão entre potência e a área da ponta do LED^{4, 14, 19, 32, 37}, tendo como unidade de medida padrão mW/cm². Essa propriedade é de suma importância, pois tem influência direta na polimerização dos compósitos de resina^{8, 19, 26, 29, 32}. Conforme previamente citado, houve um aumento significativo da irradiância nos LEDs de 2ª e 3ª geração^{29, 34} transformando esses aparelhos na primeira opção para ativação dos compósitos restauradores. Nos aparelhos de segunda geração a irradiância pode alcançar valores em torno de 1.200 mW/cm² e, apesar do seu espectro ser restrito à cor azul, com pico de emissão de 468 nm para ativação da CQ^{17, 28}, seu desempenho tem se mostrado semelhante aos aparelhos de amplo espectro, produzindo valores de dureza similares em diversas situações^{7, 20, 27, 38}. Além disso, a alta irradiância produzida dentro do espectro azul parece favorecer a transmissão de luz dentro do compósito, o que pode gerar valores de dureza superiores aos LEDs de amplo espectro em profundidades superiores a 2 mm^{21, 24, 35}. Dessa forma, os aparelhos de segunda geração continuam sendo uma excelente opção para ativação de compósitos que utilizam altas concentrações de CQ em seu sistema fotoiniciador.

Nos LEDs de terceira geração houve um aumento significativo na potência dos aparelhos, atingindo, em alguns casos, irradiância em torno de 3.000 mW/cm². A razão do aumento da potência foi a possibilidade de fornecer energia suficiente para a ativação da polimerização em menor tempo^{12, 32, 35, 38}, comparado aos aparelhos anteriores. Contudo, essa tentativa de economizar tempo clínico, pode não se refletir em aumento na qualidade da restauração^{7, 24}. Estudos anteriores mostram que a diferença de irradiância dos LEDs com tempos usuais de ativação parecem não ter influência positiva na polimerização^{16, 24, 33}. Quando tempos muito curtos de ativação são empregados, o resultado sobre o GC e consequentemente a dureza não tem se mostrado adequado, mesmo com LEDs de alta irradiância^{1, 13}. Dessa forma, a irradiância próximo a 1000 mW/cm² é capaz

de gerar doses de energia em torno de 20 J/cm² quando ativado por 20 s, resultando em uma polimerização adequada em situações em que a ponta ativadora se encontra próxima ao material a ser polimerizado^{12, 37, 39}. Posto isso, valores muito elevados de irradiância parecem não trazer benefícios ao polímero final, demonstrando que a efetividade da reação de polimerização não está restrita ao aumento da irradiância^{1, 13, 24}, e que o tempo mínimo de 20 s parece ser importante para evitar prejuízo à qualidade da restauração final^{24, 35}. Embora muitas vezes a relação entre a irradiância e o tempo de ativação seja desconhecida por grande parte dos CDs, devido ao fabricante das resinas se referir apenas ao tempo de exposição^{1, 7, 16, 37}, é importante destacar que esse tempo está diretamente relacionado à irradiância da unidade fotoativadora e se o valor de irradiância aplicado for menor que o necessário para gerar a energia necessária para a fotoativação, o tempo de exposição deverá ser aumentado para produzir energia insuficiente para a polimerização do compósito^{24, 33, 39}.

Outra modificação importante dos aparelhos de terceira geração está na capacidade de emitir luz em diferentes comprimentos de onda, além da já tradicional azul^{10, 17, 29}. A vantagem de se obter aparelhos com mais de um pico de emissão é que, por estarem na região violeta, os comprimentos de onda mais baixos sensibilizam os fotoiniciadores alternativos empregados nos compósitos restauradores^{14, 17, 20}. Estes fotoiniciadores têm sido amplamente utilizados na fabricação de compósitos para dentes clareados que, em decorrência do amarelamento promovido pela CQ, buscam reduzir a presença desse fotoiniciador em sua composição^{2, 25, 26, 28, 32, 34}. Porém, o grande problema dos compósitos que contém fotoiniciadores alternativos é que, quando ativados por LEDs de segunda geração a polimerização pode ser reduzida¹⁴. Uma desvantagem dos LEDs de terceira geração é que, apesar da maioria dos fotoiniciadores alternativos ser mais reativos que a CQ, requerendo menor energia do que essa, comprimentos de ondas mais baixos têm menor penetração nos compósitos resinosos, o que pode acarretar menor número de moléculas ativando os iniciadores em camadas mais profundas da resina^{12, 14, 30}, com consequente menor conversão polimérica.

