



**MARIANA MENEZES VAZ FERNANDES**

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DO TIPO E ANGULAÇÃO  
DE DIFERENTES APARELHOS FOTOATIVADORES,  
E MATRIZ DE SILICONE SOBRE A VARIAÇÃO DE  
COR DA RESINA COMPOSTA**

**Salvador  
2025**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
PROCESSOS INTERATIVOS DOS  
ÓRGÃOS E SISTEMAS**



**MARIANA MENEZES VAZ FERNANDES**

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DO TIPO E ANGULAÇÃO DE DIFERENTES  
APARELHOS FOTOATIVADORES, ANGULAÇÃO E MATRIZ DE  
SILICONE SOBRE A VARIAÇÃO DE COR DA RESINA COMPOSTA**

Salvador-Bahia  
2025

**MARIANA MENEZES VAZ FERNANDES**

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DO TIPO E ANGULAÇÃO DE DIFERENTES  
APARELHOS FOTOATIVADORES, ANGULAÇÃO E MATRIZ DE  
SILICONE SOBRE A VARIAÇÃO DE COR DA RESINA COMPOSTA**

Tese 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 Doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Paula Mathias

Salvador-Bahia  
2025

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

Fernandes, Mariana Menezes Vaz

Avaliação do efeito do tipo e angulação de diferentes aparelhos  
fotoativadores e matriz de silicone sobre a variação de cor da resina composta. /  
[Manuscrito]. Mariana Menezes Vaz Fernandes. Salvador, 2025.  
71 f.: il.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Paula Mathias.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal da Bahia, Instituto de  
Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos  
dos Órgãos e Sistemas, 2025.

1. Polimerização. 2. Dentística. 3. Cor. 4. Resinas compostas. 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 617.675 – 23 ed.



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
PROCESSOS INTERATIVOS DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS



## TERMO DE APROVAÇÃO DA DEFESA DE TESE

**Mariana Menezes Vaz Fernandes**

AVALIAÇÃO DO EFEITO DO TIPO E ANGULAÇÃO DE DIFERENTES APARELHOS  
FOTOATIVADORES E MATRIZ DE SILICONE SOBRE A VARIAÇÃO DE COR DA  
RESINA COMPOSTA

Salvador, Bahia, 17 de fevereiro de 2025

Comissão examinadora:

Documento assinado digitalmente  
**PAULA MATHIAS DE MORAIS CANEDO**  
Data: 17/02/2025 16:18:13 -0300  
Verifique em: <https://validar.it.gov.br>

Profa. Dra. Paula Mathias de Moraes Canedo (Examinadora interna)

Documento assinado digitalmente  
**LÍVIA ANDRADE VITÓRIA**  
Data: 18/02/2025 07:28:19 -0300  
Verifique em: <https://validar.it.gov.br>

Profa. Dra. Livia Andrade Vitória (Examinadora interna)

Documento assinado digitalmente  
**THAIANE RODRIGUES AGUIAR BARRETTO**  
Data: 18/02/2025 07:42:59 -0300  
Verifique em: <https://validar.it.gov.br>

Profa. Dra. Thaianne Rodrigues Aguiar (Examinadora interna)

Documento assinado digitalmente  
**JANAINA EMANUELA DAMASCENO DOS SANTOS**  
Data: 17/02/2025 19:54:10 -0300  
Verifique em: <https://validar.it.gov.br>

Profa. Dra. Janaina Emanuela Damasceno dos Santos (Examinadora externa)

Documento assinado digitalmente  
**CAROLINE MATHIAS CARVALHO DE SOUZA**  
Data: 18/02/2025 08:14:18 -0300  
Verifique em: <https://validar.it.gov.br>

Profa. Dra. Caroline Mathias Carvalho de Souza (Examinadora externa)

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

Ao meu esposo, Lucas Fernandes, por sua paciência, compreensão e por estar ao meu lado em cada passo dessa jornada.

Ao meu filho, Tiago, que me inspira a ser melhor a cada dia.

Aos meus pais, Álvaro e Graça, por serem a base sólida de todo o meu caminho. Seu amor, dedicação e base incondicional ao me proporcionar o entusiasmo necessário para superar os desafios e seguir em frente.

As 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.

E a todos aqueles que acreditaram em mim e me incentivaram a alcançar este sonho.

## **AGRADECIMENTOS**

A conclusão desta tese de doutorado marca o fim de uma jornada que não seria possível sem o apoio, incentivo e colaboração de muitas pessoas, às quais sou profundamente grata.

Em primeiro lugar, agradeço a Deus pela força, sabedoria e resiliência concedidas ao longo deste percurso.

Agradeço ao meu esposo, Lucas Fernandes, que esteve ao meu lado nos bons e maus momentos, oferecendo encorajamento e tornando este caminho mais leve.

Ao meu filho, Tiago, que me encoraja todos os dias.

Aos meus pais, Álvaro Vaz e Graça Queiroz, pelo amor incondicional, base e compreensão, especialmente nos momentos mais desafiadores desta jornada. As minhas irmãs, que sempre acreditaram em mim e me inspiraram a seguir em frente.

A minha orientadora, Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>a</sup> Paula Mathias, a quem expressei minha imensa gratidão pela orientação, paciência e conhecimento compartilhado. Sua ajuda constante foi essencial para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos professores e colegas do Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, por todo o aprendizado, pelas discussões enriquecedoras e pela camaradagem ao longo desses anos.

Por fim, agradeço às instituições e agências de fomento que viabilizaram esta pesquisa, em especial a Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia e ao CAPES pelo apoio financeiro e estrutural, e a FGM pelo apoio com doação dos materiais.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho, meu sincero e profundo agradecimento.

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

(Provérbios 18:15)

FERNANDES, Mariana Menezes Vaz. **Avaliação do efeito do tipo e angulação de diferentes aparelhos fotoativadores e matriz de silicone sobre a variação de cor da resina composta.** 2025. 71f. Tese (Doutorado em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas) – Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2025.

## RESUMO

**Introdução** – O desempenho clínico e as propriedades físicas dos materiais resinosos fotopolimerizados são influenciados pelo grau de conversão dos monômeros em polímeros. Essa conversão depende não somente da luz visível emitida pelo aparelho fotopolimerizador e do sistema fotoiniciador presente na resina composta, mas também da quantidade de energia luminosa fornecida à resina composta. **Objetivo** – Avaliar *in vitro* os efeitos da angulação de diferentes fotopolimerizadores sobre a variação de cor de diferentes resinas compostas, e analisar a variação de cor sob uma matriz de silicone de adição transparente. **Material e métodos** – No artigo 1, para a avaliação da variação de cor 120 corpos de prova em formato de disco (6mm x 1,5mm) foram confeccionados com: uma resina composta flúida (Opallis Flow A3 n=40) e duas resinas compostas convencionais (Vittra APS EA3,5 n=40 / Opallis Convencional EA3 n=40) que foram subdivididas em dois grupos de acordo com o aparelho fotoativador usado: Valo Cordless n=20 e Rádi-cal n=20. Cada grupo de polimerização foi subdividido em mais dois grupos, de acordo com a angulação de incidência da luz (0° n=10 e 45° n=10). No artigo 2, mais 120 corpos de prova, com as mesmas dimensões foram confeccionados com resina convencional (Opallis Convencional® EA3) e fotopolimerizados sob uma matriz de silicone de adição transparente usando três fotopolimerizadores (Valo Cordless n=40, Rádi-cal n=40 e Quazar n=40). Os grupos das matrizes foram estabelecidos (sem matriz n=20 e com matriz de 2mm n=20) e subdivididos em diferentes tempos de polimerização, sendo: 20s n=10 e 20s + 20s n=10, e todos foram submetidos a análise de variação de cor ( $\Delta E$ ). Para ambos os testes, a avaliação de  $\Delta E$  foi realizada através de um espectrofotômetro de reflexão (UV-2600, Shimadzu) considerando os parâmetros do sistema CIEL\*a\*b\* com registro de cor inicial e após 15 dias. Para ambas medições, os dados foram avaliados pelos testes de Levene e Shapiro-Wilk com nível de significância de 5%. Em seguida foram analisados pelo ANOVA (3 fatores) e teste Tukey, para comparações múltiplas. **Resultados** – No artigo 1, foram observadas diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ): o uso do Valo Cordless® resultou em menor variação total de cor; a resina Opallis Flow® apresentou menor variação total de cor e o aumento da angulação da ponta do aparelho para 45° aumentou a variação total de cor das resinas Vittra APS® e Opallis Convencional®, quando utilizado o Rádi-cal®. No artigo 2, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na variação total de cor ( $\Delta E$ ) entre os três aparelhos fotopolimerizadores testados, a presença da matriz de silicone transparente e o tempo adicional de fotopolimerização. **Conclusão** – Os resultados indicaram que a angulação do fotoativador e o tipo de resina influenciam a variação total de cor, onde o Valo Cordless® apresentou o melhor desempenho. O aumento da angulação para 45° aumentou a variação de cor para algumas resinas. No entanto, a matriz de silicone e o tempo adicional de fotopolimerização não afetaram significativamente a variação total de cor.

**Palavras-chave:** Polimerização; dentística; cor; resinas compostas.

FERNANDES, Mariana Menezes Vaz. **Evaluation of the Effect of Different Light-Curing Devices, Angulation and Silicone Matrices on the Total Color Stability of Composite Resin.** 2025. 71f. Thesis (Doctorate in Interactive Processes of Organs and Systems) – Institute of Health Sciences, Federal University of Bahia, Salvador, 2025.

## ABSTRACT

**Introduction** – The clinical performance and physical properties of light-cured resin materials are highly influenced by the degree of monomer-to-polymer conversion. This conversion depends not only on the visible light emitted by the curing device and the photoinitiator system present in the composite resin but also on the amount of light energy delivered to the composite resin. **Objective** – To conduct an *in vitro* evaluation of how the angulation of different light-curing units affects color variation of composite resins; and to assess color variation under a transparent addition silicone matrix. **Material and Methods** – To evaluate color variation, 120 disc-shaped specimens (6mm x 1.5mm) were manufactured using a flowable composite resin (Opallis Flow A3, n=40) and two conventional composite resins (Vittra APS EA3.5, n=40 / Opallis Conventional EA3, n=40), which were subdivided into two light-curing unit groups: Valo Cordless (n=20) and Radium-cal (n=20). Each curing group was further subdivided into two more groups based on the incidence angle (0°, n=10 and 45°, n=10). An additional 120 specimens with the same dimensions were manufactured using a conventional resin (Opallis Conventional® EA3) and light-cured under a transparent addition silicone matrix with three light-curing units (Valo Cordless, n=40; Radium-cal, n=40; and Quazar, n=40). The matrix groups were established (without a matrix, n=20; with a 2mm matrix, n=20) and further subdivided according to curing time: 20s (n=10) and 20s + 20s (n=10). All samples underwent color variation analysis ( $\Delta E$ ). For both tests,  $\Delta E$  was assessed using a reflection spectrophotometer (UV-2600, Shimadzu), considering the CIELab\* color system, the initial color was registered and recorded again after 15 days. Data from both measurements were assessed using Levene's and Shapiro-Wilk's tests with a 5% significance level. Subsequently, to establish multiple comparisons, a three-way ANOVA and a Tukey's test were performed. **Results** – In Article 1, some statistically significant differences ( $p < 0.05$ ) were observed: Valo Cordless® showed the lowest total color variation; Opallis Flow® resin exhibited the lowest total color variation; and increasing the tip angulation to 45° led to greater total color variation in the resins Vittra APS® and Opallis Conventional® when Radium-cal® was used. In Article 2, no statistically significant differences were observed in the total color variation ( $\Delta E$ ) when comparing the three tested light-curing units, the presence or absence of a transparent silicone matrix, or the additional curing time. **Conclusion** – The results indicated that the curing unit angulation and resin type influenced total color variation, with Valo Cordless® showing the best performance. Increasing the angulation to 45° led to greater color variation in some resins. However, the silicone matrix and additional curing time did not significantly affect total color variation.

