

## **Análise comparativa de leds de terceira geração utilizados para fotoativação de resinas compostas nanoparticuladas de diferentes cores**

*Comparative analysis of third generation leds used for photoactivation of nanoparticulated compound resins of different colors*

Amanda de Oliveira Macedo<sup>1</sup>  
Gabriela Monteiro Barbosa<sup>2</sup>  
Paula Mendes Acatauassu Carneiro<sup>3</sup>  
Eliane Bemerguy Alves<sup>4</sup>  
Miriam Lacalle Turbino<sup>5</sup>  
Jesuína Lamartine Nogueira Araujo<sup>4</sup>

### **RESUMO**

Diferentes fontes de fotoativação podem exercer influência nas propriedades das resinas compostas. Este estudo avaliou a nanodureza (ND), o módulo de elasticidade (ME) e grau de conversão monomérica (GC) de duas cores (A2 e WE) da resina composta nanoparticulada Z350XT (3M/ESPE) polimerizadas por duas unidades fotoativadoras (Bluephase, Ivoclar/Vivadent e VALO, Ultradent). Foram confeccionados 24 corpos de prova (CP) com matriz circular bipartida de polipropileno envolta por um anel de alumínio (5 mm x 2 mm). Os CP foram fotoativados com uma intensidade de luz de 1.200 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos e armazenados em estufa a 37° C, por 24 horas. Os ensaios de ND e ME foram realizados no nanodurômetro DUH211S Shimadzu, com força de 10 mN e tempo de espera de 0s e o ensaio de GC foi realizado no IR Prestige21 FTIR Shimadzu, considerando 20 varreduras, 2 cm<sup>-1</sup> de resolução e comprimento de onda de 4000 a 400. Os dados foram analisados por ANOVA e Kruskal-Wallis ( $\alpha=0,05$ ). O grupo WV apresentou nanodureza superior, com diferença estatisticamente significativa ( $p=0,0284$ ). Os valores de ME não apresentaram resultados estatisticamente significantes tanto na comparação do efeito da cor ( $p=0,0975$  e  $0,0777$ ) quanto na da fonte ativadora ( $p=0,2189$  e  $0,1814$ ). Os resultados do GC mostraram-se muito semelhantes quando relacionados às duas variáveis. A polimerização com a unidade fotoativadora VALO determinou melhorias na nanodureza na resina para dentes clareados, não sendo o mesmo observado em relação ao grau de conversão monomérica e ao módulo de elasticidade.

**Palavras-chave:** Resinas compostas. Polimerização. Dureza.

### **ABSTRACT**

Properties of composite resins compared to activation sources that emit double wavelengths. This study evaluated the nanohardness (ND), the modulus of elasticity (ME) and degree of monomeric conversion (GC) of two colors (A2 and WE) of the nanoparticulate composite resin Z350XT (3M/ESPE) polymerized by two photoactivating units (Bluephase, Ivoclar/Vivadent and VALO, Ultradent). 24 specimens (CP) were made with a split polypropylene circular matrix surrounded by an aluminum ring (5 mm x 2 mm). The PCs were photoactivated with a light intensity of 1,200 mW / cm<sup>2</sup> for 30 seconds and stored in an oven at 37° C, for 24 hours. The ND and ME tests were performed on the DUH211S nanodurorometer Shimadzu, with a force of 10 mN and a waiting time of 0 s and the GC test was performed on the IR Prestige21 FTIR Shimadzu, considering 20 scans, 2 cm<sup>-1</sup> resolution and wavelength from 4000 to 400. The data were analyzed by ANOVA and Kruskal-Wallis ( $\alpha = 0.05$ ). The WV group showed superior nanohardness, with a statistically significant difference ( $p=0.0284$ ). The ME values did not show statistically significant results both when comparing the color effect ( $p=0.0975$  and  $0.0777$ ) and that of the activating source ( $p=0.2189$  and  $0.1814$ ). The results of the CG showed to be very similar when related to the two variables. Polymerization with the VALO photoactivator unit led to improvements in the nanohardness in the light-colored resin, not being the same observed in relation to the degree of monomeric conversion and the elasticity module.

**Keywords:** Composite resins. Polymerization. Hardness.

<sup>1</sup> Graduação em Odontologia pela Universidade Federal do Pará

<sup>2</sup> Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Pará.

<sup>3</sup> Doutora em Dentística pelo Programa de Pós-Graduação em Dentística da Faculdade de Odontologia de São Paulo.