A fotoativação dos compósitos exige compatibilidade entre o espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador e o espectro de absorção de luz do fotoiniciador presente em cada resina. Os LEDs de segunda geração produzem luz dentro da faixa espectral de 440 nm a 480 nm, com um pico de emissão em torno de 470 nm^{14, 32}. Esse pico de emissão coincide com o pico de absorção da CQ, favorecendo a geração de radicais livres que desencadeiam a polimerização melhorando as propriedades dos compósitos que utilizam esse fotoiniciador em grande concentração^{2, 6, 17, 32}. No entanto, o surgimento dos fotoiniciadores alternativos com picos de absorção de comprimentos de onda mais baixos, em torno de 400 nm^{2, 17, 19, 21, 32, 34} prejudicou o desempenho dos LEDs de pico único e, conseqüentemente, a polimerização dos compósitos que contém esses fotoiniciadores^{2, 11, 23}. Isso pode ser observado nos estudos que demonstram os menores valores de dureza desses compósitos ativados por LEDs de segunda geração^{8, 11, 34}.

Diante disso, foram produzidos os LEDs de terceira geração, com faixas de emissão espectrais entre 400-410 nm (violeta) e 440-460 nm (azul)¹⁴ gerando banda espectral mais ampla e atingindo uma gama maior de fotoiniciadores quando comparados aos LEDs de segunda geração^{14, 17}. Isso

promoveu aumento nos valores de dureza em diversos compósitos, como mostrado em estudos prévios^{7, 8, 26}. Para a geração de espectros mais amplos os fabricantes adicionaram diferentes LEDs que emitem luz em comprimentos de ondas diferentes^{2, 26}. Entretanto, o uso de mais de um chip gerou a emissão não homogênea do espectro através da ponta condutora de luz⁸, pois sob o LED violeta, os fotoiniciadores alternativos são mais consumidos, o mesmo ocorrendo com a CQ sob LEDs azuis. Esse efeito afeta a polimerização pois dependendo da luz que chega à resina, uma parte dos fotoiniciadores presentes naquela região não são sensibilizados, gerando variações da dureza em diferentes pontos dentro do corpo do compósito^{8, 14}. Nas regiões onde os chamados hotspots foram criados, áreas de maior irradiância para cada comprimento de onda, os valores de dureza foram maiores principalmente em profundidades superiores a 2 mm^{5, 8, 30}. Quando isso ocorre, os compósitos que possuem CQ apresentam melhor desempenho quando ativados por LEDs de segunda geração^{21, 26}. Assim sendo, como o ideal seria que a fonte de luz de amplo espectro produzisse os diferentes comprimentos de onda de forma homogênea^{8, 12}, é possível que a próxima geração de LEDs tenha como alvo essa evolução, permitindo que todas as porções de uma restauração possam receber todos os comprimentos de onda de luz emitidos com os valores necessários de irradiância para a máxima polimerização possível.

O baixo consumo de energia dos LEDs possibilitou a utilização de baterias como fonte de energia, melhorando a mobilidade do aparelho³⁶ e facilitando seu uso. Entretanto, embora não existam evidências claras da influência do uso de baterias e seus diferentes tipos sobre a eficiência dos aparelhos, ela pode ocorrer de forma indireta. Foi demonstrado que alguns LEDs não conseguem sustentar sua irradiância com a diminuição da carga de bateria³⁶. Considerando que a irradiância mínima para uma ativação adequada deveria ser de 300 mW/cm² ^{2, 11, 18, 19, 39}, isso pode resultar em um problema clínico, visto que a polimerização ideal da resina pode não ser alcançada³⁶, principalmente em maiores profundidades.

Os LEDs de primeira geração ficaram marcados pela necessidade de uma rotina de recarga cuidadosa devido ao “efeito de memória” das baterias níquel cádmio (NiCd) desses aparelhos, o que tornava a vida útil dessas fontes de energia reduzidas^{29, 40}. Graças à evolução das baterias que passaram a utilizar novas ligas, como as de lítio (Li-íon), os LEDs de segunda geração tiveram um aumento no tempo de duração da bateria, podendo funcionar de 3 a 4 dias sem necessitar efetuar recarga²⁹. Por fim, os LEDs de terceira geração foram aprimorados e podem durar de 10 a 15% a mais do que a geração anterior²⁹. Entretanto, o tempo entre as recargas não é o único fator a ser considerado. A capacidade de manter a irradiância necessária para ativação mesmo com a bateria parcialmente carregada é fundamental para uma polimerização adequada e, consequentemente, obtenção de propriedades mecânicas desejáveis³⁶.