**Keywords:** Polymerization; dentistry; color; composite resins.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Formulações das resinas compostas com base nas características das partículas de carga.	20
-----------------	-----------------------------------------------------------------------------------------	----

### ARTIGO 1

<b>Figura 2</b>	Organograma de distribuição dos grupos experimentais (n=10).	37
<b>Figura 3</b>	Esquema ilustrativo da confecção dos corpos de prova, considerando a matriz de silicone de condensação 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.	39
<b>Figura 4</b>	Esquema ilustrativo demonstrando o posicionamento dos fotoativadores Valo Cordless e Radii-cal→. (A) Posicionamento do fotopolimerizador na angulação pré-determinada, com auxílio do dispositivo acrílico de 45 graus. (B) Após o posicionamento, o aparelho foi estabilizado na posição desejada, e o dispositivo acrílico foi removido para a fase de fotoativação para evitar interferência na energia luminosa que atingia a superfície da resina.	40

### ARTIGO 2

<b>Figura 5</b>	Organograma de distribuição dos grupos experimentais (n=10).	51
<b>Figura 6</b>	Esquema ilustrativo da confecção dos corpos de prova, considerando a matriz de silicone de condensação 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.	53
<b>Figura 7</b>	Esquema ilustrativo demonstrando o posicionamento dos fotoativadores. (A) Fotopolimerização sem matriz e (B) Fotopolimerização com matriz.	53
<b>Figura 8</b>	Processo de confecção da matriz de silicone transparente.	55

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	Materiais utilizados, com identificação de seus respectivos fabricantes, lotes e composição química básica.	38
<b>Tabela 2</b>	Especificações dos aparelhos fotoativadores, com seus respectivos comprimentos de onda, intensidade de luz usada no estudo.	38
<b>Tabela 3</b>	Valores médios e desvios-padrão dos valores da variação total de cor ( $\Delta E$ ) da análise colorimétrica realizada no espectrofotômetro de Reflexão (Shimadzu) dos grupos testados, considerando os diferentes aparelhos fotopolimerizadores, diferentes resinas compostas e variação da angulação.	42

## ARTIGO 2

<b>Tabela 4</b>	Materiais utilizados, com identificação de seus respectivos fabricantes, lotes e composição química básica.	51
<b>Tabela 5</b>	Especificações dos aparelhos fotoativadores, com seus respectivos comprimentos de onda, intensidade de luz usada no estudo.	52
<b>Tabela 6</b>	Valores médios e desvios-padrão dos valores da variação total de cor ( $\Delta E$ ) da análise colorimétrica realizada no espectrofotômetro de Reflexão (Shimadzu) dos grupos testados, considerando os diferentes aparelhos fotopolimerizadores, tempo de polimerização e matriz de silicone de adição transparente.	56

## LISTA DE ABREVIATURAS

Bis-GMA	Bisfenol Aglicidildimetacrilato
UDMA	Uretano Dimetacrilato
TEGDMA	Trietileno Glicol Dimetacrilato
$\Delta E$	Variação total da cor
LED	Diodo emissor de luz
APS	Advanced Polymerization System
CIELab	Comissão Internacional de Iluminação Luminosidade Eixo vermelho-verde e Eixo amarelo-azul

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>JUSTIFICATIVA</b>	<b>16</b>
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>18</b>
3.1	OBJETIVO GERAL	18
3.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	18
<b>4</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>19</b>
4.1	RESINA COMPOSTA E SUAS CARACTERÍSTICAS	19
4.2	PROCESSO DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO	22
4.3	ASPECTOS DO MATERIAL DE IMPRESSÃO DE POLIVINIL SILOXANO	26
4.4	AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO TOTAL DE COR ( $\Delta E$ ) E DA DEGRADAÇÃO HIDROLÍTICA	29
<b>5</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>33</b>
<b>6</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>35</b>
6.1	ARTIGO 1: Impacto da angulação de diferentes aparelhos fotopolimerizadores sobre a variação de cor das resinas compostas	35
6.2	ARTIGO 2: Avaliação da variação de cor da resina composta fotopolimerizada sob matriz de silicone de adição transparente	49
<b>7</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>61</b>
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>64</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>65</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os compósitos odontológicos são materiais restauradores indicados para dentes anteriores e posteriores, uma vez que, de forma favorável, aliam boa estética a excelentes propriedades mecânicas<sup>1</sup>. Por conta disso, apresentam ampla indicação em relação aos procedimentos restauradores diretos e utilização frequente na odontologia.

As resinas são compostas por cargas inorgânicas quimicamente ligadas pelo agente de união (silano) a uma matriz orgânica. Elas podem ser classificadas de acordo com o tamanho das partículas de carga presentes na matriz inorgânica em: híbridas, micro-híbridas, microparticuladas e nanoparticuladas<sup>1</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 a polimerização do material<sup>2,3</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>2-6</sup>. Para que o sistema fotoiniciador seja ativado, recomenda-se que a luz recebida apresente um comprimento de onda específico, dentro do espectro luminoso, capaz de ativar esse sistema, o que, por sua vez, dará início à reação de polimerização dentro do material resinoso<sup>2-6</sup>.

Atualmente, a demanda por tratamentos de odontologia estética tem crescido significativamente, tornando as facetas uma escolha popular para diversas situações clínicas. Há uma nova opção para a confecção de facetas de resina envolve o uso do enceramento diagnóstico, onde a resina é transferida para a cavidade bucal por meio de um guia transparente, garantindo maior precisão e eficiência no procedimento<sup>7</sup>. Entretanto, aconselha-se avaliar seu impacto no processo de polimerização, considerando se essa técnica pode interferir na completa ativação dos materiais resinosos, comprometendo a qualidade e a durabilidade do tratamento.

A polimerização satisfatória, que consiste na conversão de um maior número possível de monômeros em polímeros, depende do tipo e da quantidade de energia luminosa recebida pelo compósito<sup>8</sup>, da proporção de carga presente em sua composição<sup>9</sup> e da espessura do incremento na restauração<sup>10</sup>. Esses dados presumem o comportamento clínico, bem como as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas fotoativadas. Variáveis clínicas e operacionais podem interferir na entrega da energia luminosa que sai da ponta do fotoativador e que alcança o material restaurador. Peças como a posição e a distância da ponta do fotopolimerizador ao material são exemplos dessas variáveis que afetam diretamente a quantidade de fótons que a resina irá receber, impactando no processo da polimerização<sup>11</sup>. O

posicionamento incorreto da ponta guia do aparelho fotoativador em relação ao material restaurador pode reduzir as propriedades e afetar a durabilidade das restaurações a longo prazo<sup>12</sup>.

O comprometimento do grau de conversão dos monômeros em uma rede de polímeros faz com que o compósito não apresente adequadas propriedades físicas, mecânicas, estéticas e biológicas<sup>13</sup>. A variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas compostas após a fotopolimerização, é crucial para a longevidade estética das restaurações dentárias. A descoloração das resinas pode ocorrer devido a uma série de motivos, incluindo a composição química da resina, a profundidade de polimerização, a qualidade da fotopolimerização, a exposição a agentes colorantes externos (como alimentos e bebidas) e a degradação do material ao longo do tempo.

## 2 JUSTIFICATIVA

A variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas compostas constitui-se em elemento crítico na odontologia estética, porque influencia diretamente a longevidade e a qualidade dos tratamentos restauradores. A descoloração das resinas pode comprometer o resultado estético ao longo do tempo, afetando a satisfação dos pacientes e a necessidade de substituições ou reparos. A polimerização inadequada compromete as propriedades do material restaurador<sup>2,5,12,14,15</sup>, podendo ocorrer dissolução da matriz orgânica e, consequentemente, exposição das partículas de carga inorgânica do material, acelerando sua deterioração e propiciando o aparecimento de lesões de cárie secundária, falhas na retenção, sorção e solubilidade do material, possível reação inflamatória da polpa, redução da dureza, aumento da rugosidade superficial e acúmulo de placa bacteriana; colaborando assim para a alteração de cor e menor longevidade da restauração<sup>2,5,14,16</sup>.

Os aparelhos fotoativadores, responsáveis pela polimerização das resinas, desempenham um importante papel nesse contexto. Diferentes tecnologias de fotoativação podem variar em termos de intensidade de luz, comprimento de onda e tempo de exposição; aspectos que podem influenciar a polimerização e, por conseguinte, a variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas. Ademais, o uso de matrizes de silicone durante a fotoativação pode impactar a uniformidade e a eficiência do processo, contribuindo para uma maior variação total de cor ( $\Delta E$ )<sup>7,17,18</sup>.

Alguns dos aspectos clínicos que mais impactam a qualidade do material resinoso são o protocolo, a técnica de fotoativação da resina composta e aspectos de inserção, sendo portanto, obrigatório considerar os padrões operacionais e clínicos, como a distância e a posição do aparelho fotoativador; é possível otimizar as propriedades físicas, mecânicas, estéticas e biológicas do material, reduzindo o risco de maior dissolução da matriz orgânica e exposição das partículas de carga inorgânica da resina<sup>19,20</sup>.

Atualmente, a procura por tratamentos de odontologia estética tem aumentado significativamente, tornando as populares facetas uma escolha frequente para diversas situações clínicas. Uma nova abordagem para a confecção de facetas de resina envolve a utilização do enceramento diagnóstico, onde a resina é transferida para a cavidade bucal por meio de um guia transparente, garantindo precisão e eficiência no procedimento<sup>7</sup>. No entanto, é crucial compreender seu impacto no processo de polimerização, se pode ou não, interferir na completa polimerização dos materiais resinosos, comprometendo a qualidade e durabilidade do procedimento clínico.

E por fim, compreender o impacto da angulação do aparelho fotopolimerizador torna-se relevante devido aos desafios clínicos, especialmente em situações em que o paciente apresenta dificuldades, como quando não abre a boca completamente, tornando o acesso ao ponto focal mais complexo.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVO GERAL**

Investigar, sob condições laboratoriais, a variação total de cor ( $\Delta E$ ) de resinas compostas (convencional e fluída) diante dos efeitos da fotopolimerização e do uso da matriz de silicone transparente.

#### **3.2 OBJETIVO ESPECÍFICO**

- Analisar a variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta, após fotopolimerização com diferentes tipos e posições dos aparelhos fotoativadores.
- Avaliar a influência da matriz de silicone para construção de restaurações na variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta.

## 4 REVISÃO DA LITERATURA

### 4.1 RESINA COMPOSTA E SUAS CARACTERÍSTICAS

A resina composta (compósito) é um material restaurador direto com cor semelhante à do dente, amplamente utilizado em procedimentos restauradores nos consultórios odontológicos. Sua popularidade se deve à combinação de propriedades biológicas, como biocompatibilidade e preservação dental, juntamente a ótimas propriedades mecânicas, como durabilidade, baixa taxa de desgaste e alta resistência, além de suas extraordinárias características estéticas<sup>21</sup>.

