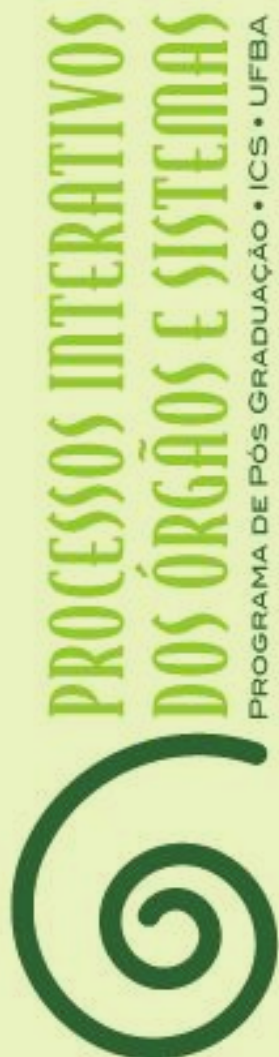


# UFBA

Universidade Federal da Bahia  
Instituto de Ciências da Saúde

**MARIANA MENEZES VAZ FERNANDES**

**INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DE APARELHOS  
FOTOPOLIMERIZADORES SOBRE A  
MICRODUREZA DE UMA RESINA COMPOSTA  
COM DIFERENTES OPACIDADES**



**Salvador  
2021**

**MARIANA MENEZES VAZ FERNANDES**

**INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DE APARELHOS  
FOTOPOLIMERIZADORES SOBRE A MICRODUREZA DE UMA  
RESINA COMPOSTA COM DIFERENTES OPACIDADES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas.  
Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Paula Mathias

Salvador  
2021

Ficha catalográfica: Keite Birne de Lira CRB-5/1953

Fernandes, Mariana Menezes Vaz

Influência da angulação de aparelhos fotopolimerizadores sobre a microdureza de uma resina composta com diferentes opacidades./ [Manuscrito]. Mariana Menezes Vaz Fernandes. Salvador, 2021. 40f. : il.

Orientadora: Profa. Dra. Paula Mathias.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Salvador, 2021.

1. Polimerização. 2. Propriedade de Superfície. 3. Saúde Bucal. 4. Restauração Dentária Permanente. I. Mathias, Paula. II. Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciência da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas. III. Título

CDD – 617.6 21. ed.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

DocuSign Envelope ID: 2A182334-2FAD-4970-BE13-5BECE8D51011



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
Instituto de Ciências da Saúde



## TERMO DE APROVAÇÃO DA DEFESA PÚBLICA DE DISSERTAÇÃO

MARIANA MENEZES VAZ DE QUEIROZ

### INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DE APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES SOBRE A MICRODUREZA DE UMA RESINA COMPOSTA COM DIFERENTES OPACIDADES

Salvador, Bahia, 28 de janeiro de 2021.

COMISSÃO EXAMINADORA:

DocuSigned by:  
*Paula*

764C18C7FAE347E

PROFA DRA PAULA MATHIAS DE MORAIS CANEDO (Examinadora Interna)

DocuSigned by:

*Andrea Araújo de Nóbrega Cavalcanti*

D041583D62DD4E9

PROFA DRA ANDREA ARAÚJO DE NÓBREGA CAVALCANTI (Examinadora Interna)

DocuSigned by:

*Felip*

29011A56B76144D7

PROFA DRA JULIANA FELIPPI DE AZEVEDO BANDEIRA (Examinadora Externa)

## **DEDICATÓRIA**

A Deus, por me dar força e permitir esta conquista.

A meus pais (Álvaro Vaz e Graça Menezes), por sempre acreditarem em mim, estarem sempre presentes e aos quais devo tudo o que tenho. Eles me apoiaram em tudo, sem medir esforços.

A meu esposo (Lucas Fernandes), pelo apoio, carinho, e companheirismo durante toda minha trajetória.

A minhas irmãs (Rebeca Vaz e Ana Paula Vaz), pelo apoio e incentivo para vencer mais esta etapa.

A minha avó Arlinda, por todo o cuidado, amor e palavras de carinho.

## **AGRADECIMENTOS**

A minha orientadora, Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Paula Mathias, pelos ensinamentos passados, pela amizade, pela compreensão e pela brilhante orientação.

À Prof.<sup>a</sup> Dra.<sup>a</sup> Andrea Nóbrega Cavalcanti, que tem me acompanhado por longo tempo, por toda instrução, todo cuidado e incentivo.

A todos os Professores e funcionários do Laboratório de Dentística I (FOUFBA) e Pré-clínico I (BAHIANA), pelo auxílio na condução dos experimentos.

Ao Instituto de Ciências da Saúde (UFBA) e à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e a todos os colegas professores.

À FGM, pelo apoio com doação de materiais.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para o meu êxito profissional.

*“A pessoa sábia está sempre ansiosa e pronta para aprender”.*

(Provérbios 18:15)

FERNANDES, M. M. V. **Influência da angulação de aparelhos fotopolimerizadores sobre a microdureza de uma resina composta com diferentes opacidades.** 2021. Orientadora: Paula Mathias. 40f. il. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2021.

## RESUMO

**Introdução** – O desempenho clínico e as propriedades físicas dos materiais resinosos fotopolimerizados são fortemente influenciados pelo grau de conversão dos monômeros em polímeros. Essa conversão depende não só da luz visível emitida pelo aparelho fotopolimerizador e do sistema fotoiniciador presente na resina composta, como também da quantidade de energia luminosa disponibilizada para a resina composta. **Objetivo** – Verificar a influência da inclinação da ponta de dois aparelhos fotopolimerizadores sobre a microdureza de base e topo de uma resina composta, com dois diferentes graus de opacidade. **Material e métodos** – Cento e vinte corpos de prova cilíndricos (6mm diâmetroX1,5mm altura) foram confeccionados e divididos em doze grupos experimentais (n=10), de acordo com a opacidade da resina composta (Vittra APS – FGM/ cor A1): Esmalte (E) e Dentina (D), com três angulações da ponta do aparelho fotopolimerizador (0°, 20° e 45°) e com os dois fotopolimerizadores testados (Valo, Ultradent – LED de terceira geração e ampla faixa espectral – e Radii-cal, SDI – LED de segunda geração e baixa faixa espectral). Os corpos de prova foram fotoativados conforme recomendação do fabricante: Esmalte (E) 20 segundos e Dentina (D) 40 segundos. Nas superfícies de topo e base do corpo de prova, foram registrados média de dureza Knoop, a partir de três endentações realizadas no centro de cada superfície, com carga de 245,2 mN (HV 0.025), aplicada por 15 segundos. Os dados foram analisados pelo ANOVA (3 fatores), teste Tukey, para comparações múltiplas e teste t-student, para dados pareados das microdurezas de base e topo, com nível de significância de 5%. **Resultados** – Como não foi verificada interação significativa entre os três fatores estudados, os fatores principais foram analisados separadamente, para as duas superfícies testadas (topo e base). O Valo resultou em valores superiores aos obtidos pelo Radii-cal, independentemente da opacidade da resina composta e da angulação testada. Na superfície de topo, a resina de dentina apresentou maior dureza, quando comparada à resina de esmalte. Em relação à angulação, as maiores médias de dureza foram obtidas em 0° e 20°, sem diferenças entre elas. **Conclusão** – O fotopolimerizador Valo apresentou maiores valores de microdureza da resina composta de esmalte e dentina. O aumento da angulação da ponta do fotoativador em relação ao material resinoso para 45° reduziu a microdureza da resina composta, independentemente de sua opacidade.

**Palavras-chave:** Polimerização. Propriedades de superfície. Saúde bucal. Restauração dentária permanente.



FERNANDES, M. M. V. *Influence of the angulation of photopolimerizing devices on the microdure of a resin composed with different opacities*. 2021. Advisor: Paula Mathias. 40 s.il. Dissertation (Master's) - Postgraduate Program in Interactive Processes of Organs and Systems, Institute of Health Sciences, Federal University of Bahia, Salvador, 2021.

### **ABSTRACT**

**Introduction** – The clinical performance and physical properties of light-cured resinous materials are strongly influenced by the degree of conversion of monomers to polymers. This conversion depends not only on the visible light emitted by the photopolymerizer and the photoinitiator system present in the composite resin, but also on the amount of light energy available for the composite resin. **Objective** – Verifying the influence of the tip inclination of two photopolymerizer devices on the base and top microhardness of a composite resin, with two different degrees of opacity. - **Material and methods** - One hundred and twenty cylindrical specimens (6mm diameterX1.5mm height) were made and divided into twelve experimental groups (n=10), according to the opacity of the composite resin (Vittra APS - FGM / color A1): Enamel (E) and Dentin (D), with three angulations of the tip of the photopolymerizer device (0°, 20° and 45°) and with the two tested photopolymerizers (Valo, Ultradent - third generation LED and wide spectral range - and Rádi-cal SDI - second generation LED and low spectral range). The specimens were photoactivated according to the manufacturer's recommendation: Enamel (E) 20 seconds and Dentin (D) 40 seconds. On the top and bottom surfaces of the specimen, an average Knoop hardness was recorded, from three indentations performed in the center of each surface, with a load of 245.2 mN (HV 0.025), applied for 15 seconds. Data was analyzed by ANOVA (3 factors), Tukey test, for multiple comparisons and t-student test, for paired data of the base and top microhardnesses, with a significance level of 5%. **Results** – As there was no significant interaction between the three factors studied, the main factors were analyzed separately, for the two surfaces tested (top and bottom). Valo resulted in values higher than those obtained by Rádi-cal, regardless of the opacity of the composite resin and the tested angulation. On the top surface, the dentin resin showed greater hardness when compared to the enamel resin. Regarding the angle, the highest hardness averages were obtained at 0° and 20°, with no differences between them. **Conclusion** – The photopolymerizer Valo showed higher values of microhardness of the resin composed of enamel and dentin. The increase in the angle of the photoactivator tip in relation to the resinous material to 45° reduced the microhardness of the composite resin, regardless of its opacity.