Segundo Tongtaksin e Leevailoj (2017)³⁶, em alguns aparelhos a carga influencia na irradiância emitida, pois essa se mantém durante todo o período de funcionamento. Quando a bateria chega em um nível crítico, com reduzida capacidade de geração de energia, o aparelho se desliga⁴¹ impedindo que ativação ocorra com valores de irradiância reduzidos. Porém, ainda de acordo com os mesmos autores³⁶, em outros aparelhos a carga de bateria pode interferir na

irradiância, afetando a intensidade da luz que chega no compósito sem que o CD perceba, podendo afetar o grau de conversão da resina composta. Sendo assim, o ideal é mensurar frequentemente a irradiância fornecida pelo fotoativador utilizado, pois sua emissão de luz influenciará as propriedades do compósito e consequentemente, sua longevidade^{36, 39}.

O sistema fotoiniciador é peça chave para que o compósito atinja a polimerização adequada e obtenha o máximo de suas propriedades mecânicas. Apesar da cor amarela, a CQ continua sendo amplamente utilizada, exibindo valores de dureza superiores aos fotoiniciadores alternativos quando ativada por LEDs de segunda geração^{2, 7, 9, 10, 14, 17, 20, 32} pois esses apresentam o pico de emissão de luz próximo aos 468 nm, que favorece a CQ^{12, 14, 21, 30}. Além disso, quando os tempos de fotoativação são aumentados, níveis satisfatórios de dureza são alcançados mesmo abaixo de 4 mm de profundidade para resinas bulk-fill contendo CQ, devido à maior penetração da luz em comprimentos de onda em torno de 470 nm e irradiância acima de 1000 mW/cm², em comparação aos comprimentos de onda da região violeta (400 nm)^{5, 12, 14}. Dessa forma, é correto afirmar que os LEDs de segunda geração ainda podem ser utilizados, inclusive para resinas bulk-fill¹⁰ desde que a CQ participe do sistema fotoiniciador.

Os fotoiniciadores alternativos à CQ foram introduzidos pela necessidade de se produzir compósitos mais claros, seguindo os padrões estéticos atuais. Esses materiais são mais reativos, o que faz com que menor energia seja necessária para sua ativação^{12, 14}, o que poderia ser interpretado como uma vantagem, pois assim a mesma eficiência poderia ser alcançada em concentrações inferiores às necessárias com a CQ. Entretanto, isso nem sempre ocorre. Enquanto estudos mostram resultados encorajadores^{7, 25-27, 32}, outros mostram resultados de dureza ou grau de conversão semelhantes e até inferiores^{5, 10, 12, 14}. Dois fatores são importantes para entender esse comportamento e a controvérsia nos resultados desses estudos. A primeira razão seria que fotoiniciadores como a fenil-propanodiona (PPD) e óxido de 2,4,6-tri- metilbenzoildifenil fosfina (TPO) possuem pico de absorção na faixa da luz violeta, em torno de 400 nm. Esses comprimentos de onda aparentemente apresentam dificuldade de atingir profundidades a partir de 3 mm, o que impossibilitaria a ativação das moléculas dos iniciadores citados, fazendo com que a polimerização ocorra somente pela ação da CQ^{12, 14}. A segunda razão é a falta de homogeneidade do feixe luz. Os diferentes comprimentos de onda são gerados por LEDs distintos não ocorrendo a sobreposição das luzes^{5, 10, 12, 14} prejudicando a polimerização do compósito entre as áreas de emissão mais intensa, reduzindo o efeito da ação da luz violeta em profundidade, gerando valores de dureza inferior. O desenvolvimento de pontas de transmissão homogeneizadoras vem sendo realizado e apesar de ocorrer uma leve redução da irradiância, essas pontas conseguem compensar parcialmente a heterogeneidade do feixe de luz⁵.