<sup>4</sup> Professor (a) Doutor (a), Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Pará.

<sup>5</sup> Professor (a) Doutor (a), Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

## INTRODUÇÃO

As resinas compostas têm evoluído significativamente desde que foram introduzidas pela primeira vez na odontologia, há mais de 50 anos. Os primeiros materiais, chamados de resinas macroparticuladas, apresentavam grande quantidade de partículas de quartzo, com variação de tamanho entre 0,1 a 6,0  $\mu\text{m}$  o que resultava em uma superfície rugosa e de difícil polimento. Houve então uma considerável redução do tamanho das partículas, criando-se as resinas microparticuladas que apresentam partículas de sílica com tamanho entre 0,01 e 0,05  $\mu\text{m}$ , o que melhorou consideravelmente o polimento e a estética. A resina microhíbrida foi criada a partir de uma combinação de micropartículas e macropartículas e tem como vantagem uma melhor resistência, e como desvantagem, a difícil manutenção de um bom padrão de polimento. As resinas nanoparticuladas, com partículas de sílica de 2 a 20  $\text{nm}$  e nanoaglomerados de zircônia-sílica de 0,6 a 1,4  $\mu\text{m}$ , foram introduzidas no mercado odontológico com o objetivo de atender à crescente demanda por um material restaurador universal, que pudesse ser usado tanto para regiões estéticas quanto para regiões que necessitam de resistência mecânica.<sup>1,2</sup>

Na década de 70, as resinas passaram a ser polimerizadas por fontes de luz, o que trouxe um benefício importantíssimo para a odontologia, por fornecer ao profissional o controle do tempo de trabalho. A princípio essa fotoativação era realizada por luz ultravioleta, porém, esse sistema entrou em desuso pelos efeitos nocivos da radiação desse comprimento de onda, e foi substituído por fontes de luz visível como lâmpadas de quartzo halógeno de tungstênio (QHT), laser de argônio, lâmpadas de arco de plasma de xenônio e diodos emissores de luz (LED).<sup>1,3</sup>

O equipamento à base de LED azul, hoje conhecido como *monowave*, produz energia luminosa em uma faixa estreita de comprimento de onda entre 425 e 475 nm, coincidente com o de absorção da canforoquinona, fotoiniciador presente em todas as resinas compostas e que tem pico de absorção máximo de 465 nm. No entanto, em alguns materiais restauradores encontram-se associados à canforoquinona, outros fotoiniciadores que necessitam de um comprimento de onda mais baixo

para serem ativados, como por exemplo, o Lucerin TPO e o PPD, que são ótimas opções para as resinas com cores mais claras, já que a canforoquinona apresenta uma coloração mais amarelada.<sup>3</sup> Esses fotoiniciadores possuem pico de absorção de luz em torno de 400 nm.

A fim de permitir a melhor polimerização de materiais restauradores, que utilizam fotoiniciadores alternativos, os fabricantes recorreram a um conjunto de *chips* que emitem mais do que um comprimento de onda. Essa capacidade de gerar múltiplos comprimentos de onda de uma única fonte de luz levou à criação da terceira geração de LEDs, conhecidos como LEDs *poliwaves*, pois além da luz azul emitem luz violeta. Esses por sua vez podem ter características distintas entre si, como a presença ou não de fibra óptica, diâmetro da ponteira de emissão de luz, direção do feixe luminoso, se paralelo ou perpendicular ao longo eixo do equipamento e maior ou menor homogeneidade na distribuição da luz.<sup>4</sup> Essas fontes de luz são eficazes no fornecimento de irradiância, em comprimentos de onda variando de 385 a 480 nm e são capazes de polimerizar qualquer tipo de material restaurador dentário.<sup>5,6</sup>

A polimerização é determinada pelo número de monômeros que se convertem em polímeros<sup>3,7</sup>, onde a fonte de luz deve atuar em todos os fotoiniciadores presentes, proporcionando a obtenção de propriedades físicas e mecânicas ideais para os materiais restauradores. A polimerização pode ser indiretamente avaliada através dos testes de dureza, módulo de elasticidade e grau de conversão monomérica.