**Keywords:** Polymerization. Surface Properties. Oral Health. Permanent Dental Restoration.

## LISTA DE ABREVIATURAS

LED	Diodo emissor de luz
UDMA	Uretano Dimetacrilato
TEGDMA	Trietileno Glicol Dimetacrilato
APS	Advanced Polymerization System

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	Materiais utilizados, com identificação de seus respectivos fabricantes, lotes e sua composição química básica.	22
<b>Tabela 2</b>	Especificações dos aparelhos fotoativadores, com seus respectivos comprimentos de onda e intensidade de luz emitida.	23
<b>Tabela 3</b>	Média (desvio padrão) da microdureza Knoop mensurada nos grupos experimentais.	27

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Organograma de distribuição dos grupos experimentais (n=10).	22
<b>Figura 2</b>	Esquema ilustrativo da confecção dos corpos de prova, considerando a matriz metálica com o nicho para inserção da resina composta, a tira de poliéster posicionada sobre ela e o peso utilizado para escoamento do excesso do material restaurador.	24
<b>Figura 3</b>	A: dispositivo em acrílico com angulação a 20° para posicionar a ponta do fotopolimerizador. B: dispositivo em acrílico com angulação a 45° para posicionar a ponta do fotopolimerizador.	24
<b>Figura 4</b>	A: fotopolimerizador Valo a 0°. B: fotopolimerizador Radium-cal a 0°. C: fotopolimerizador Valo a 20°. D: fotopolimerizador Radium-cal a 20°. E: fotopolimerizador Valo a 45°. F: fotopolimerizador Radium-cal a 45°.	25
<b>Figura 5</b>	Comparação entre médias de microdureza Knoop obtidas nas superfícies de base e topo da resina composta de esmalte, variando-se aparelho fotoativador e posição. Asteriscos (*) representam médias estatisticamente diferentes.	28
<b>Figura 6</b>	Comparação entre médias de microdureza Knoop obtidas nas superfícies de base e topo da resina composta de dentina, variando-se aparelho fotoativador e posição. Asteriscos (*) representam médias estatisticamente diferentes.	29

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	13
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	15
2.2	RESINA COMPOSTA: COMPOSIÇÃO E POLIMERIZAÇÃO	15
2.2	FOTOPOLIMEIRIZAÇÃO	16
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	21
3.1	PREPARO DOS CORPOS DE PROVA	21
3.2	AValiação DA MICRODUREZA KNOOP	26
3.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	26
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	27
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	29
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	35
	<b>REFERÊNCIAS</b>	36

## 1 INTRODUÇÃO

Resinas compostas são materiais restauradores de amplo e progressivo uso na odontologia<sup>1</sup>. Devido à capacidade de aliarem a boa estética às excelentes propriedades mecânicas, são indicadas para dentes anteriores e posteriores<sup>2</sup>. O desempenho clínico e as propriedades físicas dos materiais resinosos são fortemente influenciados pelo grau de conversão de seus respectivos monômeros em polímeros<sup>3,4</sup>.

As resinas compostas restauradoras são, normalmente, materiais fotoativados que dependem de luz visível – com características específicas de comprimento de onda e de energia – bem como de um sistema fotoiniciador eficiente, para uma polimerização efetiva<sup>3,4</sup>. O processo da fotoativação se inicia a partir da emissão de uma luz capaz de ativar o sistema fotoiniciador presente no material resinoso<sup>3,5,6</sup>. Para que o sistema fotoiniciador seja ativado, é necessário que a luz recebida apresente um comprimento de onda específico, dentro do espectro luminoso, e que seja capaz de ativar esse sistema, dando início à reação de polimerização, dentro do material resinoso<sup>3,7,8</sup>.

A polimerização satisfatória, que consiste na conversão de um maior número possível de monômeros em polímeros, depende do tipo de luz e da quantidade de energia luminosa recebida pelo compósito<sup>9</sup>. Essa energia é o produto da intensidade de potência emitida pelo aparelho e a variação do tempo de aplicação dessa luz. Logo, aparelhos emissores de luz à base de diodos (LED) devem, preferencialmente, emitir altas intensidades de potência, em um espectro de luz mais amplo, que seja capaz de ativar diferentes sistemas fotoativadores presentes nas resinas compostas<sup>6,7</sup>. A potência é medida em *watts* (W) e determina a quantidade de energia entregue por uma fonte de luz em um determinado tempo, sendo a intensidade a potência por unidade de área<sup>10</sup>. Já o comprimento de onda é uma característica da faixa espectral que determina a forma de propagação da luz.

Inicialmente, os LEDs eram capazes de emitir faixas de comprimentos de onda muito estreitas, ou seja, eram visíveis em uma só cor. Contudo, eles foram aprimorados e passaram a apresentar a capacidade de emitir faixas mais amplas de comprimentos de onda, sendo considerados aparelhos de amplo espectro<sup>11</sup>. As luzes de amplo espectro parecem ser capazes de sensibilizar diferentes sistemas fotoiniciadores presentes nos materiais resinosos, como os sistemas Lucerina-TPO e Ivocerin, que são mais reativos a comprimentos de onda mais baixos, perto de 410 nm, além da canforoquinona – mais

sensível ao comprimento de onda de 468 nm<sup>6</sup>. Assim, a luz de amplo espectro poderia resultar em uma melhoria da polimerização, especialmente em resinas que apresentam diferentes sistemas fotoiniciadores em sua composição<sup>6,12</sup>.

Contudo, apesar do uso de aparelhos emissores de luz de alta potência e (ou) de amplo espectro de luz, existem outros fatores que interferem na entrega da energia luminosa ao material restaurador, como a posição e a distância da ponta do fotopolimerizador. Essas duas variáveis afetam diretamente a quantidade de fótons que a resina composta irá receber, impactando no processo da polimerização<sup>5</sup>. Em várias situações clínicas, especialmente na restauração de dentes posteriores, é comum se observar a necessidade de inclinação da ponta do aparelho fotopolimerizador, no momento de fotoativar a resina composta<sup>12</sup>. Apesar disso, são escassos os relatos, na literatura, sobre o efeito de diferentes angulações da ponta do aparelho fotoativador nas propriedades mecânicas da resina composta.

Além da preocupação com a quantidade de energia recebida pela superfície mais externa da resina, outros fatores clínicos interferem na propagação da luz ao longo de todo o corpo do material resinoso. Essa dispersão que a luz sofre ao atravessar a resina composta é dependente de uma série de variáveis como a opacidade e (ou) a translucidez do material, características das partículas de carga, presença e tipos de pigmentos, espessura de incrementos, entre outros<sup>6,13</sup>.

Uma conversão mais efetiva de monômeros em polímeros resulta em melhores propriedades mecânicas do material, como aumento da dureza, redução do desgaste e melhora da capacidade de a restauração suportar as pressões oclusais<sup>6</sup>. A avaliação da qualidade do processo de polimerização dos compósitos pode ser realizada indiretamente, através do teste de microdureza, que é capaz de analisar o material na superfície em que ele teve contato direto com a luz (superfície de topo) e no extremo oposto, que é polimerizado pela difusão interna da luz, possibilitando a análise da polimerização em profundidade (superfície de base)<sup>5,14</sup>.

Em função do exposto, o objetivo deste estudo foi analisar a influência da angulação da ponta emissora de luz de dois fotopolimerizadores de alta potência sobre a microdureza de uma resina composta, com dois diferentes graus de opacidade. A hipótese experimental é a de que o aumento da angulação da ponta dos aparelhos fotopolimerizadores, em relação ao material resinoso, reduzirá a microdureza da resina composta testada, nas opacidades de esmalte e dentina, sem diferença entre elas. Os dois aparelhos fotoativadores testados apresentarão comportamentos semelhantes entre si. E

que a microdureza da resina composta será maior na superfície de topo do que na base.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 RESINA COMPOSTA: COMPOSIÇÃO E POLIMERIZAÇÃO

As restaurações em resinas compostas são procedimentos restauradores realizados rotineiramente nos consultórios odontológicos, devido às suas excelentes características estéticas, suas propriedades biológicas – biocompatibilidade e preservação da integridade dentária – e mecânicas – alta resistência, baixo desgaste e dureza superficial<sup>15</sup>.