A matriz orgânica dos compósitos é composta por diferentes combinações de monômeros. Dentre os mais utilizados estão: o bisfenol A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), Uretano dimetacrilato (UDMA) e o Trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA). Essas moléculas possuem pesos moleculares distintos, que podem influenciar as propriedades do polímero resultante^{10, 27, 33}. Embora monômeros base como Bis-GMA e UDMA produzam boas propriedades mecânicas, eles necessitam de

diluentes, com baixo peso molecular como o TEGDMA, para possibilitar a mobilidade das cadeias e produzir valores adequados de grau de conversão (GC). O GC revela quantas ligações duplas foram quebradas e transformadas em ligações simples, transformando monômeros em polímero, o que em alguns casos pode ser estimado pelo teste de dureza^{1, 16, 22, 23, 34, 36}.

Outro componente importante dos compósitos resinosos são as partículas de carga. Essas partículas reduzem a contração da polimerização e melhoram as propriedades mecânicas dos compósitos, como a dureza^{1, 6, 10, 17}, que contribui clinicamente para maior resistência da restauração^{1, 6, 15, 22}. Entretanto, devido ao seu grande volume, podem causar o espalhamento da luz durante a fotoativação^{12, 14, 21}. Nesse sentido, o tamanho e tipo das partículas de carga podem influenciar a penetração da luz. Compósitos que possuem interfaces carga-matriz reduzidas, por consequência do volume aumentado da partícula, assim como menor conteúdo de carga e maior translucidez da resina, acabam diminuindo a quantidade de luz espalhada, resultando em maior profundidade de cura. Somado a esses fatores, deve-se atentar ao fato de que quando as partículas têm metade do tamanho do comprimento de onda da luz utilizada para polimerização, instala-se a pior condição para penetração da luz através do compósito, ou seja, resinas com cargas muito pequenas vão apresentar tais dificuldades^{9, 10, 12, 14, 21}.

Considerações finais

Dentro das limitações do estudo e com base nos dados da literatura coletados e discutidos acima, consideramos que:

Características da luz como a irradiância e o espectro de comprimentos de onda emitidos juntamente com o tempo de fotoativação são fatores essenciais para a correta ativação dos compósitos e devem ser observados com atenção pelo CD. Da mesma forma, a composição dos materiais restauradores também é importante e deve sempre ser relacionada ao aparelho fotoiniciador.

CDs que utilizam resinas ativadas somente por CQ podem dar preferência a aparelhos de segunda geração, que emitem apenas luz azul, sem nenhum prejuízo em relação aos LEDs de terceira geração. Esses aparelhos podem inclusive apresentar vantagens quando comparados aqueles com luz azul a violeta combinada dependendo da situação clínica, como por exemplo, restaurações em cavidades profundas com mais de 4 mm. No entanto, se a demanda por trabalhos estéticos for alta e portanto, a utilização de resinas de cores mais brancas como as indicadas para dentes clareados, que usualmente possuem fotoiniciadores alternativos, um aparelho de terceira geração que combine a emissão de luz violeta e azul será o mais indicado.

Entretanto, independente da fonte de luz selecionada, é fundamental que o CD a utilize e conserve corretamente, preferencialmente monitorando seu funcionamento periodicamente, pois a condição do aparelho e seu correto manuseio interferem no seu desempenho, podendo influenciar a dureza dos compósitos restauradores.

Abstract

Objective: Several light sources have been used since the light-curing materials were introduced in dentistry. Light-emitting diodes (LEDs) have become popular as the main option for the polymerization of restorative materials. This literature review aimed to evaluate the influence of second and third generation Light-emitting Diode (LEDs) sources on the hardness of restorative composites. Literature Review: In the PubMed and Google Scholar databases, 239 scientific papers in English were pre-selected between 2010 and 2020 using light-curing, LED light sources, and dental LEDs. After reading, 37 articles were selected to compose the review. Several studies have pointed out significant differences in the hardness of the tested restorative composites, both on the top and base surfaces. However, these differences were more associated with characteristics such as: LED conservation conditions, irradiance, curing time, the emission spectrum of the devices and their compatibility with the photoinitiator used in the composite. Final Considerations: Thus, it can be considered that monitoring the condition of the device and the correct choice of light sources according to the composite to be used is essential to maximize the hardness of the restorative composites, because although third-generation devices are preferably indicated for composites with alternative photoinitiators, devices that emit blue light have advantages when the composite is activated only by Camphorquinone.

Keywords: Dental Clinics, Hardness, Dental Materials, Composite Resins.