Este trabalho *in vitro* teve como objetivo analisar a resina composta nanoparticulada Z350XT, nas cores A2 e WE, polimerizadas por diferentes unidades de fotoativação com duplo comprimento de onda, através dos seguintes métodos avaliativos: nanodureza, módulo de elasticidade e o grau de conversão monomérica. As hipóteses nulas testadas foram:

1. Não haverá diferença na nanodureza em relação à cor e fonte ativadora.
2. Não haverá diferença no módulo de elasticidade em relação à cor e fonte ativadora.
3. Não haverá diferença no grau de conversão monomérica em relação à cor e fonte ativador.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados 24 corpos-de-prova com a resina composta nanoparticulada Z350XT (3M-ESPE, St. Paul, MN, USA), sendo 12 de cada cor (A2 e WE). Cada cor de resina composta foi distribuída em dois grupos principais de acordo com a unidade de fotoativação, os Grupos AB e WB utilizaram o Bluephase (B) (Ivoclar/Vivadent, Schaan/Liechtenstein, GER) e os Grupos AV e WV utilizaram o VALO (V) (Ultradent, South Jordan, UT, USA), conforme exposto na Tabela 1. Ambos os LEDs *poliwaves* emitem luz em comprimento de onda compreendido entre 380-515 nm e 395-480 nm respectivamente. Para a confecção dos corpos de prova foram utilizadas matrizes de polipropileno pretas bipartidas com 2 mm de espessura e 5 mm de diâmetro, envoltas por um anel fixo de alumínio. As matrizes foram limpas e sustentadas por uma placa de vidro apoiada sobre uma cartolina preta para evitar reflexão de luz durante a fotoativação. Uma tira de poliéster foi colocada sob a matriz para evitar que a resina composta ficasse aderida à placa de vidro. A resina composta foi inserida na matriz em porção única, com espátula antiaderente de Thompson nº12 (Cosmedent, Chicago, IL, USA). Sobre a matriz já preenchida foi colocada uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro, sobre a qual foi realizada pressão digital por 10 segundos visando a melhor acomodação da resina composta e a melhor lisura da região. Antes da fotoativação removeu-se a lamínula de vidro deixando apenas a matriz de poliéster.

A ponta do fotoativador foi posicionada perpendicular e em contato com o corpo de prova recobrimdo toda superfície desse. A fotopolimerização foi efetivada por 30 segundos com irradiância de 1200 mw/cm<sup>2</sup>.

Após a conclusão da etapa de fotoativação, mas antes de serem removidos da matriz bipartida, os corpos de prova foram marcados com uma caneta hidrográfica na superfície irradiada do topo da amostra, para diferenciá-la da base. Finalizada a fotoativação, os corpos de prova

foram armazenados a seco em estufa a 37° C em ambiente isento de luz por 24 horas.

**Tabela 1.** Distribuição dos grupos para os testes de nanodureza (ND), módulo de elasticidade (ME) e grau de conversão (GC) de acordo com a fonte B (Bluephase) e V (VALO) e com a cor da resina (A2 e WE).

COR	GRUPO (cor/fonte)	TESTE
A2	AB	ND + ME/n=5; GC/n=1
WE	WB	ND + ME/n=5; GC/n=1
A2	AV	ND + ME/n=5; GC/n=1
WE	WV	ND + ME/n=5; GC/n=1

Fonte: Autores da pesquisa, 2020.

### *Teste de Ultramicrodureza e Módulo de Elasticidade*

Depois de retirados da estufa, os corpos de prova foram levados para inclusão em resina acrílica. Cada grupo foi separado e alocado em um recipiente de plástico com o lado não irradiado voltado para a fita dupla face, para assegurar que as amostras não ficassem imersas na resina acrílica. Os corpos de prova receberam acabamento e polimento na Politriz EcoMet/Automet 2000 (Buehler, Lake Buff, IL, USA), sob ação de lixas de granulação decrescente: 400, 600, 1200, 2400 e 4000 sob refrigeração, seguidas de polimento com disco de feltro e pasta (Diamond Paste, Buehler®) de 6 e 3 µm, sem refrigeração. Posteriormente ao polimento, os corpos de prova foram levados à lavadora ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner Kondortech, São Carlos, SP, BR) pelo tempo de 3 minutos para remoção de todas as impurezas.

Os corpos de prova foram posicionados em uma máquina de teste de nanodureza (DUH-211S Shimadzu, Tokyo, JPN). As condições de aferição de cada amostra foram de 5 endentações em cada face, distribuídas em “X” ao longo da superfície, com uma distância de 20 µm entre si. A taxa de aplicação de força foi de 10 mN (1 g) com tempo de espera (hold time) de 0 segundo.