O material restaurador deve atender a alguns requisitos essenciais, como possuir boas características ópticas, ter propriedades físicas que correspondam às do tecido dentário duro e ser biocompatível. A resistência ao desgaste e o efeito sobre os dentes antagonistas devem ser similares às propriedades do esmalte; o material precisa ser facilmente distinguível do tecido dentário em radiografias, ser fácil de manusear e polir, e formar uma união adequada com o tecido dentário, o que pode ser alcançado com o uso de um adesivo dentário<sup>22</sup>.

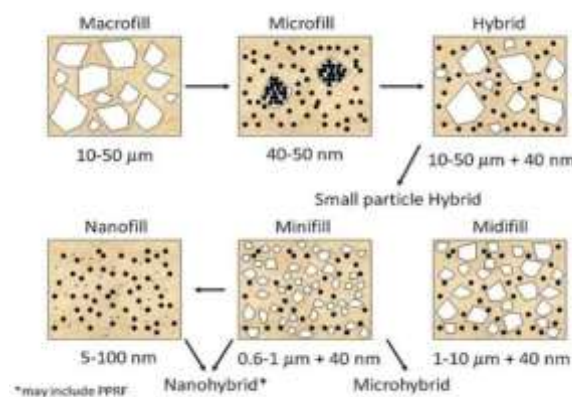
A aparência estética da superfície de uma restauração em resina composta está diretamente relacionada ao tamanho das partículas. Para obter restaurações estéticas satisfatórias surge a necessidade de que os biomateriais apresentem propriedades ópticas semelhantes às da estrutura dentária. Como a resina composta não contém cristais de hidroxiapatita, prismas de esmalte ou túbulos dentinários, ela deve criar uma ilusão baseada na forma como a luz é refletida, refratada, transmitida e absorvida pela dentina e pelas microestruturas do esmalte<sup>23</sup>. As novas formulações de resina composta possuem propriedades ópticas que conferem ao dente um efeito policromático, do mesmo modo os nanocompósitos ajustaram seus componentes de partículas de carga, utilizando partículas menores, com diferentes formas, orientações e concentrações, o que aprimoram não só suas propriedades físicas e mecânicas, mas também suas características ópticas<sup>23</sup>.

A resina composta possui em sua composição uma matriz orgânica, constituída principalmente de Bis-GMA (bisfenol-A glicidil metacrilato), uma matriz inorgânica (que são as partículas de carga) e o agente de união silano, que liga quimicamente as partículas de carga à matriz, além de produtos químicos que promovem ou modulam a reação de polimerização<sup>22,24</sup>. Como o Bis-GMA é altamente viscoso sozinho, ele é misturado em diferentes combinações com monômeros de cadeia curta, como TEGDMA (trietilenoglicol-dimetacrilato)<sup>22</sup>. As partículas de carga são feitas de quartzo, cerâmica e (ou) sílica. Com o

aumento do teor de carga e a contração de polimerização, o coeficiente de expansão linear e a absorção de água são reduzidos<sup>22</sup>.

As resinas compostas são classificadas em híbridas, micro-híbridas, microparticulada e nanoparticulada, de acordo com as características das partículas de carga da matriz inorgânica, principalmente seu tamanho (Figura 1)<sup>1,24</sup>. As partículas de carga estabelecem, de maneira direta, as propriedades mecânicas e as de manuseio, permitindo a redução do teor de monômero, além de melhorar a estética<sup>21</sup>.

**Figura 1** – Formulações das resinas compostas com base nas características das partículas de carga.



Fonte: Ferracane<sup>24</sup>.

Com os avanços na tecnologia foi possível desenvolver a resina composta flow, que possui baixa viscosidade, tornando-a mais fluída do que as resinas compostas convencionais, sendo recomendada em vários casos clínicos como: reparação de defeitos de esmalte, lesões cervicais não cariosas, base/revestimento sob restaurações diretas. As principais vantagens da resina flow incluem primorosa capacidade de se espalhar e aderir à superfície dentária, proporcionando infiltração eficiente em todas as irregularidades, reduzindo a formação de bolhas, e alta flexibilidade – o que reduz significativamente o risco de deslocamento em áreas de concentração de tensões como desgastes cervicais e regiões de dentina cavitada<sup>25</sup>, diante disso, a sua menor viscosidade compensa as suas propriedades. Para além disso, este material apresenta radiopacidade e está disponível em uma ampla gama de cores, atendendo a diversas necessidades estéticas e funcionais, não obstante, suas limitações envolvem uma contração acentuada durante a polimerização, devido à menor carga de partículas inorgânicas, e resistência mecânica reduzida em comparação a outros materiais<sup>25</sup>. Embora as resinas flow apresentem menor resistência mecânica em comparação às resinas compostas convencionais, seu uso estratégico como camada inicial de base ou em restaurações minimamente invasivas

potencializa a eficiência do procedimento e contribui para uma melhor retenção e selamento.

Shaalán, Abouf-Auf e El Zoghby<sup>26</sup> em 2018 realizaram uma meta-análise comparando o desempenho de restaurações em resina flow e convencional, após um acompanhamento de até 36 meses, sem encontrar diferenças clínicas relevantes entre os materiais em termos de retenção e adaptação marginal. Um outro projeto realizado por Badr *et al.*<sup>27</sup> em 2021 avaliou o desempenho clínico de uma resina composta flow e uma resina nanohíbrida em restaurações diretas estéticas de dentes posteriores, e ambas apresentam efeitos clínicos semelhantes ao longo de um período de 24 meses.

Atualmente, a demanda dos pacientes pela odontologia estética é alta, fazendo com que as tão divulgadas facetas sejam o tratamento de escolha para muitas situações clínicas. Há uma nova opção para confecção das facetas de resina com base no enceramento diagnóstico, onde uma resina é transferida para a boca usando um guia transparente<sup>7</sup>.

As facetas de resina injetável ou resina convencional tornaram-se uma técnica odontológica popular que fornece resultados muito previsíveis. Na pesquisa realizada por Ypei Gia *et al.*<sup>7</sup> em 2020, mostrou que a aplicação da técnica com uso do guia transparente foi eficaz na reprodução precisa da anatomia, replicando fielmente o enceramento diagnóstico e resultando em uma melhora significativa na precisão marginal, além de alcançar um resultado imediato estético e funcional; quando conclui que devidamente planejada e executada, a técnica injetável oferece um fluxo de trabalho simples e eficiente.

Inicialmente, o processo de polimerização das resinas compostas era ativado por uma reação química, a partir da mistura de uma pasta base e catalisadora. Porém esse processo foi substituído pela fotoativação. O desenvolvimento do processo da fotoativação ocorreu devido aos aspectos negativos da ativação química, a exemplo da menor estabilidade de cor do material em longo prazo e o tempo de trabalho limitado<sup>28</sup>. A maioria dos compósitos são ativados por luz, seja como o único iniciador de polimerização, ou em uma formulação de cura dupla que contém um componente quimicamente polimerizado<sup>24</sup>.

O sistema fotoiniciador mais comum é a canforoquinona (CQ)<sup>29</sup>, mas a cor amarela intensa do produto tem limitado seu uso, especialmente em resinas compostas de cor mais clara<sup>6,30,31</sup>. Algumas formulações comerciais incluíram outros fotoiniciadores, como Lucirina-TPO, Ivocerin<sup>30</sup> e o PPD (1-fenil-1,2-propanodiona)<sup>32</sup>, que são menos amarelos do que CQ e, portanto, potencialmente de cor mais estável<sup>24</sup>.

Os materiais fotoativados dependem de luz visível, com comprimento de onda e aspectos de energia específicos, capazes de ativar seu sistema fotoiniciador. Para que se inicie o processo da fotopolimerização, é necessário que os fotoiniciadores absorvam os fótons –

emitidos a partir de um determinado comprimento de onda –, o que resulta na conversão de luz visível em energia armazenada, usada para a criação de radicais livres<sup>6,33</sup>. Os monômeros aguardam a liberação de sua energia interna para se ligar a outros monômeros, acionados a partir de uma forma externa de energia, formando, igualmente, os radicais livres. Esses, por ocasião, se difundem através do material em busca de outros monômeros ricos em elétrons, dando início à polimerização e construindo, dessa forma, uma rede de polímeros<sup>33</sup>.

Muitas vezes na reação de polimerização, observa-se a redução da concentração de monômeros disponíveis para novas ligações. As cadeias poliméricas em crescimento encontram dificuldade de se difundir cada vez mais pela resina, que, inicialmente, se apresentava semelhante a gel e, depois, semelhante a plástico rígido<sup>33</sup>.

Algumas características ópticas das resinas compostas influenciam a propagação da luz dentro do material. Premente se faz considerar o grau de opacidade da resina composta, pois isso pode dificultar a passagem da luz no interior do material. As resinas compostas com opacidade semelhante à da dentina necessitam de um tempo de exposição à luz maior para atingir um grau de conversão comparável ao das resinas compostas com menor opacidade, como as resinas de esmalte<sup>34</sup>. Não obstante, a maior translucidez de algumas resinas compostas permite que a luz penetre em camadas mais profundas do material, o que melhora o grau de conversão dos monômeros em polímeros, em uma extensão maior do corpo do material translúcido<sup>35</sup>.

## 4.2 PROCESSO DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO

Os equipamentos fotopolimerizadores foram aprimorados ao longo dos anos, com a intenção de gerar luzes que permitissem uma polimerização mais rápida das resinas compostas, produzindo menos calor. Esse processo começou pelos aparelhos de luz ultravioleta, seguido pelas luzes halógenas de alta intensidade, luzes emitidas por diodo (LED) e luzes de arco plasma<sup>15</sup>. O laser, em contrapartida, devido ao custo elevado, não ser portátil e por ter um espectro de emissão de luz estreito, tornou-se menos utilizado diante dos LEDs de alta potência<sup>6,36</sup>. Os limites de visibilidade da luz que dependem muito do brilho da fonte usada se estendem cerca de 310nm, no ultravioleta, e de 1100nm no infravermelho<sup>37</sup>.

Para que a luz seja capaz de fotoativar a resina composta e iniciar uma polimerização eficiente – que consiste na máxima conversão de monômeros em polímeros –, há uma dependência de dois critérios básicos: o comprimento de onda específico e a quantidade de energia (produto da intensidade de potência, 1.200mW/cm<sup>2</sup>, valor representativo para os

fotopolimerizadores contemporâneos, e a variação do tempo -segundos- de aplicação) entregue no momento da emissão de luz e que é gerada pelo aparelho emissor<sup>2,11,30</sup>.

A luz só será captada pelo sistema de fotoiniciação presente na resina composta se ela for emitida em um comprimento de onda específico (característica espectral da luz que determina sua forma de propagação), que seja capaz de sensibilizar os fotoiniciadores; cada fotoiniciador é sensibilizado por um ou alguns comprimentos de onda específicos<sup>2,11,30</sup>.

A polimerização ideal do material resinoso prevê uma máxima conversão de monômeros em cadeias poliméricas entrelaçadas, que formam polímeros consistentes<sup>38</sup>. Para que isso aconteça é preciso utilizar uma fonte de luz que tenha um espectro visível compatível com as características de absorção dos fotoiniciadores do material, para ocorrer absorção da luz pelos sistemas fotoiniciadores que desenvolvem estágios excitados e iniciam a cadeia de reação de polimerização<sup>2,4,5,39</sup>. Para 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>2,11,30</sup>.