Referências

1. Sabatini C. Comparative study of surface microhardness of methacrylate-based composite resins polymerized with light-emitting diodes and halogen. *Eur J Dent.* 2013 Jul; 7(3):327-35.
2. Esmaeili B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2014 Winter; 8(1):40-4.
3. Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, Conti C, Librando V, Procaccini M, et al. Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Front Physiol.* 2016 7:652.
4. Theobaldo JD, Aguiar FHB, Pini NIP, Lima D, Liporoni PCS, Catelan A. Effect of preheating and light-curing unit on physicochemical properties of a bulk fill composite. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2017 9:39-43.
5. Soto-Montero J, Nima G, Rueggeberg FA, Dias C, Giannini M. Influence of Multiple Peak Light-emitting-diode Curing Unit Beam Homogenization Tips on Microhardness of Resin Composites. *Oper Dent.* 2020 May/Jun; 45(3):327-38.
6. Marchan SM, White D, Smith WA, Raman V, Coldero L, Dhuru V. Effect of reduced exposure times on the microhardness of nanocomposites polymerized by QTH and second-generation LED curing lights. *Oper Dent.* 2011 Jan-Feb; 36(1):98-103.
7. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent.* 2012 Jul; 40(7):577-84.

8. Issa Y, Watts DC, Boyd D, Price RB. Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2016 Apr; 32(4):535-50.
9. 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 Mar; 62(1):107-13.
10. Siagian JS, Dennis D, Ikhsan T, Abidin T. Effect of Different LED Light-curing Units on Degree of Conversion and Microhardness of Bulk-fill Composite Resin. *J Contemp Dent Pract.* 2020 Jun 1; 21(6):615-20.
11. Choudhary S, Suprabha B. Effectiveness of light emitting diode and halogen light curing units for curing microhybrid and nanocomposites. *J Conserv Dent.* 2013 May; 16(3):233-7.
12. AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, AlShaafi MM, Price RB. Effect of High Irradiance on Depth of Cure of a Conventional and a Bulk Fill Resin-based Composite. *Oper Dent.* 2015 Nov-Dec; 40(6):662-72.
13. Gonulol N, Ozer S, Tunc ES. Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *Int J Paediatr Dent.* 2016 Sep; 26(5):376-82.
14. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dent Mater.* 2014 Dec; 30(12):1345-57.
15. Comba A, Scotti N, Maravić T, Mazzoni A, Carossa M, Breschi L, et al. Vickers Hardness and Shrinkage Stress Evaluation of Low and High Viscosity Bulk-Fill Resin Composite. *Polymers (Basel).* 2020 Jun 30; 12(7).
16. AlShaafi MM. Effects of Different Temperatures and Storage Time on the Degree of Conversion and Microhardness of Resin-based Composites. *J Contemp Dent Pract.* 2016 Mar 1; 17(3):217-23.
17. Giorgi MC, Aguiar FH, Soares LE, Martin AA, Liporoni PC, Paulillo LA. Does an additional UV LED improve the degree of conversion and Knoop Hardness of light-shade composite resins? *Eur J Dent.* 2012 Oct; 6(4):396-401.
18. Agrawal A, Manwar NU, Hegde SG, Chandak M, Ikhar A, Patel A. Comparative evaluation of surface hardness and depth of cure of silorane and methacrylate-based posterior composite resins: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2015 Mar-Apr; 18(2):136-9.
19. Magalhães Filho TR, Weig KM, Costa MF, Werneck MM, Barthem RB, Costa Neto CA. Effect of LED-LCU light irradiance distribution on mechanical properties of resin based materials. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016 Jun; 63:301-7.
20. Gan JK, Yap AU, Cheong JW, Arista N, Tan C. Bulk-Fill Composites: Effectiveness of Cure With Poly- and Monowave Curing Lights and Modes. *Oper Dent.* 2018 Mar/Apr; 43(2):136-43.
21. Mousavinasab SM, Meyers I. Comparison of Depth of Cure, Hardness and Heat Generation of LED and High Intensity QTH Light Sources. *Eur J Dent.* 2011 Jul; 5(3):299-304.
22. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B. The effect of curing time by conventional quartz tungsten halogens and new light-emitting diodes light curing units on degree of conversion and microhardness of a nanohybrid resin composite. *J Conserv Dent.* 2019 Mar-Apr; 22(2):196-200.
23. Lima AF, de Andrade KM, da Cruz Alves LE, Soares GP, Marchi GM, Aguiar FH, et al. Influence of light source and extended time of curing on microhardness and degree of conversion of different regions of a nanofilled composite resin. *Eur J Dent.* 2012 Apr; 6(2):153-7.
24. Rencz A, Hickel R, Ilie N. Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig.* 2012 Feb; 16(1):173-9.
25. Oliveira DC, Souza-Junior EJ, Dobson A, Correr AR, Brandt WC, Sinhoreti MA. Evaluation of phenyl-propanedione on yellowing and chemical-mechanical properties of experimental dental resin-based materials. *J Appl Oral Sci.* 2016 Nov-Dec; 24(6):555-60.