Esse material possui, em sua composição, uma matriz orgânica e outra inorgânica – partículas de carga quimicamente ligadas à matriz resinosa pelo agente de união silano. As resinas compostas podem ser classificadas, de acordo com o tamanho das partículas de carga presentes na matriz inorgânica, em híbridas, micro-híbridas, microparticuladas e nanoparticuladas<sup>2</sup>. As propriedades mecânicas das resinas compostas são determinadas diretamente pelas partículas de carga, as quais também propiciam a redução do teor de monômeros, a translucidez, a opalescência, além de melhorar a estética e as propriedades de manuseio<sup>15</sup>. O controle do tipo e da distribuição de carga das resinas compostas determina a translucidez e a opalescência desse material restaurador<sup>16</sup>. A translucidez dos compósitos é reduzida com o aumento da quantidade de cargas e o controle do tamanho; já os índices de refração das partículas de carga interferem diretamente na opalescência do material<sup>17,18</sup>.

Ao longo do tempo, os processos de polimerização das resinas compostas foram alterados. Inicialmente ativado por uma reação química que ocorria pela mistura de uma pasta base e catalisadora, esse processo foi sendo substituído pela fotoativação com a luz visível. Essa alteração aconteceu devido aos aspectos negativos da ativação química, como o tempo de trabalho limitado e a menor estabilidade de cor do material em longo prazo<sup>14</sup>.

Atualmente, as resinas compostas restauradoras são materiais fotoativados que possuem um sistema fotoiniciador dependente de luz visível, com aspectos específicos de energia e de comprimento de onda para ser ativado. O processo da fotopolimerização consiste na absorção de fótons de um determinado comprimento de onda pelos



fotoiniciadores presentes na resina composta. A luz visível é, então, convertida em energia armazenada, sendo usada para a criação de radicais livres<sup>12,19</sup>. Para que se inicie o processo da polimerização, os monômeros aguardam a liberação de sua energia interna para se ligarem a outros monômeros presentes no material restaurador, acionados a partir de uma forma externa de energia (calor, produtos químicos ou energia radiante), formando, assim, os radicais livres. Esses últimos, por sua vez, se difundem através do material em busca de outros monômeros ricos em elétrons, dando início à polimerização e construindo uma rede de polímeros<sup>19</sup>. No decorrer do processo da reação de polimerização, observa-se uma redução da concentração de monômeros disponíveis para novas ligações. As cadeias poliméricas em crescimento encontram dificuldade de se difundir cada vez mais pelo compósito resinoso, que inicialmente se apresentava semelhante a um gel e, depois, semelhante a plástico rígido<sup>19</sup>.

Algumas características ópticas apresentadas pela resina composta influenciam na propagação da luz dentro do material. Deve ser levado em consideração o grau de opacidade da resina composta, pois ele dificulta a propagação da luz no interior do material. As resinas compostas com opacidade descrita como de dentina precisam receber um tempo de exposição de luz maior para que se alcance um grau de conversão semelhante ao da resina composta com opacidades menores, como as resinas de esmalte<sup>20</sup>. Já a translucidez aumentada de algumas resinas compostas permite que a luz penetre em camadas mais profundas na espessura do material e, assim, aprimore o grau de conversão de seus monômeros em polímeros, em uma maior extensão do corpo do material resinoso translúcido<sup>21</sup>.

## 2.2 FOTOPOLIMERIZAÇÃO

Os aparelhos fotopolimerizadores de luz visível foram sendo modificados, ao longo dos anos. Esse processo se iniciou com os aparelhos de luz ultravioleta, passando pelas luzes halógenas, luzes emitidas por diodo (LED) e luzes de arco plasma, com o intuito de desenvolver luzes que gerassem uma polimerização mais rápida das resinas compostas e causassem menos calor<sup>22</sup>. Além do laser, que devido a seu espectro de emissão restrito, custo elevado e por não ser portátil, tornou-se menos popular, especialmente diante dos LEDs<sup>12,23</sup>. Os limites de visibilidade da luz se estendem de cerca de 380 nm a 780 nm, mas essa visibilidade depende muito do brilho da fonte de

luz usada<sup>11</sup>.

Uma polimerização satisfatória da resina composta, que se baseia na máxima conversão de monômeros em polímeros, depende da luz capaz de fotoativar materiais resinosos, a qual deve obedecer a dois fatores básicos: (1) característica da luz propriamente dita e interpretada como seu comprimento de onda; e (2) a quantidade de energia entregue nessa emissão de luz, e que é gerada pelo aparelho emissor. Essa energia é o produto da intensidade de potência do aparelho e da variação do tempo de aplicação. Contudo, ela só será captada pelo sistema de fotoiniciação presente no material resinoso se for emitida em um determinado comprimento de onda – característica espectral da luz – que sensibilize os agentes fotoiniciadores presentes na resina composta. Isso ocorre porque cada fotoiniciador é sensibilizado por um ou por alguns comprimentos de onda específicos<sup>3,5,6</sup>.

As resinas compostas dependentes de uma fonte de luz para sua polimerização são compostas de sistemas fotoiniciadores que absorvem a luz para desenvolver estágios excitados que iniciam a polimerização<sup>24</sup>. Porém, para que esse processo aconteça, é preciso dispor de uma fonte de luz que apresente um espectro visível, compatível com as características de absorção dos fotoiniciadores do material, de modo que a absorção ocorra, dando início à cascata da reação de polimerização<sup>3,7,8</sup>. Compreende-se como uma polimerização ideal da resina composta uma elevada conversão de seus monômeros em cadeias poliméricas entrelaçadas, que formam polímeros consistentes<sup>25</sup>.

Com o intuito de garantir uma entrega eficiente da luz, durante a fotopolimerização, o profissional deve avaliar a quantidade de energia entregue pela ponta do aparelho fotopolimerizador, que consiste no produto da intensidade de potência ( $1.200\text{mw}/\text{cm}^2$ , valor representativo para os fotopolimerizadores contemporâneos) pelo tempo (segundos) da aplicação da luz<sup>3,5,6</sup>. Contemplando a maioria dos sistemas resinosos atuais, os comprimentos de onda mais efetivos variam entre 400 e 500nm, e estão diretamente relacionados à capacidade de sensibilização dos fotoiniciadores pela luz, independentemente do valor da energia da luz depositada sobre o material restaurador<sup>3,6</sup>.

O comprimento de onda é uma característica da faixa espectral que determina a forma de propagação da luz. No início, os LEDs emitiam faixas de comprimentos de ondas muito estreitas, ou seja, LEDs visíveis em uma única faixa de cor. Porém, os LEDs foram sendo aprimorados ao longo dos anos e passaram a apresentar a capacidade de emitir mais amplas faixas de comprimentos de onda, sendo considerados luzes de

amplo espectro luminoso<sup>11,12</sup>. As luzes de amplo espectro são capazes de sensibilizar um maior número de diferentes sistemas fotoiniciadores<sup>6,12</sup>. O fotoiniciador canforoquinona, habitualmente usado nas resinas compostas, apresenta um pico de absorção de luz no comprimento de onda em torno de 470nm. Contudo, a cor amarela intensa do produto tem limitado seu uso, especialmente em resinas compostas de cor mais clara, usadas para restaurar dentes clareados<sup>6,12,26</sup>. Assim, diferentes sistemas fotoiniciadores têm sido utilizados, como os sistemas Lucirina-TPO e Ivocerin, que são mais reativos a comprimentos de onda mais baixos, perto de 410nm<sup>6</sup>. O fato de a maioria dos fabricantes não registrarem, na composição de seus produtos, todos os fotoiniciadores usados ratifica a importância do uso de aparelhos de amplo espectro ou de múltiplos comprimentos de onda, para garantir efetiva fotoativação dos materiais resinosos.

Além da determinação do fotoativador e da associação entre o comprimento de onda do aparelho e o tipo de sistema fotoiniciador incluído no material resinoso, outros aspectos precisam ser considerados. Variáveis como a posição e a distância da ponta da unidade fotopolimerizadora ao material restaurador podem interferir na entrega da energia luminosa ao material. Portanto, afetam diretamente a quantidade de fótons que a resina irá receber, impactando no processo da fotopolimerização<sup>5</sup>. As propriedades mecânicas e a durabilidade das restaurações podem ser reduzidas devido a uma fotopolimerização deficiente<sup>27</sup>.

Ainda considerando a entrega da energia luminosa, o aumento do ângulo de inclinação da ponta guia do fotopolimerizador em relação à superfície a ser polimerizada gera uma redução da exposição radiante disponível para o material, visto que, à medida que o ângulo aumenta, uma parte dos feixes de luz não atinge a restauração, formando uma área de sombra nas regiões periféricas<sup>28,29</sup>. A polimerização de uma restauração pode ser prejudicada por uma ponta fotopolimerizadora inclinada ou com uma distância aumentada. Portanto, o operador precisa garantir o posicionamento da ponta guia do fotopolimerizador diretamente no local desejado, em um ângulo preferencial de 0° e uma distância de 0mm em relação à superfície<sup>28</sup>.

Conforme o *design* do equipamento fotopolimerizador, a luz poderá ser emitida em diferentes graus de divergência do feixe. O efeito da distância da ponta na irradiância do alvo varia para diferentes frequências de luz, porque parte da luz é emitida como um feixe colimado e outra parte é dispersada<sup>12</sup>. Quanto maior for a distância da ponta de luz em relação ao material resinoso, menor será a quantidade de luz que atinge esse

material, reduzindo-se a quantidade de energia que chega à resina composta, o que diminui a profundidade de polimerização do material<sup>12,22,30</sup>. Catelan et al.<sup>27</sup> desenvolveram um estudo com o intuito de avaliar o grau de conversão e a dureza de uma resina composta polimerizada nas distâncias de 0, 2 e 4 mm. Os autores observaram que a fotopolimerização realizada a uma maior distância influencia negativamente as propriedades da resina e compromete a durabilidade das restaurações, e que o uso de um dispositivo de fotopolimerização com maior irradiância é recomendado nessas situações.