Para assegurar uma entrega eficiente de luz durante a fotopolimerização, o profissional deve considerar a quantidade de energia fornecida pela ponta do fotopolimerizador. Essa energia resulta do produto da intensidade de potência (1.200 mW/cm<sup>2</sup>, valor típico dos fotopolimerizadores modernos) pelo tempo de aplicação da luz em segundos<sup>3,11,30</sup>.

O comprimento de onda é uma característica da faixa espectral que define como a luz se propaga. No início, os LEDs emitiam faixas de comprimento de onda muito estreitas, o que significa que eles eram visíveis apenas em uma única faixa de cor. Os aparelhos fotopolimerizadores LEDs foram aprimorados ao longo dos anos, sendo considerados luzes de amplo espectro luminoso, devido à sua capacidade de emitir amplas faixas de comprimento de onda<sup>6,37</sup>. As luzes de amplo espectro conseguem sensibilizar um maior número de diversos fotoiniciadores<sup>6,30</sup>. A canforoquinona apresenta um pico de absorção de luz no comprimento de onda em torno de 468 nm na região azul do espectro visível<sup>29</sup>. Já os fotoiniciadores Lucirina-TPO e Ivocerin são mais reativos a comprimentos de onda mais baixos, próximos de 410nm<sup>30</sup>. Destarte, utilizar um aparelho fotopolimerizador de amplo espectro ou de múltiplos comprimentos de onda garante uma fotoativação satisfatória das resinas compostas, visto que a maioria dos fabricantes não registram, na composição dos seus produtos, todos os fotoiniciadores utilizados.

Outros aspectos que devem ser analisados são as variáveis clínicas e operacionais que podem interferir na entrega da energia luminosa que sai da ponta do fotoativador e que chega

ao material restaurador. Exemplos dessas variáveis são a posição e a distância da ponta do fotoativador até o material, o que afeta diretamente a quantidade de fótons que a resina irá receber, impactando no processo da polimerização<sup>11</sup>. As propriedades mecânicas e a durabilidade em longo prazo das restaurações podem ser reduzidas a partir de uma fotopolimerização realizada à distância<sup>12</sup>.

Ao considerar a entrega da energia luminosa, o aumento do ângulo de inclinação da ponta guia do fotopolimerizador em relação à superfície a ser polimerizada reduz a exposição radiante disponível para o material. Enquanto o ângulo aumenta, parte dos feixes de luz não atinge a restauração, criando áreas de sombra nas regiões periféricas<sup>40,41</sup>. A polimerização de uma restauração pode ser comprometida por uma ponta do fotopolimerizador inclinada ou posicionada a uma distância maior. Portanto, é essencial que o operador posicione a ponta guia do fotopolimerizador diretamente sobre a área desejada, preferencialmente com um ângulo de 0° e uma distância de 0 mm em relação à superfície<sup>40</sup>.

De acordo com o formato do aparelho fotoativador, a luz poderá ser emitida em graus diferentes de divergência do feixe. O impacto da distância da ponta emissora de luz, na irradiância da superfície, modifica-se para diferentes frequências de luz. Assim, parte da luz é emitida como um feixe colimado e parte é dispersada<sup>6</sup>. Observações apontam que a distância aumentada da ponta emissora diminui a quantidade de luz que atinge o material resinoso, reduz a quantidade de energia que chega a esse material, diminuindo a profundidade de polimerização do material<sup>6,15,42</sup>. Catelan *et al.*<sup>12</sup> conduziu um estudo para estabelecer o grau de conversão e a dureza de uma resina composta fotopolimerizada a distâncias de 0, 2 e 4 mm. Os autores notaram que a fotopolimerização realizada a uma maior distância interfere negativamente as propriedades da resina e compromete a durabilidade das restaurações, recomendando o uso de um dispositivo de fotopolimerização com maior irradiância nessas situações.

A energia fornecida pelo fotopolimerizador, conforme declaração do fabricante, é geralmente medida na ponta do aparelho. Essa informação pode dar ao operador a impressão de que a polimerização da resina composta está garantida; mas, apesar disso, a irradiância que atinge a superfície da resina pode ser significativamente menor, pois essa superfície pode estar localizada a uma distância de 2 a 8 mm da ponta do fotopolimerizador<sup>33</sup>. A uma distância de 8 mm, o diâmetro útil do feixe de luz é reduzido, o que pode resultar em uma polimerização inadequada de restaurações profundas<sup>43</sup>.

Na prática clínica, os dentistas podem encontrar desafios em direcionar a ponta do fotoativador perto da superfície da resina composta, porque essa ação depende da posição e do

tamanho da cavidade, bem como da progressão da lesão de cárie que está sendo restaurada<sup>16</sup>. A região distal dos dentes molares superiores e a região lingual dos incisivos inferiores são as que apresentam dificuldade para o acesso técnico, o que pode dificultar o posicionamento da ponta emissora de luz próximo dessas superfícies<sup>41</sup>. A polimerização de uma restauração pode ser prejudicada por uma ponta fotoativadora inclinada ou com uma distância aumentada. Por essa razão, estudos sugerem prolongar o tempo de polimerização em restaurações de classe II, especialmente em caixas proximais profundas<sup>43,44</sup>. Xu, Sandras e Burgess<sup>44</sup> em 2006, em seu estudo, concluíram que um tempo de fotopolimerização de 40 a 60 segundos é recomendado quando a margem gengival da caixa proximal está a 6 a 7 mm abaixo da superfície oclusal.

Em 2016, Konerding *et al.*<sup>40</sup> realizaram uma investigação para determinar a influência do ângulo de inclinação e da distância de irradiância na eficiência da aplicação de luz. A influência do ângulo de inclinação e da distância do guia de luz à superfície do sensor, na exposição radiante realizada, foi examinada para três unidades fotoativadoras diferentes, com cinco diferentes ângulos de inclinação e nove distâncias diferentes; o operador precisa posicionar a ponta guia do fotoativador diretamente no local desejado, em um ângulo preferencialmente de 0° e uma distância de 0mm em relação à superfície, para garantir uma entrega de luz suficiente.

A intensidade da luz diminui conforme atravessa a resina, devido à absorção e dispersão pelas partículas de carga e pela matriz resinosa<sup>45</sup>. Quando a proporção de carga é maior, a penetração e propagação da luz pelo compósito se tornam mais difíceis<sup>9</sup>. Dessa redução na propagação da luz, advém uma diminuição da polimerização da resina em profundidade, resultando em uma diferença significativa na conversão polimérica entre as superfícies superior e inferior de uma mesma resina composta<sup>45</sup>. O aumento da espessura do material reduz a quantidade de energia que atinge a superfície inferior<sup>11</sup>. Destarte, recomenda-se o uso de camadas mais finas de resina composta convencional em cavidades profundas, evitando-se espessuras maiores que 2 mm, para garantir a polimerização efetiva na superfície inferior da resina<sup>10</sup>.

Os aparelhos odontológicos de segunda geração representaram um grande avanço na fotocura com LED, graças à introdução de chips de alta potência que emitiam luz azul concentrada na faixa de 460 a 480 nm, ideal para a ativação do canforoquinona (CQ). Esses dispositivos incorporaram LEDs de 1 a 15 watts, resultando em uma maior emissão de fótons, possibilitando tempos de polimerização mais rápidos e eficientes. Para lidar com o calor gerado pelos chips de maior potência, soluções como dissipadores de calor e ventiladores internos foram utilizadas. A tecnologia de baterias também evoluiu, com a introdução de

unidades de hidreto metálico de níquel (NiMH) sem "efeito memória", tornando os aparelhos mais duráveis. Contudo, essas luzes não eram capazes de ativar fotoiniciadores como TPO e Ivocerin®, que ainda não estavam disponíveis<sup>33</sup>.

Já os aparelhos de terceira geração foram desenvolvidos para atender à necessidade de ativação de uma gama mais ampla de fotoiniciadores, incluindo TPO e Ivocerin®, além do CQ. Para isso, passaram a incorporar múltiplos LEDs com emissões simultâneas de luz azul e violeta, em diferentes configurações, como arranjos circulares ou matrizes integradas. Esses designs permitiram a emissão em comprimentos de onda variados, incluindo 400 nm para ativação do violeta e 445 a 460 nm para luz azul. Essa capacidade ampliada possibilitou uma polimerização mais eficiente para materiais com diferentes fotoiniciadores, embora a emissão azul tenha sido reduzida, o que pode limitar a ativação profunda de CQ. Mesmo assim, a terceira geração trouxe maior flexibilidade e desempenho para aplicações odontológicas modernas<sup>33</sup>.

Os fotopolimerizadores de terceira geração possuem variações em seu formato. Alguns utilizam guias de fibra ótica para emitir fótons para a região-alvo, enquanto outros possuem um design em forma de lápis. Esse formato permite que o aparelho fotoativador tenha o chip emissor apontado diretamente na extremidade distal da unidade, e isso possibilita uma incidência da luz diretamente na restauração, sem o uso de guias de luz de fibra óptica. Seu design, portanto, proporciona melhor acesso à cavidade oral, o que facilita a posição da ponta e permite uma iluminação mais direta e máxima transferência de luz para a restauração<sup>33</sup>.

Das análises feitas até aqui, compreende-se que, além da atenção à quantidade de energia que a superfície externa da resina recebe, existem outros aspectos que interferem na propagação da luz ao longo de todo o corpo da resina composta. Algumas variáveis influenciam diretamente a dispersão que a luz sofre ao atravessar o material resinoso, como a translucidez e (ou) opacidade da resina, a espessura dos incrementos, a presença e os tipos de pigmentos, as características das partículas de carga, entre outros<sup>30,46</sup>. A propagação da luz no interior do compósito pode ser um aspecto que limita a conversão dos monômeros, em profundidade<sup>47</sup>.

#### 4.3 ASPECTOS DO MATERIAL DE IMPRESSÃO DE POLIVINIL SILOXANO

Os materiais de impressão de polivinil siloxano, também conhecidos como silicones de adição, são frequentemente utilizados como guia para reconstrução de estruturas dentárias

perdidas com resina composta, a qual é polimerizada por luz em contato com o polivinil siloxano. A popularidade desses materiais é compreensível, dada a combinação de excelentes propriedades físicas, características de manuseio e superior estabilidade dimensional<sup>48</sup>. Um material de impressão ideal precisa apresentar determinadas características como: ser biocompatível, incluindo propriedades hipoalergênicas, proporcionar uma impressão precisa graças à sua capacidade de adaptação às estruturas orais, possuir uma consistência que seja dimensionalmente estável para resistir a rasgos, mas que permita uma remoção atraumática dentro de um tempo adequado<sup>49</sup>.

Ao utilizar polivinil siloxano, concretiza-se o controle da umidade para garantir o sucesso na obtenção de impressões clínicas precisas, devido à sua natureza hidrofóbica decorrente de sua estrutura química, a presença de umidade pode resultar em impressões com falhas, como bolhas, comprometendo a qualidade dos detalhes reproduzidos<sup>49</sup>. As novas formulações incorporaram surfactantes não iônicos nos materiais, esses surfactantes atuam através da difusão de suas moléculas do polivinilsiloxano para a fase aquosa, permitindo que o material de impressão apresente uma molhabilidade melhorada, a natureza hidrofílica de um material de impressão está relacionada à sua capacidade de trabalhar em um ambiente úmido e ainda fornecer precisão na fabricação de impressões<sup>49-51</sup>.