26. Shimokawa C, Sullivan B, Turbino ML, Soares CJ, Price RB. Influence of Emission Spectrum and Irradiance on Light Curing of Resin-Based Composites. *Oper Dent*. 2017 Sep/Oct; 42(5):537-47.
27. de A Souza MB, Briso AL, de Oliveira-Reis B, Dos Santos PH, Fagundes TC. Influence of Light-curing Units on Surface Microhardness and Color Change of Composite Resins after Challenge. *J Contemp Dent Pract*. 2019 Feb 1; 20(2):204-10.
28. Lee DS, Jeong TS, Kim S, Kim HI, Kwon YH. Effect of dual-peak LED unit on the polymerization of coinitiator-containing composite resins. *Dent Mater J*. 2012 31(4):656-61.
29. Shortall AC, Palin WM, Jacquot B, Pelissier B. Advances in light-curing units: four generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use: Part 2. From present to future. *Dent Update*. 2012 Jan-Feb; 39(1):13-7, 20-2.
30. ALShaffi MM, Haenel T, Sullivan B, Labrie D, Alqahtani MQ, Price RB. Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *J Dent*. 2016 Feb; 45:14-8.
31. Kouros P, Dionysopoulos D, Deligianni A, Strakas D, Sfeikos T, Tolidis K. Evaluation of photopolymerization efficacy and temperature rise of a composite resin using a blue diode laser (445 nm). *Eur J Oral Sci*. 2020 Oct 23.
32. Brandt WC, Tomaselli Lde O, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Can phenyl-propanedione influence Knoop hardness, rate of polymerization and bond strength of resin composite restorations? *J Dent*. 2011 Jun; 39(6):438-47.
33. D'Alpino PH, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RC, Di Hipólito V, Silikas N, et al. Methacrylate- and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dent Mater*. 2011 Nov; 27(11):1162-9.
34. Sim JS, Seol HJ, Park JK, Garcia-Godoy F, Kim HI, Kwon YH. Interaction of LED light with coinitiator-containing composite resins: effect of dual peaks. *J Dent*. 2012 Oct; 40(10):836-42.
35. Ilie N, Bauer H, Draenert M, Hickel R. Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Oper Dent*. 2013 Mar-Apr; 38(2):159-67.
36. Tongtaksin A, Leevailoj C. Battery Charge Affects the Stability of Light Intensity from Light-emitting Diode Light-curing Units. *Oper Dent*. 2017 Sep/Oct; 42(5):497-504.
37. Lee CH, Ferracane J, Lee IB. Effect of pulse width modulation-controlled LED light on the polymerization of dental composites. *Dent Mater*. 2018 Dec; 34(12):1836-45.
38. Par M, Repusic I, Skenderovic H, Milat O, Spajic J, Tarle Z. The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*. 2019 Oct; 23(10):3777-88.
39. Morimoto S, Zanini RA, Meira JB, Agra CM, Calheiros FC, Nagase DY. Influence of physical assessment of different light-curing units on irradiance and composite microhardness top/bottom ratio. *Odontology*. 2016 Sep; 104(3):298-304.
40. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*. 2017 Aug 28; 31(suppl 1):e61.
41. Judy RH, Dunn WJ, Patel AB, Swanson T. Effective single-charge end point of cordless light-emitting diode light-curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Sep; 130(3):378-84.

Endereço para correspondência:

Luciano de Souza Gonçalves
 Av. Roraima, 1000 - Camobi
 CEP 97105-000 – Santa Maria, RS, Brasil
 Telefone: + 55 55 3220 9271
 E-mail: goncalves1976@yahoo.com.br

Recebido em: 30/06/2021. Aceito: 30/07/2021.