A energia fornecida pelo fotopolimerizador – declarada pelo fabricante – geralmente é medida na ponta do aparelho. Essa informação pode proporcionar ao operador a sensação de que a polimerização da resina composta está garantida, mas a superfície pode estar sendo alcançada por uma irradiância significativamente mais baixa, visto que a superfície da resina pode estar localizada a uma distância de, pelo menos, 2 a 8mm da ponta do fotopolimerizador<sup>19</sup>. A uma distância de 8mm, o diâmetro útil do feixe é menor. Portanto, estudos mostram que restaurações profundas podem não ser polimerizadas corretamente<sup>31</sup>. Diante disso, estudos sugerem prolongar o tempo de polimerização em restauração classe II, com caixas proximais profundas<sup>31,32</sup>. Xu, Sandras, Burgess<sup>32</sup>, em seu estudo, concluíram que o tempo de fotopolimerização de 40 a 60 segundos é recomendado quando a margem gengival da caixa proximal é de 6 a 7 mm abaixo da superfície oclusal.

Em 2007, Thomé et al.<sup>33</sup> avaliaram a influência do tamanho da carga e da distância da fonte de luz no grau de polimerização e na microdureza superficial das resinas compostas. Testaram dois tipos de resina composta: micro-híbrida e nanoparticulada. Foi possível observar que a intensidade de luz diminuiu à medida que a ponta da fonte de luz se afastava da superfície da restauração. Ressalta-se que a distância recomendável entre a ponta da fonte de luz e a superfície da resina é de 1mm, mas nem sempre isso é possível clinicamente. Exemplo disso são os casos de restaurações de classe II com caixas proximais profundas.

Além da atenção com a quantidade de energia recebida pela superfície mais externa da resina, outros fatores interferem na propagação da luz ao longo de todo o corpo do material resinoso. A luz sofre dispersão ao atravessar a resina composta devido a algumas variáveis, como a presença e os tipos de pigmentos, as características das partículas de carga, a translucidez e (ou) a opacidade do material, a espessura de incrementos, entre outros<sup>6,13</sup>. A propagação da luz no interior do material pode ser um

fator limitante para a conversão dos monômeros, em profundidade<sup>34</sup>. Portanto, quanto maior a opacidade do material, menor será a transmissão de luz dentro dele e, conseqüentemente, ele apresentará uma profundidade de polimerização reduzida<sup>21</sup>, obtendo-se, assim, menor grau de conversão e dureza<sup>35</sup>.

A intensidade da luz é reduzida à medida que atravessa a resina, devido à absorção e à dispersão da luz pelas partículas de carga e pela matriz resinosa<sup>36</sup>. A penetração e a propagação da luz pelo compósito se torna mais difícil quando há uma maior proporção de carga<sup>37</sup>. Como consequência da redução da propagação da luz, ocorre uma diminuição da polimerização da resina em sua profundidade, sendo verificada uma diferença significativa de conversão polimérica ao se compararem as superfícies superior e inferior de uma mesma resina composta<sup>36</sup>. O aumento da espessura do material reduz a energia fornecida para a superfície inferior desse material<sup>5</sup>. Logo, é aconselhável usar incrementos mais finos de resina composta convencional em cavidades profundas, devendo-se evitar espessuras maiores que 2mm, para garantir a polimerização efetiva na superfície inferior da resina<sup>38</sup>.

A resina composta fotoativada de maneira inadequada pode ter suas propriedades estéticas e biológicas, físicas e mecânicas, bem como a solubilidade do material no ambiente bucal comprometidas, aumentando o risco de microinfiltração e de falhas de retenção, além de elevar o risco para respostas pulpares adversas<sup>3,8,39</sup>. Além do mais, a polimerização insuficiente na interface entre a resina e a estrutura dental, em cavidades profundas, pode comprometer a estabilidade do selamento marginal das restaurações e provocar fratura da restauração, descoloração marginal e solubilidade do adesivo e da resina, levando à microinfiltração e cárie secundária, além de reação inflamatória pulpar, devido à toxicidade dos monômeros<sup>40</sup>.

Portanto, é recomendável a utilização de um dispositivo de fotopolimerização com alta irradiância<sup>27,41</sup> e amplo espectro de luz, que seja capaz de ativar os diferentes fotoiniciadores presentes nos materiais restauradores<sup>36</sup>. Contudo, outros fatores pertinentes e que são relacionados à técnica do operador e às situações clínicas são fundamentais para garantir que uma energia suficiente e de qualidade atinja toda a extensão do material resinoso a ser fotoativado<sup>28,29,31,42,43</sup>.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Trata-se de um estudo laboratorial e prospectivo, com três variáveis de estudo independentes e uma dependente.

- Fatores em estudo independentes:

Opacidade da resina composta, em 2 níveis independentes: esmalte e dentina.

Aparelho fotoativador, em 2 níveis independentes: Valo e Ralii-cal.

Angulação da ponta do aparelho fotoativador em 3 níveis independentes: 0°, 20° e 45°.

- Fator em estudo dependente:

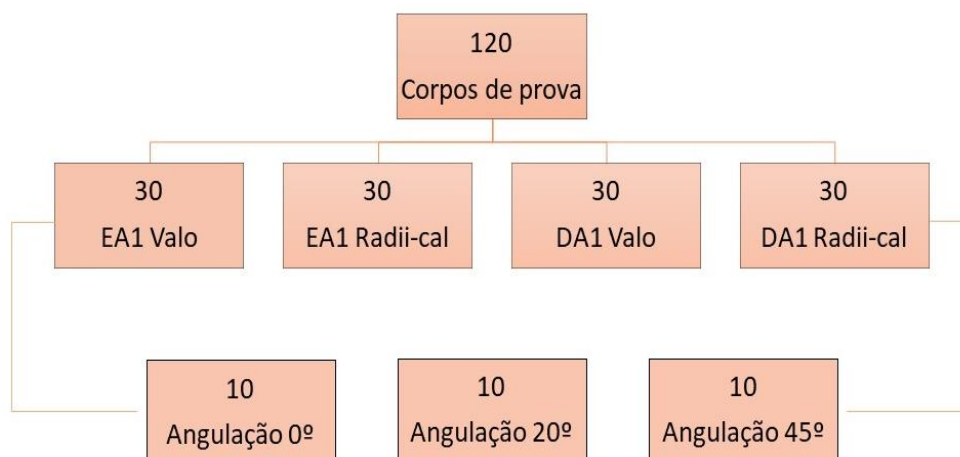
Superfície da resina composta em 2 níveis dependentes: topo e base.

- Variável de resposta:

Microdureza Knoop.

#### 3.1 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA

Cento e vinte corpos de prova foram confeccionados com a resina nanoparticulada Vittra APS (FGM, Joinville - SC) (Figura 1), em duas apresentações: EA1, indicada para a camada de esmalte, e a DA1, indicada para a camada de dentina (Tabela 1). As resinas supracitadas foram investigadas em associação com três diferentes angulações (0°, 20° e 45°) da ponta de dois aparelhos fotoativadores LED de alta potência (Valo 1000mW/cm<sup>2</sup>, Ultradent, South Jordan, EUA e Ralii-cal 1200mW/cm<sup>2</sup>, SDI, Victoria, Australia) (Tabela 2).

**Figura 1** – Organograma de distribuição dos grupos experimentais (n=10).

Fonte: Autoria própria.

**Tabela 1** – Materiais utilizados, com identificação de seus respectivos fabricantes, lotes e composição química básica.

<b>Material (fabricante); lote</b>	<b>Composição química básica</b>
Resina composta (Vittra APS EA1, FGM, Joinville - SC); Lote 130519.	Ingredientes ativos: mistura monomérica contendo monômeros tipo UDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), composição fotoiniciadora APS (Advanced Polymerization System), iniciadores, estabilizante e silano. Ingredientes inativos: carga de zircônia, sílica e pigmentos.
Resina composta (Vittra APS DA1, FGM, Joinville - SC); Lote 180319.	Ingredientes ativos: mistura monomérica contendo monômeros tipo UDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), composição fotoiniciadora APS (Advanced Polymerization System), iniciadores, estabilizante e silano. Ingredientes inativos: carga de zircônia, sílica e pigmentos.

Fonte: Autoria própria.

**Tabela 2** – Especificações dos aparelhos fotoativadores, com seus respectivos comprimentos de onda e intensidade de luz emitida.