A reação química dos silicones de adição de polivinilsiloxano envolvem a mistura de uma pasta base contendo molecular terminadas em hidrosilano reagindo com uma pasta aceleradora contendo oligômeros de siloxano com grupos terminais de vinil e um e um catalisador de platina, essa reação produz hidrogênio, que é eliminado pela platina<sup>49,51</sup>. A viscosidade é alterada pela variação da quantidade de carga de sílica, resultando em material mais espesso (putty) ou em um material de menor viscosidade (wash)<sup>49</sup>. A capacidade dos materiais de impressão em reproduzir detalhes finos varia significativamente conforme a viscosidade, de modo geral, materiais com menor viscosidade tendem a registrar melhor os detalhes mais delicados<sup>50</sup>.

Segundo Donovan e Chee<sup>50</sup>, um material de impressão ideal deve apresentar um dimensionamento estável ao longo do tempo, como não existem subprodutos na reação de polimerização dos silicones de adição, os materiais polivinil siloxano apresentam uma notável estabilidade dimensional, eles podem ser vazados conforme a necessidade do operador e são a opção de escolha quando a impressão precisa ser enviada ao laboratório, momento em que o dentista não tem controle sobre o tempo em que será vazado. Impressões em polivinil siloxano podem ser vazadas imediatamente após a remoção da boca ou até mesmo horas, dias e semanas depois de realizadas<sup>50</sup>.

Os materiais de polivinil siloxano têm uma interação significativa com o látex. Qualquer contato do material não polimerizado com o látex resulta na inibição da polimerização do material de impressão, acredita-se que a inibição ocorre devido a contaminação com o enxofre presente nas luvas de látex<sup>49,50</sup>. É frequentemente sutil e limitada a pequenas áreas isoladas da superfície da impressão, apresentando-se como uma película de material não endurecido em áreas isoladas ou a presença de uma substância pegajosa e escorregadia na superfície da impressão<sup>50</sup>.

Chen *et al.*<sup>52</sup>, definiram a qualidade dos materiais de impressão de polivinil siloxano na polimerização de resinas compostas, por meio da análise da microdureza vickers e do grau de conversão do polivinilsiloxano, posição em que as resinas compostas foram polimerizadas por luz em contato com 3 materiais de impressão de polivinil siloxano e a superfície de contato foi adicionalmente polimerizada por luz por 20 segundos, após remoção da matriz. Os autores observaram: a presença de substâncias pegajosas nas superfícies de contato entre as resinas compostas e as impressões de polivinil siloxano imediatamente após a fotopolimerização e um menor grau de conversão e microdureza, quando comparado ao grupo controle. Portanto, os autores concluíram que os três materiais de impressão de polivinil siloxano testados foram capazes de inibir significativamente a polimerização da resina composta, embora esse efeito tenha sido restrito a uma profundidade de aproximadamente 10 µm na superfície em contato com o material de impressão.

Em 2017, Chen *et al.*<sup>52</sup>, ainda pontuam que embora o mecanismo inibitório dos materiais de impressão à base de polivinilsiloxano não seja totalmente elucidado, presume-se que a interação entre os radicais livres gerados pelos fotoiniciadores das resinas compostas e certos componentes do material de impressão possa interferir na reação de polimerização, especialmente durante o estágio de indução. Isso implica que os fotoiniciadores na superfície de contato da resina composta foram totalmente ocupados e absorvidos nos materiais de impressão durante o período de indução. Em decorrência, não restaram fotoiniciadores suficientes para iniciar a repolimerização quando a superfície de contato foi removida dos materiais de impressão e novamente diretamente irradiada.

#### 4.4 AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO TOTAL DE COR ( $\Delta E$ ) E DA DEGRADAÇÃO HIDROLÍTICA

A avaliação da variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas compostas utilizando o sistema CIELab é amplamente empregada na Odontologia, devido à sua objetividade e precisão, pois analisam alterações cromáticas em materiais dentários. O sistema CIELab, desenvolvido pela Comissão Internacional de Iluminação (CIE), é amplamente utilizado para mensurar a cor de materiais dentários. Ele representa a cor em três dimensões: **L\*** (luminosidade), **a\*** (eixo vermelho-verde), e **b\*** (eixo amarelo-azul), permitindo a quantificação objetiva das alterações cromáticas<sup>53</sup>. Essas mudanças são expressas como  $\Delta E$ , um valor que indica a magnitude da variação da cor percebida antes e depois da exposição do material a agentes externos ou testes. Uma característica essencial desse sistema é a sua organização em um espaço de cor tridimensional aproximadamente uniforme, no qual os elementos são igualmente espaçados com base na percepção de cor visual. Esse sistema apresenta como benefícios a sensibilidade, a precisão e a capacidade de reproduzir soluções, sendo adequado para detectar pequenas alterações cromáticas<sup>54</sup>.

A alteração de cor das resinas compostas pode ser causada por causas intrínsecas, como a degradação hidrolítica da matriz resinosa ou do agente fotoiniciador, e por extrínsecas, como o contato com pigmentos de alimentos e bebidas (ex.: café, chá, vinho) e hábitos como tabagismo, comprometendo o desempenho clínico e a longevidade do material restaurador. As substâncias químicas presentes na cavidade bucal interferem na matriz orgânica dos compósitos provocando amolecimento dos polímeros e afetando as propriedades da resina<sup>55,56</sup>. Em contato com meio aquoso, os polímeros sofrem degradação e erosão. A degradação ocorre devido à hidrólise das ligações poliméricas e é o principal processo da erosão do material<sup>57</sup>. O processo da degradação se relaciona com a reação de clivagem das cadeias poliméricas, para formar oligômeros e, finalmente, os monômeros. Já a erosão corresponde à perda de material devido à saída dos monômeros e oligômeros do polímero, formando uma estrutura mais porosa<sup>57,58</sup>. Ao absorver água, a resina sofre degradação das redes poliméricas, o que gera a criação de oligômeros e monômeros. Ocorrendo de maneira progressiva, a degradação ocasiona mudança na estrutura a partir da formação de poros por onde são liberados os oligômeros e monômeros, resultando, em uma perda de peso. Os polímeros hidrofílicos absorvem grandes quantidades de água e aumentam as taxas de degradação. As principais condições que equacionam a velocidade da hidrólise do polímero são a absorção de água, a composição do copolímero, o tipo de ligação química e o pH do excipiente<sup>57</sup>.

A composição das resinas prediz o comportamento das substâncias sobre as restaurações<sup>59</sup>, principalmente nas propriedades superficiais dos compósitos. Os componentes mais suscetíveis são a matriz orgânica (geralmente composta por monômeros como Bis-GMA, UDMA, ou TEGDMA) e os agentes de união entre a matriz e as partículas de carga inorgânica. A silanização de partículas de carga desempenha um papel importante na descoloração, assim como o tipo de monômero usado nos compósitos. Isso se deve ao fato de que o silano tem altos níveis de absorção de água. Este processo aumenta a rugosidade superficial e a porosidade, facilitando o acúmulo de corantes de alimentos e líquidos.

A estrutura da matriz resinosa e as características das partículas de carga também afetam diretamente a lisura da superfície e a suscetibilidade à coloração. A variação de cor pode ser explicada pela composição química da matriz, como também pode estar relacionado ao tipo e dimensão das partículas de carga. As partículas de carga de vidro não absorvem água. Portanto, maior quantidade de matriz orgânica da resina resulta em maior sorção de água. Foi relatado que resinas compostas com menor quantidade de cargas inorgânicas apresentaram maior alteração de cor, porque o maior volume da matriz de resina permite maior sorção de água<sup>54</sup>. Ceci *et al.*<sup>54</sup>, em seu experimento *in vitro* avaliaram a estabilidade de cor de materiais restauradores estéticos (um compósito fluido microparticulado, um compósito nanoparticulado, um compósito nanohíbrido, um compósito microparticulado e um compósito nanohíbrido à base de ormocer) e notaram que a resina fluida microparticulada apresentou os maiores valores de descoloração em ambos os grupos experimentais. Essa maior suscetibilidade à coloração é explicada pelo menor teor de carga (52% p/p) do compósito fluido microparticulado se comparado aos outros materiais testados.

Em 2009, Topcu *et al.*<sup>60</sup>, ponderaram sobre as implicações da descoloração da saliva artificial, suco de limão granulado, café (sem açúcar), coca-cola, suco de cereja ácida, suco de cenoura fresco e vinho tinto em materiais compostos à base de resina e observaram que uma resina nanoparticulada com tamanho de partícula de carga menor, a qual pode ter menor rugosidade de superfície do que os outros materiais testados apresentou significativamente menos alterações de cor. Em contrapartida, um estudo realizado por Poggio *et al.*<sup>61</sup>, acataram a estabilidade da cor de diferentes materiais restauradores (um compósito microparticulado, um compósito nanoparticulado, um compósito nanohíbrido e um compósito à base de Ormocer) após exposição a diferentes soluções e observaram que um compósito microparticulado -com tamanho das partículas maiores - obteve menor mudança de cor quando comparado com outros materiais.

Uma pesquisa desenvolvida por Oliveira, *et al.*<sup>62</sup>, em 2016, avaliaram o efeito da

nanopartícula na eficiência de polimerização e potencial mudança de cor de compósitos. Para realização da pesquisa, foram produzidas quatro resinas diferentes usando a mesma mistura de matriz orgânica, a esta matriz; diferentes quantidades de partícula de carga foram adicionadas: 13, 52 e 65% (porcentagem em peso de carga). Foi avaliado o grau de conversão e a mudança de cor através espectrofotometria, de acordo com o espaço cromático do CIELab. Os autores concluíram que o aumento na quantidade de partículas de carga interferiu negativamente na taxa de conversão dos monômeros e na manutenção da estabilidade cromática de compósitos à base de resina, portanto, a maior porcentagem em peso de partículas de carga nos compósitos está associada a alterações mais significativas na cor e a uma menor estabilidade cromática.

Em 1989, Kao<sup>63</sup>, com o fim de determinar o resultado que os líquidos de simulação de alimentos (FSL) têm sobre a resina composta e o ionômero de vidro de constituição variada, observou que as resinas com composição da matriz orgânica similar se comportaram de maneira semelhante, quando expostas às substâncias – mesmo apresentando conteúdo de carga diferente – e que as resinas com matriz de UDMA foram significativamente mais suscetíveis à dissolução por FSL do que aquelas com a matriz BisGMA, apresentando índice de resistência mais baixo.

Já em 2021, Geha *et al.*<sup>64</sup> conseguiu pesquisar o impacto da degradação química na microdureza e rugosidade das resinas compostas Filtek Z350 XT (Z350), Filtek Bulk Fill (BULK), Micerium HRI (HRI), Micerium BIOFUNCTION (BIO) e Vittra APS (VITTRA), após envelhecimento com ácido cítrico, ácido fosfórico, álcool a 75% e água destilada, e percebeu que após exposição dos corpos de prova às condições experimentais, os efeitos mostraram variações para diferentes formulações de soluções e resinas, tanto para rugosidade quanto para dureza. Diante disso, os autores concluíram que a composição da resina composta influenciou no grau de degradação da superfície.