### *Teste de Grau de Conversão Monomérica*

Para a mensuração do grau de conversão monomérica (FTIR-Fourier Transform Infrared Spectroscopy) foi utilizado o equipamento IR Prestige21

FTIR (Shimadzu, Kyoto, JPN). Primeiramente foi confeccionada no pastilhador uma película de brometo de potássio (KBr) com o objetivo de retirar as interferências do pó de KBr na mistura.

Foi utilizado um corpo de prova de cada grupo. Para cada um foi confeccionada uma pastilha, resultante da mistura de cerca de 0,01 g de compósito polimerizado na forma de um pó fino com 0,1 g de pó de KBr seco, ambos medidos em uma balança analítica (Modelo AY220, Shimadzu®). Para a análise foram consideradas 20 varreduras, 2 cm<sup>-1</sup> de resolução e comprimento de onda de 4000 a 400 cm<sup>-1</sup>. O grau de conversão dos compósitos foi determinado com base no percentual de duplas ligações de carbono que foram consumidas após a fotoativação.

Para o cálculo foram consideradas as linhas de base entre 1800 e 1500 cm<sup>-1</sup>. O espectro obtido inicialmente no modo de transmitância foi convertido para absorvância e o cálculo realizado medindo-se a altura da absorção no máximo dos picos a 1610 e 1637 cm<sup>-1</sup>. O cálculo do grau de conversão foi baseado na proporção entre os valores das absorvâncias a 1637 cm<sup>-1</sup>, representando a absorção da ligação dupla de carbono alifático e a 1610 cm<sup>-1</sup>, correspondente à absorção da ligação dupla de carbono aromático que permanece constante durante a reação de polimerização.

## RESULTADOS

Os resultados foram tabulados no software Microsoft Excel (Microsoft Windows) e analisados estatisticamente através do software BioEstat 5.0 (Sociedade Civil Mamiará, Brasil).

Procedeu-se com a comparação das médias através dos testes Análise de Variância (ANOVA) e Kruskal-Wallis, devido à anormalidade dos dados verificada através do teste Shapiro-Wilk. Considerou-se o nível de significância  $\alpha = 5\%$ .

Os resultados de nanodureza mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as fontes ativadoras ( $p=0.7083$  e  $0.3635$ ), porém registrou valores superiores para a resina cor WE ( $88.92 \pm 7.04$ ) e

para a resina cor A2 ( $79.85 \pm 5.85$ ) quando fotoativadas pelo VALO (Tabela 2).

Os valores do módulo de elasticidade tanto na comparação do efeito da cor ( $p=0.0975$  e  $0.0777$ ) quanto do efeito da fonte ativadora ( $p=0.2189$  e  $0.1814$ ) não apresentaram resultados estatisticamente significantes. Mostrando que a alternância dessas duas variáveis não influenciou na qualidade de cura da resina composta avaliada.

Os resultados do grau de conversão mostraram-se muito semelhantes quando relacionados às duas variáveis, fonte ativadora e cor da resina composta, apresentando resultados com a fonte ativadora Bluephase de 98,96% (A2) e 99,03% (WE), enquanto para a fonte VALO, 98,94% e 98,99%, respectivamente.

**Tabela 2.** Comparação do efeito da cor da resina composta através da média, desvio-padrão e intervalo de confiança 95% da nanodureza dos espécimes de acordo com os grupos estudados.

Grupos	$\bar{X}$ ( $\pm$ DP)	IC – 95%	p
AB	75.77 ( $\pm$ 9.60)	56.57 – 94.97	0.0975
WB	84.67 ( $\pm$ 6.00)	72.67 – 96.67	
AV	79.85 ( $\pm$ 5.85)	68.15 – 91.55	0.0284
WV	88.92 ( $\pm$ 7.04)	77.84 – 103.00	

Fonte: Autores da pesquisa, 2020.