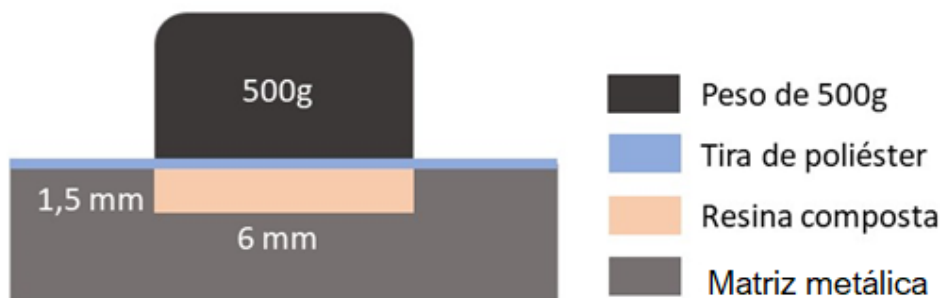
<b>Fotopolimerizador</b>	<b>Especificações</b>
Valo (Ultradent, South Jordan, EUA)	Comprimentos de onda: 395 nm – 480 nm Amplio espectro Feixe colimado Intensidade de luz 1.000mW/cm <sup>2</sup> LED de 3 <sup>a</sup> geração
Radii-cal (SDI, Victoria, Austrália)	Comprimentos de onda: 440 nm – 480 nm Baixa faixa espectral Feixe não colimado Intensidade de luz: 1200mW/cm <sup>2</sup> LED de 2 <sup>a</sup> geração

Fonte: Autoria própria.

Para a confecção de cada corpo de prova, a resina composta selecionada foi inserida em uma matriz de aço inox, com 1,5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro. Sobre o conjunto, foi colocada uma tira matriz de poliéster e, sobre ela, um peso de 500g, que foi mantido por 30 segundos, para permitir melhor acomodação do material (Figura 2). Após esse período, a superfície de topo foi fotoativada com luz LED (Valo no modo standard: 1000mW/cm<sup>2</sup>, Ultradent, South Jordan, EUA e Radii-cal 1200mW/cm<sup>2</sup>, SDI, Victoria, Austrália). A intensidade foi conferida por um radiômetro antes da confecção dos corpos de prova, respeitando-se as recomendações do fabricante, por 20 segundos para a resina EA1 e por 40 segundos para a resina DA1 e obedecendo-se às angulações determinadas para a ponta do fotopolimerizador, a depender do grupo testado. A angulação e a fixação da ponta dos aparelhos fotoativadores foram determinadas através de um dispositivo confeccionado em acrílico (Figura 3). Determinada a posição da ponta do aparelho, foi realizada sua fixação sobre a bancada com o auxílio da Fita Dupla Face (Scotch, 3M) para garantir a inclinação padronizada e previamente escolhida, para cada grupo experimental. Após a fixação do aparelho, o dispositivo foi removido para não interferir na dispersão da luz.

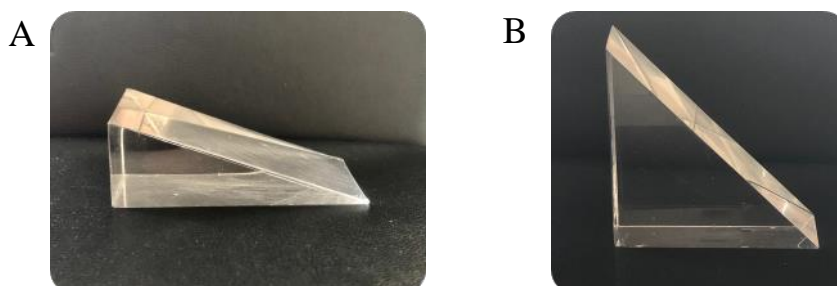


**Figura 2** – Esquema ilustrativo da confecção dos corpos de prova, considerando a matriz metálica com o nicho para inserção da resina composta, a tira de poliéster posicionada sobre ela e o peso utilizado para escoamento do excesso do material restaurador.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 3** – A: dispositivo em acrílico com angulação a 20° para posicionar a ponta do fotopolimerizador. B: dispositivo em acrílico com angulação a 45° para posicionar a ponta do fotopolimerizador.



Fonte: Autoria própria.

A fotoativação obedeceu ao posicionamento predeterminado e padronizado da ponta emissora de luz do aparelho testado (Valo e do Radii-cal) em relação à superfície do material (Figura 4). Os aparelhos foram protegidos com uma barreira plástica bem ajustada para não ocorrer interferência na entrega da luz.

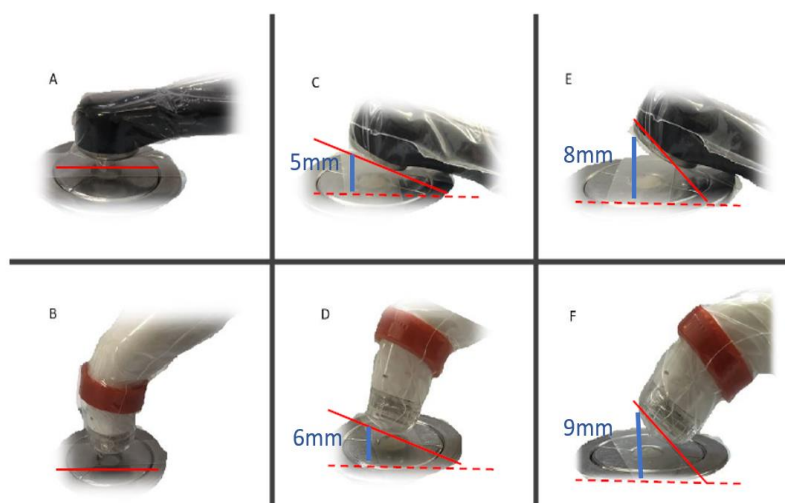
Os protocolos que foram utilizados no presente estudo estão descritos a seguir.

- Angulação: 0° (*Controle*) – Os corpos de prova foram fotopolimerizados com a ponta do fotopolimerizador posicionada paralelamente ao material, ou seja, a 0° do conjunto matriz + resina + tira de poliéster, em contato direto com a tira de poliéster. A resina EA1 foi fotopolimerizada por 20

segundos, e a DA1 por 40 segundos, respeitando-se as recomendações do fabricante.

- Angulação: 20° – Foi confeccionado um dispositivo em acrílico para estabelecer o posicionamento de 20° entre a ponta do fotopolimerizador e a resina inserida na matriz. Os corpos de prova foram fotoativados com a ponta do fotopolimerizador posicionada a 20° do conjunto matriz + resina + tira de poliéster. A resina EA1 foi fotopolimerizada por 20 segundos, e a DA1 por 40 segundos.
- Angulação: 45° – Foi confeccionado um dispositivo em acrílico para estabelecer o posicionamento de 45° entre a ponta do fotopolimerizador e a resina inserida na matriz. Os corpos de prova foram fotoativados com a ponta do fotopolimerizador posicionada a 45° do conjunto matriz + resina + tira de poliéster. A resina EA1 foi fotopolimerizada por 20 segundos, e a DA1 por 40 segundos.

**Figura 4** – A: fotopolimerizador Valo a 0°. B: fotopolimerizador Radii-cal a 0°. C: fotopolimerizador Valo a 20°. D: fotopolimerizador Radii-cal a 20°. E: fotopolimerizador Valo a 45°. F: fotopolimerizador Radii-cal a 45°.



Nota: os ângulos de 20° e 45° estão com suas respectivas distâncias.

Fonte: Autoria própria.

Após a confecção dos corpos de prova, eles foram armazenados por 24 horas em estufa a 37°C, em umidade relativa, livres do contato com a luz.

Os corpos de prova receberam acabamento e polimento para se padronizar a

lisura superficial e facilitar a posterior leitura da dureza noop. Para isso, os corpos de prova foram fixados com cera pegajosa em discos de acrílico e tiveram as superfícies de base e topo polidas em uma politriz metalográfica (Arotec S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP, Brasil), sob refrigeração constante, com velocidade de 300 rotações por minuto, durante 30 segundos, com a utilização de lixa d'água na granulação 1.200 (JET401 Norton, Guarulhos, SP, Brasil). Posteriormente, o polimento de cada superfície foi finalizado com pasta diamantada em duas granulometrias 3 $\mu$ m e 1 $\mu$ m (ERIOS Equipamentos Ltda., São Paulo, SP, Brasil), aplicada com feltros de pano (ERIOS Equipamentos Ltda.). Em seguida, os corpos de prova foram lavados com água destilada, em lavadora ultrassônica (UNIQUE Industria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

Ao final, os corpos de prova foram novamente armazenados em estufa (37°C), em umidade relativa durante 24 horas.

### 3.2 AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA KNOOP

A dureza superficial Knoop foi mensurada em um microdurômetro (HMV-G21DT, Shimadzu, Okaya city, Nagano), a partir da medição – realizada automaticamente por um *software* de computador – das diagonais da endentação, cuja imagem foi capturada com auxílio de uma câmera CCD.

Nas superfícies planas de resina composta, de base e de topo, foram realizadas três endentações equitativamente distribuídas – a variação das distâncias das endentações foi dentro de um raio de 2mm do centro de cada superfície –, com carga de 245,2 mN (HV 0.025) aplicada por 15 segundos. O valor médio do número de dureza Knoop (KHN) foi obtido a partir do cálculo da média das endentações de cada unidade, em cada uma das superfícies analisadas.

### 3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi realizada a análise exploratória dos dados de microdureza Knoop para verificação de normalidade na distribuição entre grupos (Shapiro-Wilk;  $p > 0,05$ ) e demais parâmetros da análise de variância (ANOVA). A análise estatística inferencial dos dados obtidos nas superfícies de topo e de base foi realizada separadamente, pela

ANOVA, em esquema fatorial (2x2x3). O teste *post-hoc* de Tukey foi usado para comparações múltiplas entre as médias. Para comparar as superfícies de base e topo em cada condição experimental, foi utilizado o teste t de Student, para dados pareados. As análises foram realizadas no programa estatístico SAS 9.1 e Bioestat 5.0, com nível de significância de 5%.