Um estudo feito por Svizero *et al.*<sup>65</sup> em 2012, mediu o alcance da distância da ponta de cura e do tempo de armazenamento na cinética de difusão de água e estabilidade de cor de um compósito. As distâncias foram de 0, 5, 10 e 15mm, e os corpos de prova foram armazenados em água destilada para avaliar a difusão de água ao longo de um período de 120 dias. Os grupos em que o compósito foi fotoativado a 10 e 15 mm de distância apresentaram sorção de água significativamente maior em comparação com 0 mm, que pode estar associado a uma estrutura polimérica menos reticulada. Uma taxa de polimerização reduzida pode levar a uma estrutura de polímero menos reticulado e com mais porosidades, facilitando a absorção de água. Os autores concluíram que, a distância da ponta de luz pode afetar como a água se

difunde no compósito, pois quanto maior essa distância, mais a alteração na cor do material, mostra-se impactada.

Harorli *et al.*<sup>66</sup>, em 2013, avaliaram alteração de cor de seis resinas compostas fluídas, de marca diferentes; os corpos de prova foram preparados a partir de dois grupos gerados pela polimerização por 20 ou 60 segundos. Os parâmetros de cor iniciais dos corpos de prova foram medidos com um colorímetro dentário de acordo com o CIELab e as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C. Após 2 semanas de armazenamento em água, as medições foram repetidos. As diferenças de cor ( $\Delta E^*ab$ ) foram calculadas de acordo com a fórmula CIELab. Os autores observaram que após os 15 dias houve uma mudança de cor perceptível em alguns dos compósitos e que prolongar o tempo de fotopolimerização por 60 segundos não melhorou a estabilidade da cor.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia para esta tese é composta por dois exames laboratoriais independentes, cada qual abordando aspectos distintos da fotopolimerização e da variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta. Ambos, seguiram um protocolo sistemático e detalhado para garantir a validade e a reprodutibilidade dos produtos.

O primeiro estimou a influência da inclinação da ponta de dois aparelhos fotopolimerizadores LED Valo Cordless® e Rádi-cal® em 0° e 45°, sobre a variação total de cor ( $\Delta E$ ) de duas resinas compostas convencionais nanoparticulada Vittra APS® EA3,5 (FGM, Joinville-JC) e microhíbrida Opallis Convencional® EA3 (FGM, Joinville-SC) e uma resina fluída microhíbrida Opallis Flow® A3 (FGM, Joinville-SC). 120 corpos de prova foram confeccionados a partir da inserção da resina em uma matriz de aço inox nas dimensões de 6mm de diâmetro e 1,5 de espessura coberta por uma tira de poliéster e um peso de 500g por 30 segundos – o peso não foi utilizado para a resina flow. A fotoativação da resina foi realizada com aparelhos LED em diferentes angulações (0° e 45°), seguindo recomendações do fabricante. Após a confecção, os corpos de prova foram armazenados por 24 horas a 37°C em umidade relativa. Posteriormente foi realizado o acabamento dos corpos de prova em uma politriz metalográfica (Arotec S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP, Brasil), com lixa de granulometria de 1.200, para padronização dos corpos de prova, sob refrigeração constante e armazenados novamente nas mesmas condições por 24 horas.

O segundo analisou o impacto da matriz de silicone para construção de restaurações na variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta microhíbrida Opallis Convencional® EA3 (FGM, Joinville-SC). A resina foi testada em combinação com uma matriz de silicone transparente Silic One Clear Body® (FGM, Joinville-SC) com 2mm de espessura e um grupo controle (sem matriz), além de três aparelhos fotoativadores LED de alta potência. Após a remoção da matriz, metade dos corpos de prova (n=60) foram fotoativados por mais 20 segundos. Cada corpo de prova foi confeccionado inserindo-se resina convencional em uma matriz de aço inox, com 1,5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro, em seguida foi posicionado uma tira de poliéster e um peso de 500g por 30 segundos. Posteriormente, após a remoção do peso, foi posicionada sobre o conjunto uma matriz de silicone de adição transparente nos respectivos grupos experimentais e em seguida foi realizada a fotoativação da superfície com seu respectivo aparelho de LED (Valo Cordless®, Rádi-cal® ou Quazar®). Após a confecção, os corpos de prova foram armazenados por 24 horas a 37°C em umidade relativa. Posteriormente foi realizado o acabamento dos corpos de prova em uma politriz

metalográfica (Arotec S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP, Brasil), com lixa de granulometria de 1.200, para padronização dos corpos de prova, sob refrigeração constante e armazenados novamente nas mesmas condições por 24 horas.

Em ambos os estudos, a análise colorimétrica ocorreu em dois períodos: inicial e após 15 dias de armazenamento a 37°C. Nos dois artigos as medidas de cor de cada corpo de prova foram realizadas em um espectrofotômetro de reflexão (UV-2600; Shimadzu).

## 6 RESULTADOS

### 6.1 ARTIGO 1: Impacto da angulação de diferentes aparelhos fotopolimerizadores sobre a variação de cor das resinas compostas

Mariana Menezes Vaz Fernandes<sup>1</sup>, Ana Paula Menezes Vaz Queiroz Almeida<sup>1</sup>, Paula Mathias<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, Bahia, Brasil

#### 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 variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas compostas convencionais e fluída. **Material e métodos** – Cento e vinte corpos de prova foram confeccionados em formato de disco (6mm diâmetroX1,5mm altura) com três diferentes resinas compostas e divididos em doze grupos experimentais (n=10), com a resina composta convencional Vittra APS®, Opallis Convencional® e a resina composta fluída Opallis Flow®, com duas angulações da ponta do aparelho fotopolimerizador (0° e 45°) e com os dois fotopolimerizadores testados (Valo Cordless®, Ultradent – LED de terceira geração e ampla faixa espectral – e Rádi-cal®, SDI – LED de segunda geração e baixa faixa espectral). Os corpos de prova foram fotoativados conforme recomendação do fabricante: resina convencional 20 segundos e resina fluída 40 segundos. A análise colorimétrica foi realizada pelos parâmetros do sistema CIEL\*a\*b\*, ao longo do experimento (inicial e 15 dias), com auxílio de espectrofotômetro de reflexão (UV-2600, Shimadzu). Os dados foram avaliados pelos testes de Levene e Shapiro-Wilk com nível de significância de 5%. Em seguida foram analisados pelo ANOVA (3 fatores) e o teste Tukey, para comparações múltiplas. **Resultados** – foram observadas diferenças estatisticamente significativas (p<0,05): o uso do Valo Cordless® resultou em menor variação total de cor; a resina Opallis Flow® apresentou menor variação total de cor e o aumento da angulação da ponta do aparelho para 45° aumentou a variação total de cor das resinas Vittra APS® e Opallis Convencional®, quando utilizado o Rádi-cal®. **Conclusão**- A angulação do fotoativador e o tipo de resina influenciam a variação total de cor. O aparelho fotoativador Valo Cordless® apresentou melhor desempenho. O aumento da angulação para 45° aumentou a variação de cor para algumas resinas, quando o Rádi-cal® foi utilizado.

**Palavras-chave:** Polimerização; dentística; cor; resinas compostas.

#### INTRODUÇÃO

A resina composta é amplamente empregada como material restaurador direto na odontologia por sua habilidade de replicar a cor e a translucidez dos dentes naturais. Sua

aceitação no mercado se deve à combinação de propriedades biológicas, como biocompatibilidade e preservação dental, além de suas características mecânicas, que incluem durabilidade, baixa taxa de desgaste e alta resistência<sup>21</sup>. Além dessas qualidades, as resinas compostas são notáveis por suas intensas propriedades estéticas, conseguindo reproduzir de forma eficaz a aparência dos dentes. Neste sentido, para que essas restaurações mantenham suas características ao longo do tempo, a fotopolimerização do material deve ser realizada de maneira correta.

A resina composta é formada por uma matriz orgânica e uma matriz inorgânica, que abrange as partículas de carga. Inclui o agente de união silano, que tem a função de unir quimicamente as partículas de carga à matriz, bem como produtos químicos que facilitam ou regulam o processo de polimerização<sup>22,24</sup>. As resinas compostas são categorizadas em híbridas, micro-híbridas, microparticuladas e nanoparticuladas, conforme as propriedades das partículas de carga na matriz inorgânica, especialmente em relação ao seu tamanho<sup>1,24</sup>.

A fotopolimerização é o processo pelo qual a resina composta se torna sólida por meio da exposição à luz e depende de dois elementos fundamentais: o comprimento de onda da luz e a quantidade de energia aplicada<sup>2,11,30</sup>. O sistema de fotoiniciação da resina composta só consegue captar a luz se ela for emitida em um comprimento de onda específico, que seja capaz de ativar os fotoiniciadores. Cada fotoiniciador reage a comprimentos de onda determinados<sup>2,11,30</sup>. Esses elementos são essenciais para a conversão eficaz de monômeros em polímeros, resultando em uma estrutura polimérica sólida<sup>36</sup>. Com o avanço dos dispositivos fotopolimerizadores LEDs, eles são agora considerados fontes de luz de amplo espectro, devido à sua capacidade de emitir uma gama mais extensa de comprimentos de onda<sup>6,37</sup>.

A eficácia da fotopolimerização também depende de fontes operacionais, como a distância e a angulação da ponta do fotopolimerizador em relação à superfície da restauração, que impactam na quantidade de luz recebida pela resina composta, afetando o processo de polimerização<sup>11</sup>. Por exemplo, um aumento no ângulo de inclinação da ponta do fotopolimerizador pode reduzir a quantidade de fótons que alcança a resina, resultando em áreas de sombra nas extremidades da restauração<sup>38,39</sup>. Isso pode levar a uma polimerização inadequada e comprometer as propriedades do material<sup>2,5,12,14,15</sup>, além de provocar a dissolução da matriz orgânica, o que pode ocasionar alteração na cor e redução da durabilidade da restauração<sup>2,5,14,16</sup>. Portanto, a entrega apropriada de energia luminosa garante uma polimerização eficaz<sup>41</sup>.