## DISCUSSÃO

A busca por compósitos odontológicos inovadores e de qualidade superior tem assumido um lugar significativo nas pesquisas de materiais dentários. As principais preocupações na utilização desses são relativas à influência da fotopolimerização no seu desempenho.<sup>8</sup> Atualmente, são produzidas resinas compostas com mais de um fotoiniciador, entretanto alguns não conseguem atingir um bom grau de polimerização através dos LEDs *monowaves* ou azuis, os quais apresentam emissão de luz em um comprimento

de onda incompatível com o pico de absorção de alguns fotoiniciadores. Assim, surgiram os LEDs *poliwaves* que apresentam emissão de luz violeta e azul, com comprimento de onda duplo, atingindo os picos de absorção tanto da canforoquinona quanto de fotoiniciadores alternativos que se encontram em um espectro de absorção de luz mais baixo. Nos LEDs *poliwaves*, a luz violeta é a responsável pela emissão de luz com comprimento de onda mais baixo e a luz azul pelo mais alto, porém o menor comprimento de onda não penetra tanto na resina composta quanto o comprimento de onda mais alto, o que pode acarretar dificuldade de polimerização com essas fontes de luz, em espessuras maiores do material restaurador.<sup>9,10</sup>

A fotoativação inadequada pode causar degradação marginal, fraturas, manchamento e baixa longevidade da restauração. Diante disso, resinas compostas que possuem na sua composição diversos fotoiniciadores terão necessidade de diferentes níveis de luz para que haja a cura adequada, porém, na maioria das vezes, os fabricantes não revelam o tipo e a quantidade de fotoiniciadores presentes nos seus materiais,<sup>11,12,13,14</sup> justificando-se a necessidade do estudo do equipamento de fotoativação ideal para a cura completa das resinas atuais.

A avaliação das propriedades mecânicas dos materiais restauradores é essencial para verificar suas propriedades e possível desempenho clínico. Propriedades como dureza e módulo de elasticidade tem correlação com o grau de conversão monomérica, e esse é determinado pela porcentagem de duplas ligações de carbono que foram transformadas em ligações simples. Essas características podem ser analisadas indiretamente por meio dos testes de nanodureza (ND), módulo de elasticidade (ME) e grau de conversão monomérica (GC).<sup>15,16,17</sup>

Mencin et al.<sup>18</sup> realizaram um estudo comparando os resultados da nanodureza com os de micro e macrodureza e observaram que os valores se correlacionavam de forma confiável. Além disso, concluíram que os teste de nanoendentação podem ser utilizados também para determinar o módulo de elasticidade, portanto, o uso do teste de nanodureza

suprimiu o uso do teste de microdureza, sendo dessa forma como este estudo foi conduzido.

Nos testes de nanodureza, diferente dos testes de microdureza não há necessidade de visualização da endentação deixada após o teste.<sup>19,20</sup> A força aplicada é monitorada em tempo real, e assim são adquiridas informações sobre as propriedades plásticas e elásticas do material.<sup>21</sup> A ND e o ME são testes mecânicos de força e deslocamento, obtidos com a ponta do penetrador. O resultado analisado é a curva de carga-deslocamento. As diferentes propriedades dos materiais restauradores interferem na forma da curva.<sup>21</sup> Para que não tenham alterações nos testes, as amostras preparadas necessitam ser planas, polidas e posicionadas perpendicularmente à direção da força do teste.<sup>22</sup> Nesse sentido, todos os cuidados foram adotados neste estudo para um bom polimento das amostras como recomendado por Juchem et al.<sup>11</sup>, Peskersoy<sup>23</sup> e El-Safy et al.<sup>15</sup>

Neste trabalho, para o teste de nanoendentação foi utilizada força máxima de 10 mN, força utilizada também no trabalho de El-Safy et al.<sup>15</sup> e de Willems et al.<sup>24</sup> Como resultado das médias das variáveis da cor, sob a mesma fonte ativadora, verificou-se diferença estatisticamente significativa nos valores de nanodureza apenas nas resinas fotoativadas com o VALO, sendo o valor da cor WE ( $88.92 \pm 7.04$ ) maior quando comparado com a cor A2 ( $79.85 \pm 5.85$ ), rejeitando a primeira hipótese nula.

O módulo de elasticidade descreve a rigidez relativa de um material. Nas regiões posteriores, materiais com baixo módulo podem deformar sob forças mastigatórias, o que pode causar falha na restauração. Para resistir a essa tensão é necessário um alto módulo de elasticidade dos materiais restauradores. O valor ideal para que haja uma resistência adequada seria um módulo comparável ao da dentina, pois essa é capaz de suportar uma alta deformação plástica sob cargas compressivas antes de fraturar.<sup>15,25</sup> O comportamento elástico do material pode se alterar conforme a sua composição, porcentagem ou tipo de carga, tipo de técnica utilizada na fotoativação do material, e tempo de permanência da endentação.<sup>11,26</sup> Neste estudo não houve diferença entre os resultados do módulo de elasticidade nas resinas compostas testadas



com relação às cores e fontes ativadoras utilizadas, aceitando a segunda hipótese nula.