#### 4 RESULTADOS

De acordo com a análise estatística dos dados de microdureza Knoop, não foi verificada interação significativa entre os três fatores estudados, nem na superfície de topo ( $p=0,15$ ) e nem de base ( $p=0,84$ ). Em ambas as superfícies, também não foram notadas interações duplas significativas entre os fatores avaliados ( $p>0,05$ ). Por essa razão, os fatores principais (opacidade da resina composta, aparelho fotoativador e angulação) foram analisados separadamente. Diferenças entre os níveis, dentro de cada fator, foram detectadas pelo teste de Tukey e se encontram na Tabela 3.

**Tabela 3** – Média (desvio padrão) da microdureza Knoop mensurada nos grupos experimentais.

Superfície	Opacidade Resina composta	Aparelho	Angulação				
			0°	20°	45°		
Topo	Esmalte	Valo	84,1 (9,3)	82,7 (8,4)	67,1 (7,3)		*
		Radii-cal	65,5 (12,7)	66,6 (5,2)	58,0 (11,3)	B	#
	Dentina	Valo	85,2 (8,9)	81,9 (8,6)	74,7 (11,8)		*
		Radii-cal	80,4 (11,3)	66,6 (7,1)	64,0 (8,9)	A	#
			a	a	b		
Base	Esmalte	Valo	58,2 (8,2)	60,6 (10,0)	41,9 (13,1)		*
		Radii-cal	48,3 (5,4)	56,9 (9,9)	42,8 (12,4)	A	#
	Dentina	Valo	66,6 (11,7)	61,7 (5,9)	47,6 (9,8)		*
		Radii-cal	56,3 (8,9)	53,5 (7,2)	43,4 (9,0)	A	#
			a	a	b		

Nota: Letras e símbolos distintos representam significância estatística (3-way ANOVA/Tukey; alfa=5%). Letras maiúsculas comparam diferenças entre as resinas compostas. Letras minúsculas comparam diferenças entre as angulações. Os símbolos # e \* representam diferenças entre os aparelhos.

Fonte: Autoria própria.

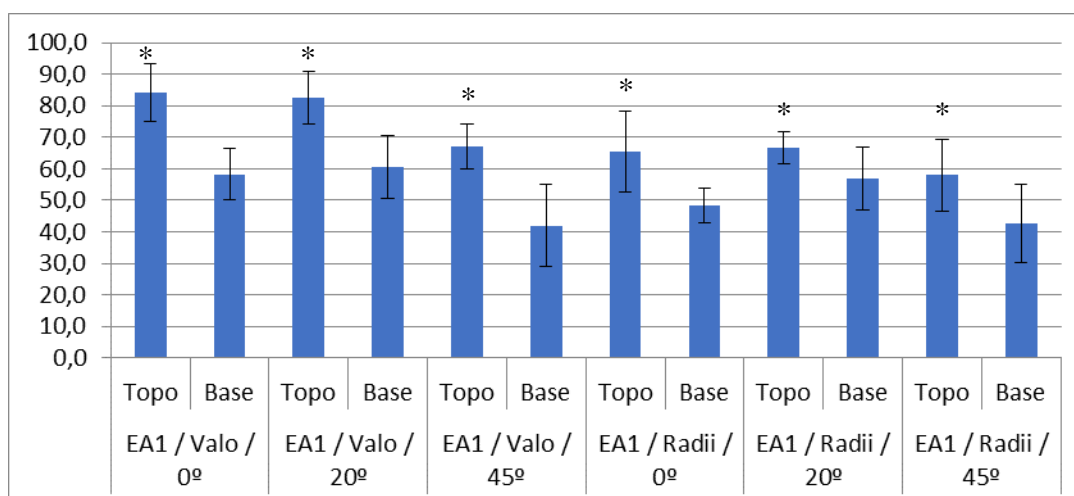
Tanto na superfície de topo quanto na de base, independentemente da opacidade da resina composta e da angulação da ponta do fotoativador, observam-se diferenças significativas entre as médias de microdureza obtidas pelos dois aparelhos (topo,  $p<0,0001$ ; base,  $p=0,001$ ). Os valores resultantes da fotoativação com o aparelho Valo foram estatisticamente superiores, quando comparados aos obtidos com o Radium-cal.

Quando as opacidades testadas da resina composta, na superfície de topo, foram comparadas entre si, notou-se que a dentina apresentou maior dureza que o esmalte ( $p=0,0062$ ). Na superfície de base, não foram notadas diferenças da microdureza entre as opacidades dos compósitos ( $p=0,053$ ).

Em relação ao efeito do fator angulação, percebe-se que, tanto na superfície de base quanto na de topo, há diferença entre os níveis avaliados (topo e base,  $p<0,0001$ ). As maiores médias foram obtidas nas angulações  $0^\circ$  e  $20^\circ$ , as quais foram estatisticamente semelhantes entre si e superiores aos valores observados na angulação  $45^\circ$ .

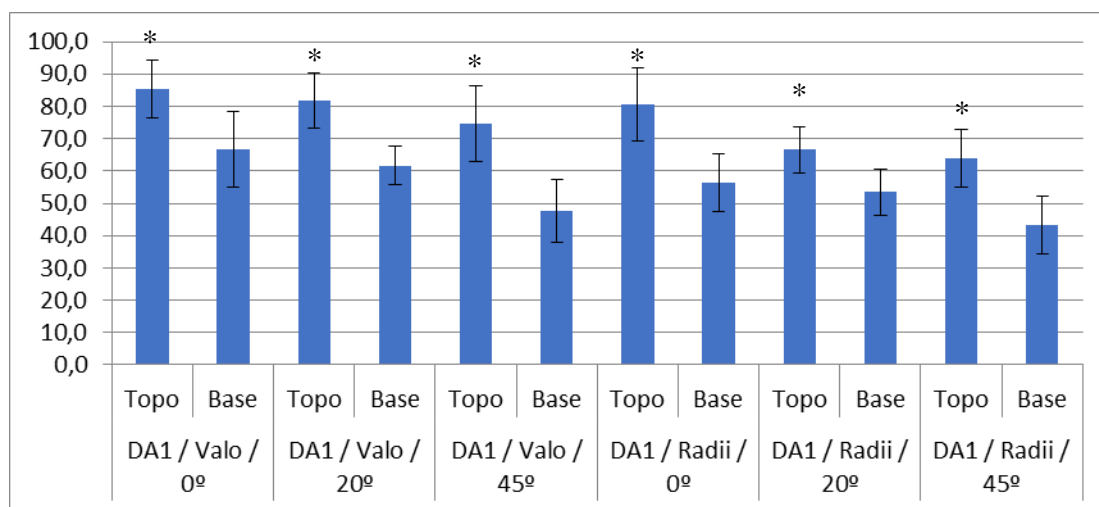
As Figuras 5 e 6 representam a comparação dos valores obtidos na superfície de base e topo, nas opacidades esmalte e dentina, respectivamente. Nota-se que o valor obtido no topo foi estatisticamente superior ao da base para todas as condições experimentais testadas (Teste t de Student,  $p<0,001$ ).

**Figura 5** – Comparação entre médias de microdureza Knoop obtidas nas superfícies de base e topo da resina composta de esmalte, variando-se aparelho fotoativador e posição. Asteriscos (\*) representam médias estatisticamente diferentes.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 6** – Comparação entre médias de microdureza Knoop obtidas nas superfícies de base e topo da resina composta de dentina, variando-se aparelho fotoativador e posição. Asteriscos (\*) representam médias estatisticamente diferentes.



Fonte: Autoria própria.

## 5 DISCUSSÃO

A hipótese experimental do presente estudo – de que o aumento da angulação da ponta dos fotopolimerizadores diminui a microdureza da resina composta, nas opacidades de esmalte e dentina – foi parcialmente aceita, uma vez que apenas a maior angulação testada, de 45°, foi capaz de reduzir a microdureza Knoop da resina composta de esmalte e de dentina, independentemente da superfície e do aparelho fotoativador testado.

Na presente investigação, a angulação de 20° gerou um aumento na distância da ponta fotopolimerizadora para a resina composta. Ela, foi medida em 5 mm, durante a execução do experimento, quando utilizado o aparelho Valo, e em 6 mm, quando o Radium-cal foi usado. Porém, por serem fotopolimerizadores de alta potência, esse aumento parece não ter sido capaz de alterar a dureza do material, comportando-se semelhantemente à angulação de 0°. De acordo com Karacolak, Turkun, Bovacioglu e Ferrance<sup>5</sup>, posições e distâncias mais aproximadas da ponta do fotopolimerizador são necessárias para que a resina receba uma quantidade suficiente de fótons que sensibilize o sistema fotoiniciador do material. Assim, espera-se a obtenção de uma elevada conversão de seus monômeros em cadeias poliméricas entrelaçadas, que formam os

polímeros consistentes<sup>25</sup>. O que pôde ser observado neste estudo, já que a angulação de 20° mostrou resultados semelhantes à ausência de angulação, ou seja, ao grupo de controle, onde as resinas foram polimerizadas com a ponta do fotoativador posicionado paralelamente à superfície do material.