Foi avaliado, o impacto da angulação de diferentes aparelhos fotopolimerizadores sobre a variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas compostas, sob as hipóteses de que as variáveis de

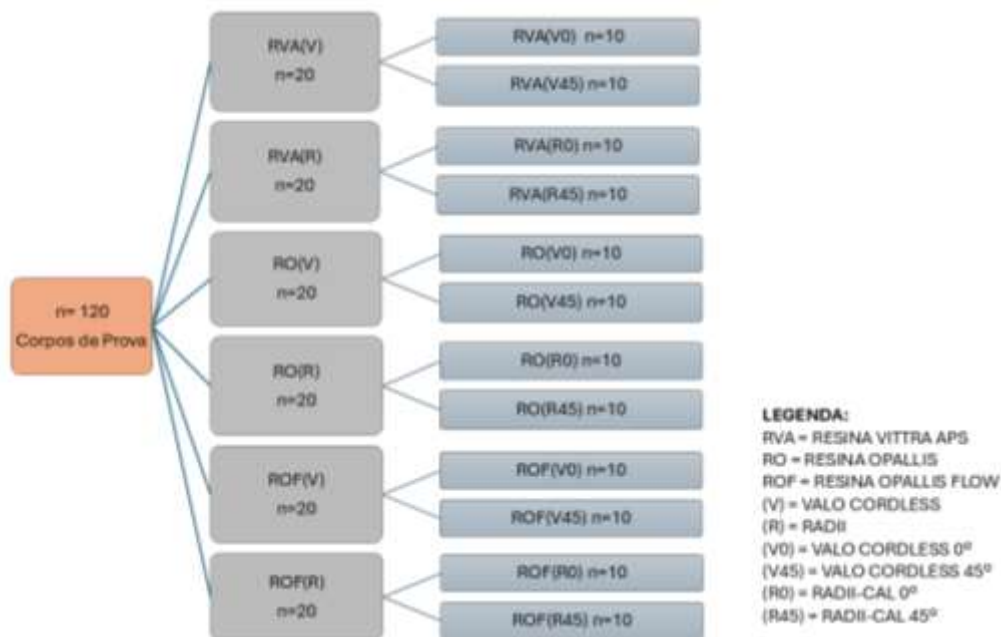
angulação, tipo de aparelho fotoativador e tipo de material resinoso interferem no processo de fotopolimerização; impactando a qualidade estética das restaurações em resina composta. Logo, testou-se a possibilidade de que os aparelhos fotoativadores Radii-cal® e Valo Cordless® apresentariam comportamentos similares, com a presunção de que o aumento da angulação da ponta dos fotopolimerizadores aumentaria a variação total de cor ( $\Delta E$ ) nas resinas compostas. Culminando o conceito de que diferentes materiais resinosos apresentariam comportamentos distintos.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### a. Preparo dos corpos de prova

Cento e vinte corpos de prova foram confeccionados e divididos em 12 grupos experimentais (n=10) (Figura 2). Para isso, foi utilizada resina convencional nanoparticulada Vittra APS® EA3,5 (FGM, Joinville-SC), microhíbrida Opallis Convencional® EA3 (FGM, Joinville-SC) e uma resina fluída microhíbrida Opallis Flow® A3 (FGM, Joinville-SC) (Tabela 1). As resinas supracitadas foram investigadas em associação com dois diferentes angulações (0° e 45°) da ponta de dois aparelhos fotoativadores LED de alta potência (Valo Cordless® 1000mW/cm<sup>2</sup>, Ultradent, South Jordan, EUA e Radii-cal® 1200mW/cm<sup>2</sup>, SDI, Victoria, Australia) (Tabela 2).

**Figura 2-** 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 (Vitra APS® EA3,5, FGM, Joinville - SC); Lote 010823.	Ingredientes ativos: mistura monomérica contendo monômeros tipo UDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), composição fotoiniciadora APS (Advanced Polymerization System), co-iniciadores, estabilizante e silano. Ingredientes inativos: carga de zircônia, sílica e pigmentos.
Resina composta (Opallis Flow® A3, FGM, Joinville-SC); Lote 120924.	Monômeros metacrílicos, canforoquinona, co-iniciadores, estabilizantes, pigmentos e carga inorgânica silanizada composta de micropartículas de bário-alumínio borossilicato e partículas de dióxido de silício. Partículas com tamanho médio entre 0,5 e 1,0 micron.
Resina composta (Opallis Convencional® EA3, FGM, Joinville - SC); Lote 080124.	Partículas de vidro radiopacas silanizadas (70-80%), monômeros metacrílicos (15-25%), dióxido de silício (2-7%), composição fotoiniciadora (<1%), estabilizantes (<1%) e pigmentos (<1%). Partículas com tamanho médio de 0,5 micron.

Fonte: autoria própria.

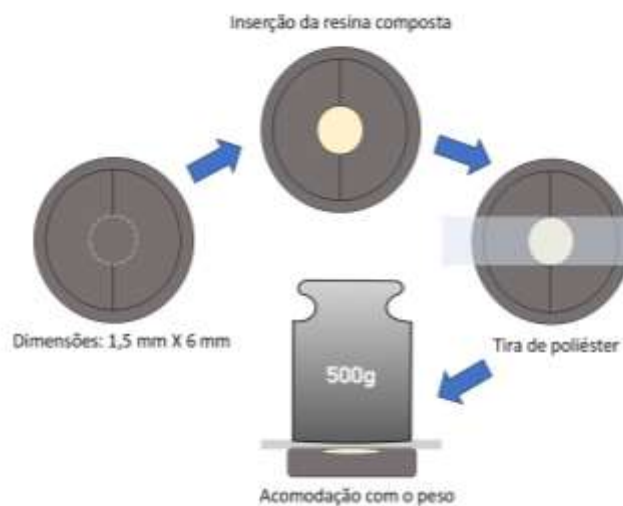
**Tabela 2** – Especificações dos aparelhos fotoativadores, com seus respectivos comprimentos de onda, intensidade de luz usada no estudo.

<b>Fotoativador</b>	<b>Especificações</b>
Valo Cordless® (Ultradent, South Jordan, EUA) Número série: V41710	Comprimentos de onda: 395 nm – 480 nm Ampla espectro Feixe colimado Intensidade de luz 1.000mW/cm <sup>2</sup> (modo standard) Diâmetro da lente: 9,7mm
Radii-cal® (SDI, Victoria, Austrália). Número série: 34655.	Comprimentos de onda: 440 nm – 480 nm Baixa faixa espectral Feixe não colimado Intensidade de luz: 1200mW/cm <sup>2</sup> Diâmetro da lente: 7,2mm

Fonte: Autoria própria.

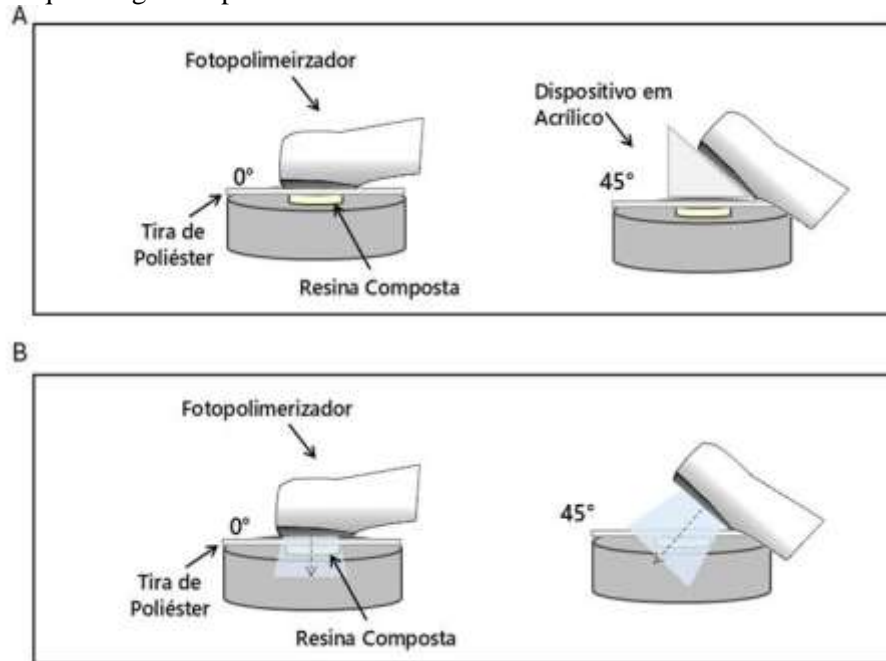
Para a confecção de cada corpo de prova, a resina convencional e a fluída selecionada, foi inserida em uma matriz de aço inox, com 1,5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro. Sobre o conjunto, foi colocada uma tira matriz de poliéster e, sobre ela, um peso de 500g, que foi mantido por 30 segundos, para permitir melhor acomodação do material (Figura 3) – para a confecção da resina fluída não foi necessário o uso do peso devido ao seu grau de fluidez que proporciona um bom escoamento do material na matriz. Em seguida foi realizada a fotoativação da superfície com luz LED, respeitando-se as recomendações do fabricante, 20 segundos para Vittra APS® EA3,5 e Opallis Convencional® EA3 e 40 segundos para Opallis Flow® A3 – os aparelhos fotopolimerizadores tiveram sua intensidade de luz conferida por um radiômetro (Radiometer®, 3H, EUA), obtendo uma média de intensidade de potência para o Valo Cordless® de 1.164mW/cm<sup>2</sup> (modo standard) e o Radii-cal® apresentou uma média de intensidade de potência de 1.238mW/cm<sup>2</sup>, antes da confecção dos corpos de prova. A fotoativação obedeceu ao posicionamento predeterminado da ponta emissora de luz do aparelho testado (Valo Cordless® e do Radii-cal®) em relação à superfície do material de cada grupo testado. As angulações da ponta dos aparelhos fotoativadores foram padronizadas pela fixação do aparelho em um dispositivo, de com angulação de 45° (Figura 4).

**Figura 3** – Esquema ilustrativo da confecção dos corpos de prova, considerando a matriz 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 4-** Esquema ilustrativo demonstrando o posicionamento dos fotoativadores Valo Cordless e Rádi-cal→. (A) Posicionamento do fotopolimerizador na angulação pré-determinada, com auxílio do dispositivo acrílico de 45 graus. (B) Após o posicionamento, o aparelho foi estabilizado na posição desejada, e o dispositivo acrílico foi removido para a fase de fotoativação para evitar interferência na energia luminosa que atingia a superfície da resina.



Fonte: autoria própria.

A fotoativação obedeceu ao posicionamento predeterminado da ponta emissora de luz do aparelho testado (Valo Cordless® e do Rádi-cal®) em relação à superfície do material. Para a angulação controle, a ponta do aparelho fotoativador foi posicionada paralelamente ao material, ou seja, a 0° do conjunto matriz + resina + tira de poliéster, em contato direto com a tira de poliéster.

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 Vittra APS® EA3,5 e Opallis Convencional® EA3 foram fotopolimerizadas por 20 segundos, e a Opallis Flow® A3 por 40 segundos, respeitando-se as recomendações do fabricante.
- **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 Vittra APS® EA3,5 e Opallis Convencional® EA3 foram fotopolimerizadas por 20 segundos, e a Opallis Flow® A3 por 40 segundos.

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

Após o período de armazenamento, os corpos de prova receberam acabamento para padronizar a lisura superficial e facilitar a posterior leitura. Para isso, os corpos de prova foram fixados com cera branca em uma placa de vidro e tiveram a superfície de topo polida 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, os corpos de prova foram imersos em água destilada e colocados em cuba ultrassônica (PLANATAC modelo CBU-100/1L, Tatuapé, SP, Brasil) por 2 minutos, para limpeza de resíduos.

Ao final, os corpos de prova foram novamente armazenados em estufa (37°C), em umidade relativa durante 24 horas e em seguida foram submetidos a primeira análise de leitura colorimétrica e em seguida foram mantidos em estufa e imersos em água destilada a 37°C durante 15 dias.

Posterior ao período de 15 dias, os corpos de prova foram submetidos a uma nova avaliação colorimétrica para se observar a variação total de cor ( $\Delta E$ ) após o período de armazenamento.

#### **b. Avaliação colorimétrica com espectrofotômetro de reflexão**

As medidas de cor de cada corpo de prova foram realizadas em um espectrofotômetro de reflexão (UV-2600; Shimadzu), utilizando o programa UV Probe (Shimadzu), no qual espectros de reflectância dos corpos de prova são obtidos em um espectro de luz visível (380 a 780 nm). Para isso, os corpos de prova foram posicionados individualmente no equipamento com auxílio de um gabarito, que permite a reprodução do seu posicionamento a partir da correlação da marcação confeccionada na parte posterior do corpo de prova com a marcação do gabarito. Em seguida, as curvas espectrais registradas para cada corpo de prova foram transportadas para o programa Color Analysis, para avaliação de cor, seguindo os parâmetros do sistema CIEL\*a\*b\* (Commission Internationale de L'Eclairage), com padronização do iluminante D65.