O grau de conversão é definido pela porcentagem de duplas ligações de carbono que reagem, afetando muitas propriedades, incluindo propriedades mecânicas, solubilidade, estabilidade dimensional, mudança de cor e biocompatibilidade da resina composta.<sup>27</sup> Schneider et al.<sup>28</sup> analisaram o GC de três resinas compostas experimentais que apresentavam diferentes concentrações de canforoquinona e um fotoiniciador alternativo (PPD), todas fotoativadas com luz halógena, e concluíram que a resina com maior quantidade de canforoquinona obteve a maior taxa de polimerização. No presente estudo foi analisado o GC de duas cores da resina composta nanoparticulada com diferentes concentrações de canforoquinona, fotoativadas com dois equipamentos de duplo comprimento de onda. A mudança da fonte ativadora e da concentração do fotoiniciador não influenciou significativamente no GC, aceitando a terceira hipótese nula.

De acordo com Rueggeberg et al.<sup>4</sup> a inclusão da luz violeta nos LEDs de terceira geração possibilita a polimerização de todos os tipos de fotoiniciadores. Contudo, a emissão da luz azul no LED *poliwave* é reduzida comparada com as unidades LED *monowave*, o que significa menor potencial para ativação da canforoquinona. Porém, nas resinas que utilizam o Lucerin (TPO) ou Ivocerin em conjunto com a canforoquinona, uma adequada fotopolimerização é possível, mesmo com menor emissão de luz azul. A resina utilizada neste estudo Z350XT (3M-ESPE) utiliza como fotoiniciador a canforoquinona, sendo a cor mais clara (WE) constituída de menor quantidade de pigmentos, o que facilita a penetração da luz. Por esse motivo, provavelmente, mesmo com a redução na emissão de luz azul na unidade fotoativadora *poliwave*, essa penetrou com maior facilidade que na cor A2, o que resultou em maior nanodureza do material. De forma geral, as resinas deste estudo, polimerizadas com LED *poliwave*, não obtiveram redução nas suas propriedades físicas e mecânicas.

Quanto à forma do equipamento observa-se que a unidade Bluephase utiliza o formato de arma, com presença de fibra óptica como guia para transmitir os

fótons ativados até à área alvo. Nesse caso, os LEDs localizam-se na área distal da unidade cone, e a luz é direcionada paralelamente ao longo eixo da unidade de fotoativação em direção ao término proximal da fibra óptica, que por sua vez ainda sofre curvatura. Já o VALO utiliza o conjunto de LEDs diretamente na extremidade distal da unidade, emitindo luz de forma perpendicular ao longo eixo da unidade, o que facilita a acomodação no corpo de prova ou estrutura dentária e permite iluminação mais direta e máxima transferência de energia para a restauração, o que provavelmente favoreceu os resultados de nanodureza do VALO com as resinas estudadas neste trabalho.

Outro fator muito importante é a uniformidade de irradiância advinda da região projetada da luz para a superfície alvo. Se esse parâmetro não for homogêneo, pode contribuir para a presença de resina sub polimerizada não apenas na superfície irradiada, mas também na região de maior profundidade da restauração. A unidade VALO parece apresentar maior uniformidade de distribuição de luz do que o Bluephase, provavelmente devido à presença de fibra óptica neste último, que torna a saída de luz não convergente como acontece com o VALO, o que pode ter contribuído para os resultados superiores do VALO neste estudo, assim como em outros.<sup>29,30</sup>

Considerando os resultados obtidos neste estudo há de ser observado pelo operador o tipo de unidade fotoativadora, assim como suas características e forma física e a composição das resinas compostas a serem utilizadas, como forma de alcançar longevidade clínica das restaurações. Por outro lado, os fabricantes dos produtos odontológicos deveriam fornecer informações qualitativas e quantitativas quanto ao fotoiniciador presente em cada material restaurador fotopolimerizável.

## CONCLUSÃO

Propriedades como grau de conversão e módulo de elasticidade não sofrem influência da unidade fotoativadora, independentemente da cor da resina

composta utilizada. Porém, no que se refere à nanodureza, o fotopolimerizador VALO determinou melhores resultados na resina de cor mais clara. Logo, o conhecimento acerca das características obtidas pela interação das resinas compostas com as unidades de luz se mostra relevante para garantir um melhor desempenho clínico das restaurações.