No que diz respeito à angulação de 45°, observou-se, neste estudo, uma redução da dureza do material. Tal resultado pode ser justificado pelo aumento do ângulo de inclinação da ponta que entrega a luz para o material resinoso e que resulta em uma redução da exposição radiante, visto que, à medida que a angulação aumenta, uma parte dos feixes de luz não é capaz de alcançar a restauração, formando área de sombra nas regiões mais periféricas e reduzindo, assim, a exposição do material à luz radiante<sup>28,29</sup>. O aumento do ângulo de inclinação para 45° aumentou também a distância de uma parte da ponta-guia do fotopolimerizador para a resina composta. A distância da parte terminal, afastada do material, foi mensurada em 8 mm, durante a execução do experimento, quando utilizado o aparelho Valo, e em 9 mm, quando o Radium-cal foi usado. Essa diferença de mensuração de 1mm entre elas é justificada pelas formas distintas de suas respectivas pontas-guia. Portanto, a diferença de 3mm em relação às distâncias obtidas com o ângulo de 20° foi capaz de alterar a dureza das resinas. Isso também pode justificar a redução da dureza do material, visto que, quanto maior a distância da ponta de luz para o material resinoso, menor será a quantidade de luz que atinge esse material, reduzindo a quantidade de energia que chega à resina composta e diminuindo a profundidade de polimerização do material<sup>12,22,30</sup>.

Catelan et al.<sup>27</sup> observaram que a fotopolimerização realizada em uma maior distância influencia negativamente as propriedades da resina e comprometem a durabilidade das restaurações. Ressalta-se que a distância mínima recomendada entre a ponta do fotopolimerizador e a superfície da resina é de 1 mm<sup>33</sup>. Em uma distância de 8mm, o diâmetro útil do feixe passa a ser menor e, portanto, menos efetivo na conversão dos monômeros em polímeros. Essa constatação é feita em estudos que mostram que restaurações profundas, como as do tipo classe II, podem não ser polimerizadas corretamente<sup>31</sup>. Aguiar et al.<sup>40</sup>, em seu estudo, verificaram que, quando a ponta fotoativadora está em uma distância de 8mm da superfície a ser fotopolimerizada, a superfície de base não é adequadamente fotoativada, resultando em valores de dureza inferiores. Visando à obtenção de soluções para essas questões clínicas, em que uma maior inclinação da ponta e (ou) uma maior distância aconteça, o tempo de polimerização deve ser prolongado<sup>31,32</sup>. Porém mais estudos são necessários para validar

essa indicação.

Além disso, o impacto dessas diferentes angulações deve ser estudado considerando-se outras variáveis de resposta, como a estabilidade de cor do material resinoso, a sorção de água e a solubilidade e a longevidade clínica de restaurações realizadas com compósitos.

A hipótese testada no presente trabalho propôs um comportamento semelhante entre os dois aparelhos fotoativadores testados (Ratii-cal e Valo), já que eles possuem alta intensidade de potência e têm demonstrado capacidade de ativar os fotoiniciadores presentes nos sistemas resinosos utilizados<sup>6,7</sup>. Contudo, observou-se que o aparelho Valo aumentou a microdureza Knoop da resina testada, independentemente da opacidade da resina e da angulação da ponta guia do aparelho.

A quantidade de energia entregue ao compósito pela ponta do aparelho fotoativador influencia significativamente a polimerização, e é definida pelo produto da intensidade de potência ( $1.200\text{mw}/\text{cm}^2$ , valor representativo para os fotopolimerizadores contemporâneos) e do tempo (segundos) de aplicação da luz<sup>3,5,6</sup>. No presente estudo, a intensidade de luz não parece ter sido o fator decisivo para o comportamento comparativo dos dois aparelhos, uma vez que o Valo foi usado na intensidade de  $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ , menor do que a intensidade apresentada pelo Ratii-cal ( $1.200\text{ mW}/\text{cm}^2$ ), e, mesmo assim, resultou em uma maior dureza de superfície e de topo da resina testada, independentemente de sua opacidade. Uma possível explicação é que, diferentemente dos fotopolimerizadores de segunda geração – como o Ratii-cal –, os aparelhos de terceira geração – como o Valo – emitem luz azul e violeta, tendo, portanto, uma faixa espectral mais ampla, fornecendo comprimentos de ondas capazes de ativar todos os fotoiniciadores contemporâneos possíveis, além da canforoquinona<sup>19</sup>.

O comprimento de onda da luz do LED, que pode variar entre 400 e 500nm, está diretamente relacionado à sua capacidade de sensibilização dos fotoiniciadores pela luz, independentemente do valor da energia da luz depositada sobre o material restaurador resinoso<sup>3,6</sup>. Dessa maneira, o fato de o fotopolimerizador Valo, no presente estudo, ter apresentado maior dureza pode ser atribuído a seu mais amplo espectro de onda (395-480nm), se comparado ao espectro de onda emitido pelo aparelho Ratii-cal (440-480nm). Tal característica aumenta a capacidade de sensibilizar um maior número de diferentes sistemas fotoiniciadores<sup>6,12</sup>. As resinas fotopolimerizáveis possuem, em sua composição, esses sistemas fotoiniciadores que absorvem a luz para desenvolver estágios excitados que iniciam a polimerização<sup>24</sup>. Por isso, o uso de uma fonte de luz



que tenha um espectro visível, compatível com as características de absorção dos fotoiniciadores, é necessário para que a absorção ocorra e se inicie a reação de polimerização<sup>3,7,8</sup>.

De acordo com o Perfil Técnico Vittra APS<sup>44</sup>, resina composta utilizada no presente estudo, o sistema fotoiniciador APS (Advanced Polymerization System), incorporado a essa resina composta, é uma combinação de diferentes fotoiniciadores, dentre eles uma pequena quantidade de canforoquinona. De acordo com o fabricante, o sistema APS possui o espectro de absorção de luz, para sua ativação, no comprimento entre onda de 400-500nm<sup>45</sup>, sem especificar a presença e a quantidade específica de cada um dos fotoiniciadores. Nessas condições em que a exata composição do material resinoso, especialmente no que se refere aos fotoiniciadores, não se encontra explícita, a luz de amplo espectro parece ser melhor indicada, como pôde ser observado no presente estudo, em que o Valo, que apresenta maior amplitude espectral da sua luz, resultou em maiores valores de dureza Knoop da resina testada.

Ressalta-se que existem variações significativas na composição das resinas e, com isso, variação na sensibilidade dos fotoiniciadores a um determinado comprimento de onda da luz para sua ativação<sup>6</sup>. Como exemplo disso, verifica-se que os fotoiniciadores alternativos (Lucerina TPO e Ivocerin) são mais reativos a comprimentos de onda de luz mais baixos, perto de 410nm; já a canforoquinona é mais sensível à luz com 468nm de comprimento de onda<sup>6</sup>.

Outro fator a ser considerado é que, segundo o fabricante, o feixe de luz emitido pela ponta guia do aparelho fotopolimerizador Valo é colimado. Um feixe colimado é um feixe direcionado (não divergente) – os raios luminosos são paralelos entre si –, em que todo o feixe se propaga na mesma direção, ocorrendo uma menor dispersão<sup>46,47</sup>. O paralelismo dos raios de luz sugere maior direcionamento do feixe luminoso na resina composta, o que resulta em uma maior entrega de energia, uma maior polimerização final e, conseqüentemente, maiores valores de dureza do material resinoso. André et al.<sup>48</sup> observaram que, quando comparado com alguns aparelhos fotopolimerizadores, dentre eles o Valo, o feixe de luz emitido pelo aparelho Rádii-cal entrega uma menor energia por área, através da irradiação da luz, e, conseqüentemente, resulta em uma menor profundidade de penetração da luz no material.

Outro achado do presente estudo foi que, ao comparar as diferentes opacidades da resina composta, a resina de dentina apresentou maior dureza em relação à resina de esmalte, apenas na superfície de topo. Isso provavelmente ocorreu pelo fato de o

fabricante recomendar maior tempo de fotoativação para a resina de dentina. Portanto, o tempo de exposição prolongado da luz LED aumentou a energia total entregue ao material, promovendo uma maior exposição à luz para a conversão de dupla ligação de carbono, proporcionando uma melhor polimerização e, conseqüentemente, melhores propriedades do material<sup>13,20,49</sup>.

O tempo ampliado de fotoativação para a resina de dentina também pode justificar a ausência de diferença entre a microdureza Knoop na superfície de base das resinas, independentemente de sua opacidade. Durante a propagação da luz através do material resinoso, ocorre dispersão da luz – fenômeno que depende da característica das partículas de carga que compõem a resina, de sua opacidade, da presença e do tipo de pigmentos, e até mesmo da espessura do incremento utilizado<sup>6,13,34</sup>. Quanto maior a opacidade, menor será a transmissão de luz através do corpo do material e, conseqüentemente, uma profundidade de polimerização reduzida será esperada<sup>21</sup>, com menor grau de conversão e dureza<sup>35</sup>. No presente estudo, a resina com opacidade da dentina recebeu um tempo de exposição maior do que a resina de esmalte, o que pode ter contribuído para que ela atingisse um grau de conversão semelhante ao observado na resina composta com a opacidade de esmalte, resultado que revela concordância com o estudo de Albino, Rodrigues, Kawano, Cassoni<sup>20</sup>.