## REFERÊNCIAS

1. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater.* 2011; 27(1):29-38.
2. Jandt KD, Sigusch BW. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater.* 2009, 25(8):1001-6.
3. Rueggeberg FA. State of the art: dental photocuring - a review. *Dent Mater.* 2011; 27(1): 39-52.
4. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017; 31.
5. Gan JK, Yap AU, Cheong JW, Arista N, Tan CBK. Bulk-fill composites: effectiveness of cure with poly-and monowave curing lights and modes. *Oper Dent.* 2018; 43(2):136-43.
6. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133:335-41
7. Tauböck TT, Jäger F, Attin T. Polymerization shrinkage and shrinkage force kinetics of high-and low-viscosity dimethacrylate-and ormocer-based bulk-fill resin composites. *Odontology*, 2019; 107(1):103-10.
8. Frauscher KE, Ilie N. Depth of cure and mechanical properties of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clin Oral Invest.* 2012; 16(5):1425-34.
9. Harlow JE, Rueggeberg FA, Labrie D, Sullivan B, Price RB. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites. *J Dent.* 2016; 53:44-50.
10. 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; 42:537-47.
11. Juchem CO, Leitune VCB, Collares FM, Samuel SM. Effect of light sources on nanohardness, elastic modulus and water sorption of a composite resin. *Polimeros.* 2011; 21(2):103-6.
12. Labban N, Iskandar M, Platt JA, Andres CJ, Levon JA, Hovijitra S, et al. The influence of delayed light curing on the degree of conversion and polymerization contraction stress in dual-cured resin luting agents. *J Adhes Scie Tech.* 2018; 32(5):516-26.
13. Pelissier B, Jacquot B. Three Generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: From Past to Present. *Dent Update* 2011; 38:660-70
14. Price RB. The dental curing lights. In: Dental composite materials for direct restorations. *Springer, Cham*, 2018; 43-62.
15. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin composites. *Dent Mater.* 2012; 28(12):1292-300.
16. Ribeiro BCI, Boaventura JMC, Brito-Gonçalves JD, Rastelli ANDS, Bagnato VS, Saad JRC. Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *J Appl Oral Sci.* 2012; 20(2):212-17.
17. Alsayed, Ehab Z. et al. Effects of coating materials on nanoindentation hardness of enamel and adjacent areas. *Dent Mater.* 2016; 32(6):807-16.
18. Mencin P, Van Tyne CJ, Levy BS. A Method for measuring the hardness of the surface layer on hot forging dies using a nanoindenter. *J Mater Eng Perf.* 2009; 18(8): 1067-72.
19. Brandt WC, Tomaselli LO, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Can phenyl-propanedione influence Knoop hardness, rate of polymerization and bond strength of resin composite restorations? *J Dent.* 2011; 39(6):438-47.
20. Jeong TS, Kang HS, Kim SK, Kim S, Kim HI, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J.* 2009; 28(4):38-45.
21. Schuh CA. Nanoindentation studies of materials. *J Mater Res.* 2006; 9(5):32-40.
22. Lucca DA, Herrmann K, Klopstein MJ. Nanoindentation: measuring methods and application. *CIRP Annals.* 2010; 59(2):803-19
23. Peskersoy C, Culha O. Comparative evaluation of mechanical properties of dental nanomaterials. *J Nanomater.* 2017
24. Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res.* 1993; 27(6):747-55.
25. Watts DC. Elastic moduli and viscoelastic relaxation. *J Dent.* 1994; 22:154-8
26. Benetti AR, Peutzfeldt A, Lussi A. Resin composites: modulus of elasticity and marginal quality. *J Dent.* 2014; 42(9):1185-92.
27. Aguiar FHB, Georgetto MH, Soares GP, Catelan A, Dos Santos PH. Effect of different light-curing modes on degree of conversion, staining susceptibility and stain's retention using different beverages in a nanofilled composite resin. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23(2):106-14.
28. Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate

- of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater.* 2008; 24(9):1169-77.
29. Michaud PL, Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA Sullivan B. Localized irradiance distribution found in dental light curing units. *J Dent.* 2014; 42(2):129-39.
30. 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; 30(12):1345-57.