Apesar da diferença de microdureza da resina composta fotoativada com o aparelho de espectro de luz de amplo ou de mais restrito espectro, o comportamento comparativo entre base e topo aconteceu com menor dureza para a base e maior microdureza Knoop para o topo dos corpos de prova resinosos – com 1,5 mm de espessura – que recebe diretamente a incidência de luz, independentemente do aparelho fotoativador usado ou da opacidade da resina composta, em concordância com os achados de Catelan et al.<sup>27</sup>. A redução da intensidade de luz ao atingir a base do material resulta, portanto, em uma diminuição da polimerização da resina em sua profundidade, sendo observada uma diferença significativa de conversão polimérica, registrada indiretamente pela sua dureza, ao se compararem as superfícies superior e inferior da resina composta<sup>36</sup>.

A análise de outros tipos de resinas compostas e da influência da fotoativação em sistemas restauradores, considerando os seus múltiplos graus de translucidez e opacidade, deve ser considerada em outros estudos. Além disso, interferências clínicas e operacionais na maneira como as resinas são fotoativadas precisam ser exploradas e pesquisadas mais profundamente, uma vez que a aquisição e o uso de bons aparelhos

fotoativadores e de sistemas resinosos adequados, por si sós, não parecem ser suficientes para garantir eficiência e efetividade de conversão das resinas compostas restauradoras.

## 6 CONCLUSÃO

O aumento da angulação da ponta do fotoativador para 45° foi capaz de reduzir significativamente a microdureza Knoop da resina composta, nas diferentes opacidades de dentina e esmalte. O fotopolimerizador Valo resultou em maiores valores de microdureza para a resina de esmalte e de dentina. Independentemente da opacidade ou do aparelho fotoativador usado, a superfície de topo, que recebe diretamente a incidência da luz, apresentou maior dureza que a superfície de base, mesmo quando a resina foi fotoativada em pequena espessura.

## REFERÊNCIAS

1. De Queiroz MMV, Shibasaki PAN, Lima MJP, De Araújo RPC, Foxton RM, Cavalcanti AA. Effect of erosion and methods for its control on the surface roughness of composite resin. *Rev Odonto Cienc.* 2017;32(2):88-93.
2. Munchow EA, Ferreira ACA, Machado RMM, Ramos TS, Rodrigues Junior SA, Zanchi CH. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J.* 2014;25(4):321-6.
3. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *Oral Rehabil.* 2001;28:586-91.
4. Soares CCP, Peçanha MM, Batitucci RG, Gianordolli Neto R, Batitucci E, Batitucci MHG. Eficácia da polimerização de uma resina composta fotopolimerizada por aparelhos de luz halógena e LED da Clínica Integrada do curso de Odontologia da UFES. *UFES Rev Odontol.* 2005;7(3):58-65.
5. Karacolak G, Turkun LS, Boyacioglu H, Ferracane JL. Influence of incremented thickness on radiant energy and microhardness of bulk fill resin composites. *Dent Mater J.* 2018;37(2):206-13.
6. Shimokawa CAK, 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(5):537-47.
7. Ccahuana-Vásquez RA, Torres CRG, Araujo MAM, Anido AA. Influência do tipo de ponteira condutora de luz de aparelhos LED na microdureza das resinas compostas. *Rev Odonto UNESP.* 2004;33(2):6973.
8. Santos MJMC, Souza Júnior MHS, Mondeli RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. *JBD.* 2002;1(1):14-21.
9. Lima ALX, Souza PH, Amorim DMG, Caldas SGFR, Galvão, MR. Avaliação do grau de conversão de resinas compostas fotoativadas em diferentes tempos e potências. *RFO.* 2016;21(2):219-23.
10. Alexander CK, Sadiku MNO. Fundamentos de circuitos elétricos – dados eletrônicos. 5. ed. Porto Alegre: AMGH Editora Ltda; 2013. p. 9-10.
11. Sliney DH. What is light? The visible spectrum and beyond. *Eye Lond.* 2016;30(2):222-9.

12. Price RBT. Light curing in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):751-78  
doi: 10.1016/j.cden.2017.06.008.
13. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Invest.* 2014;19(4):831-40.
14. Schneider AC, Mendonça MJ, Rodrigues RB, Busato PMR, Camilotti V. Influência de três modos de fotopolimerização sobre a microdureza de três resinas compostas. *Polímeros.* 2016;26:37-46. doi:10.1590/0104-1428.1855.
15. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011; 56(1):59-66. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x.
16. Lim YK, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(1):67-73.
17. Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008; 24(9): 1243-7.
18. Yu B, Ahn JS, Lim JI, Lee YK. Influence of TiO<sub>2</sub> nanoparticles on the optical properties of resin composites. *Dent Mater.* 2009; 25(9):1142-7.
19. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31(1).
20. Albino LGB, Rodrigues JA, Kawano Y, Cassoni A. Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. *Braz Res Oral.* 2011;25(3):267-73. doi:10.1590/S1806-83242011000300013.
21. Ilie N. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. *Clin Oral Investig.* 2018;23(2):747-55.
22. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater.* 2006;22(11):988-94. doi:10.1016/j.dental.2005.11.031.
23. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring – a review. *Dent Mater.* 2011;27(1):39-52.
24. Hadis MA, Shortall AC, Palin WM. Competitive light absorbers in photoactive dental resin-based materials. *Dent Mater.* 2012;28(8):831-41.

25. Ribeiro BCI, Boaventura JMC, Brito-Gonçalves Jde, Rastelli ANdeS, 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.
26. Souza MBA, Briso AL, Oliveira-Reis Bde, Santos PHdos, Fagundes TC. Influence of light-curing units on surface microhardness and color change of composite resins after challenge. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20(2):204-10.
27. Catelan A, Araújo LSNde, Silveira BCMda, Kawano Y, Ambrosano GMB, Marchi GM, et al. Impact of the distance of light curing the degree of conversion and microhardness of a composite resin. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(4):298-301. doi:10.3109/00016357.2014.946965.
28. Konerding KL, Heyder M, Kranz S, Guellmar A, Voelpel A, Watts DC, et al. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dent Mater.* 2016; 32(5):676-86.
29. Price RBT, Mcleod ME, Felix CM. Quantifying light energy delivered to a class I restoration. *J Can Dent Assoc.* 2010;76(2):1-8.
30. Corciolani G, Vichi A, Davidson CL, Ferrari M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Oper Dent.* 2008;33(3):325-31.
31. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc.* 2011;77:b9.
32. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(1):19-27. doi: 10.2310/6130.2006.00007.
33. Thomé T, Steagall W, Tachibana A, Braga SEM, Turbino ML. Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(6):486-91.
34. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation - activated composite restoratives- Influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(5):337-42.
35. Archegas LRP, Caldas DBdeM, Rached RN, Soares P, Souza EM. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cements. *Oper Dent.* 2012;37(3):281-9.

36. 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; 22(2):196-200.
37. Mills R, Jandt K, Ashworth S. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*. 1999;186(8):388-91. doi:10.1038/sj.bdj.4800120a.
38. Aguiar FHB, Andrade KRM, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Influence of light curing and sample thickness on microhardness of a composite resin. *Clin Cosmet Investing Dent*. 2009;1:21-5. doi:10.2147/ccide.s4863.
39. Segreto DR, Naufel FS, Brandt WC, Guiraldo RD, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Influence of photoinitiator and light-curing source on bond strength of experimental resin cements to dentin. *Braz Dent J*. 2016;27(1):83-9.
40. Aguiar FHB, Lazzari CR, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res*. 2005;19(4):302-6.
41. Gonulol N, Ozer S, Tunc ES. Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *Int J Paediatr Dent*. 2015; 26(5):376-82. doi:10.1111/ipd.12213.
42. Federlin M, Price R. Improving light-curing instruction in dental school. *J Dent Educ*. 2013;77(6):764-72.
43. Seth S, Lee CJ, Ayer CD. Effect of instruction on dental students' ability to lightcure a simulated restoration. *J Can Dent Assoc*. 2012;78:c123.
44. Perfil Técnico da Vittra APS. [Internet]. [acesso em 2020 maio 26]. Disponível em: <http://www.fgm.ind.br/site/wp-content/uploads/2017/03/Perfil-Tecnico-Vittra.pdf>.
45. Repense seu Conceito de Fotopolimerização. [Internet]. [acesso em 2020 maio 26]. Disponível em: <https://cdn.dentalspeed.com/manual/Materia%20-%20APS.pdf>.
46. Davidovich L. Os quanta de luz e a ótica quântica. *Rev Bras Ensino Fís*. 2015; 37(4):4201-05-12. doi: 10.1590/S1806-11173732073.
47. Bagnato VS. Os fundamentos da luz laser. *FnE*. 2001;2(2):1-6.
48. André CB, Nima G, Sebold M, Giannini M, Price R. Stability of the Light Output, oral cavity tip accessibility in posterior region and emission spectrum of light-curing units. *Oper Dent*. 2018;43(4):398-407.



49. Aguiar FHB, Braceiro A, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(6):1-8.



Instituto de Ciências da Saúde  
Programa de Pós Graduação  
Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas  
Avenida Reitor Miguel Calmon s/n - Vale do Canela. CEP: 40110-100  
Salvador, Bahia, Brasil

<http://www.ppgorgsistem.ics.ufba.br>