A análise de cor foi realizada em dois momentos (1) inicial; (2) após 15 dias, a fim de verificar a variação total de cor ( $\Delta E$ ) de cada corpo de prova. Os parâmetros  $L^*$  (luminosidade),  $a^*$  (variação verde-vermelho) e  $b^*$  (variação azul-amarelo) foram coletados separadamente e utilizados para o cálculo da variação total de cor ( $\Delta E$ ), para o espectrofotômetro de reflexão e aplicando-se a fórmula:  $\Delta E = \sqrt{(L-L_0)^2 + (a-a_0)^2 + (b-b_0)^2}$ .

### c. Análise estatística

Os dados coletados foram tabulados e avaliados quanto a sua homogeneidade e normalidade, sendo aplicados, respectivamente, os testes de Levene e Shapiro-Wilk com nível de significância de 0,05. Assumidos os pressupostos para a aplicação dos testes paramétricos, foi aplicado o teste de Análise de Variância com 3 embasamentos: 1. Material em 3 níveis (Vittra®, Opallis Flow® e Opallis Convencional®), 2. Fotopolimerizador em 2 níveis (Radii-Cal® e Valo Cordless®) e 3. Ângulo de ativação em 2 níveis (0° e 45°). Como teste post hoc foi utilizado o teste de Tukey.

## RESULTADOS

A tabela 3 apresenta os valores da média e desvio-padrão da variação total de cor ( $\Delta E$ ) mensurada em cada grupo experimental.

**Tabela 3-** Valores médios e desvios-padrão dos valores da variação total de cor ( $\Delta E$ ) da análise colorimétrica realizada no espectrofotômetro de Reflexão (Shimadzu) dos grupos testados, considerando os diferentes aparelhos fotopolimerizadores, diferentes resinas compostas e variação da angulação.

Resina	Radii-Cal®		Valo Cordless®	
	0°	45°	0°	45°
Vittra®	3,33±1,63 Aa	*6,59±2,35 Ab	3,79±1,84 Aa	*3,24±0,90 Aa
Opallis Flow®	3,04±2,31 Aa	4,34±0,97 Ba	4,84±2,64 Aa	4,05±2,49 Aa
Opallis Convencional®	3,66±1,93 Aa	6,03±1,33 ABb	3,85±1,27 Aa	4,98±2,13 Aa

Legendas: Letras maiúsculas diferentes indicam diferença entre as resinas para o mesmo fotopolimerizador e angulação. Letras minúsculas diferentes indicam diferença entre a angulação de fotopolimerização para a mesma resina e fotopolimerizador. \*Indica diferença entre os fotopolimerizadores para a mesma resina e ângulo de ativação.

Fonte: autoria própria.

Quando os níveis do fator aparelho foram comparados (Valo Cordless® x Rádii-cal®), foram observadas diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre as médias de variação total de cor ( $\Delta E$ ) obtidas pelos dois equipamentos. O valor de variação total de cor ( $\Delta E$ ) obtido com o aparelho fotopolimerizador Rádii-Cal® na angulação de 45°, com a resina Vittra APS®, foi estatisticamente superior ao do Valo Cordless® na mesma condição, indicando uma maior variação total de cor ( $\Delta E$ ). Porém, para angulação de 0° os aparelhos se comportaram estatisticamente semelhantes entre si.

Na comparação entre as resinas (Vittra APS® x Opallis Flow® x Opallis Convencional®), notou-se alguma diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre as médias de variação total de cor ( $\Delta E$ ). No Rádii-Cal®, a 45° a Vittra APS® se mostrou diferente estatisticamente da Opallis Flow, onde a Opallis Flow apresentou menor variação total de cor ( $\Delta E$ ).

Finalmente, quando os níveis de angulação (0° x 45°) foram comparados, percebeu-se algumas diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) nos valores de variação total de cor ( $\Delta E$ ). Os valores de variação total de cor ( $\Delta E$ ) foram maiores em 45° com o Rádii-Cal®, para as resinas Vittra APS® e Opallis Convencional®, indicando que essa angulação pode aumentar a variação total de cor ( $\Delta E$ ) – para a resina Opallis Flow® não houve diferença estatística significativa na variação da angulação. Quando utilizado o Valo Cordless®, a variação de angulação não mostrou diferença estatisticamente.

## DISCUSSÃO

A hipótese testada neste estudo foi parcialmente aceita. Na comparação entre os aparelhos fotoativadores (Rádii-cal® e Valo Cordless®) foi observado que as resinas compostas de consistência regular fotoativadas pelo aparelho Rádii-cal® apresentou maior variação total de cor ( $\Delta E$ ), quando utilizado com a angulação de 45° da ponta guia, em comparação com o Valo Cordless®.

Uma explicação plausível é que, o aparelho Valo Cordless® a partir da sua ponta guia emite feixe de luz colimado. Um feixe colimado é direcionado, com raios luminosos paralelos entre si, propagando-se na mesma direção, o que resulta em menor dispersão<sup>67,68</sup>. O paralelismo dos raios de luz sugere um maior direcionamento do feixe luminoso para a resina composta, o que contribui para uma entrega mais eficiente de energia, uma maior polimerização final e, maiores propriedades do material resinoso. André *et al.*<sup>69</sup>, em 2018, observaram que, quando comparado a outros fotopolimerizadores, incluindo o Valo®, o feixe

de luz do Rádii-cal® entrega uma menor energia por área, resultando em uma penetração de luz inferior no material. Ao contrário do Valo Cordless®, o aparelho Rádii-cal® apresenta uma saída de luz distribuída de forma não homogênea pela ponta, frequentemente concentrando um pico de alta irradiância em uma pequena área central, que oferece irradiância elevada em uma área limitada no centro da ponta de pequeno diâmetro, enquanto as regiões periféricas da ponta exibem irradiância significativamente menor<sup>70</sup>.

A quantidade de energia fornecida ao compósito pela ponta do fotopolimerizador tem grande impacto na polimerização do material restaurador, sendo determinada pela multiplicação da intensidade de potência ( $1.200 \text{ mW/cm}^2$ , valor típico de fotopolimerizadores modernos) e o tempo de exposição à luz (em segundos)<sup>2,11,30</sup>. Neste estudo, a intensidade de luz não parece ter sido o fator decisivo para o comportamento comparativo entre os aparelhos, visto que o Valo Cordless® foi utilizado com uma intensidade de  $1.000 \text{ mW/cm}^2$ , inferior à do Rádii-cal® ( $1.200 \text{ mW/cm}^2$ ), mas ainda assim resultou em uma menor variação total de cor ( $\Delta E$ ) para uma resina testada. Uma explicação plausível é que, ao contrário dos fotopolimerizadores de segunda geração, como o Rádii-cal®, os aparelhos de terceira geração, como o Valo Cordless®, emitem luz tanto na faixa azul quanto na violeta, apresentando, portanto, um espectro mais amplo, capaz de ativar todos os fotoiniciadores contemporâneos, além da canforoquinona<sup>33</sup>.

O comprimento de onda da luz emitida pelo LED, variando entre 400 e 500 nm, está diretamente relacionado à capacidade de sensibilizar os fotoiniciadores, independentemente da quantidade de energia depositada sobre o material restaurador<sup>2,30</sup>. Assim, o fato de o uso do fotopolimerizador Valo Cordless® ter apresentado uma menor variação total de cor ( $\Delta E$ ) para as resinas compostas de consistência regular testadas, em inclinação de 45 graus, pode ser atribuído ao seu espectro de onda mais amplo (395-480 nm), em comparação com o espectro emitido pelo Rádii-cal® (440-480 nm). Essa característica amplia a capacidade de sensibilizar uma maior variedade de fotoiniciadores<sup>6,30</sup>. As resinas fotopolimerizáveis contêm sistemas fotoiniciadores que absorvem a luz para gerar estados excitados que iniciam a polimerização<sup>39</sup>. Portanto, a utilização de uma fonte de luz com um espectro visível compatível com as características de absorção dos fotoiniciadores é essencial para que a absorção ocorra e a reação de polimerização seja iniciada<sup>2,4,5</sup>.

De acordo com o fabricante, a resina composta Vittra APS® utilizada nesta apreciação incorpora o sistema fotoiniciador APS (Advanced Polymerization System), que é uma combinação de diferentes fotoiniciadores, incluindo uma pequena quantidade de canforoquinona. O fabricante descreve que o sistema APS possui um espectro de absorção de

luz para sua ativação na faixa de 400-500 nm, embora não tenha especificado a presença ou a quantidade exata de cada fotoiniciador. Segundo o fabricante da Opallis Flow®, ela possui como fotoiniciador a Canforoquinona e co-iniciadores (os quais não são especificados) e em relação a resina Opallis Convencional®, o fabricante não especifica o fotoiniciador, contudo, o fabricante das resinas recomenda que a fotopolimerização seja realizada utilizando um fotopolimerizador emissor de luz com comprimento de onda na faixa de 400-500 nm. Quando a composição exata do material resinoso não é claramente definida, o uso de uma fonte de luz de amplo espectro, como o Valo Cordless®, conforme observamos neste estudo; parece ser mais eficaz, visto que o Valo Cordless®, resultou em uma menor variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina testada.

É importante ressaltar que existem variações significativas na composição das resinas, o que pode levar a diferenças na sensibilidade dos fotoiniciadores a determinados comprimentos de onda de luz para sua ativação<sup>30</sup>. Por exemplo, fotoiniciadores alternativos, como Lucerina TPO e Ivocerin, são mais reativos a comprimentos de onda menores, próximos de 410 nm, enquanto a canforoquinona apresenta maior sensibilidade à luz com comprimento de onda de 468 nm<sup>30</sup>.

A teoria experimental – de que o aumento da angulação da ponta dos fotopolimerizadores aumentaria a variação total de cor ( $\Delta E$ ) das resinas compostas – constituiu-se parcialmente acolhida, uma vez que a angulação de 45° aumentou a variação total de cor ( $\Delta E$ ) nas resinas Vittra APS® e Opallis Convencional®, quando utilizado apenas o aparelho Radii-cal®.

Em relação à angulação de 45°, foi observado um aumento na variação total de cor ( $\Delta E$ ) do material, que pode ser explicado pelo aumento da inclinação da ponta do aparelho. Isso direciona a luz para o material resinoso, mas também reduz a exposição à radiação. À medida que a angulação aumenta, uma parte dos feixes de luz não consegue atingir a restauração, criando áreas sombreadas nas regiões periféricas e, assim, diminuindo a exposição do material à luz radiante<sup>40,41</sup>. O aumento da angulação para 45° também eleva a distância entre a parte da ponta-guia do fotopolimerizador e a resina composta. A distância entre a ponta final e o material foi de 8 mm durante o experimento com o Valo Cordless® e de 9 mm com o Radii-cal®. Essa diferença de 1 mm entre os aparelhos é explicada pelas formas distintas das respectivas pontas-guia. Essa variação de distância pode justificar a diminuição das propriedades da resina, uma vez que, quanto maior a distância entre a ponta de luz e o material, menor será a quantidade de luz que atinge a resina, reduzindo a energia que chega ao material e diminuindo a profundidade de polimerização<sup>6,15,42</sup>.

A ausência de diferença estatisticamente significativa na variação de cor ( $\Delta E$ ) entre os ângulos de 0° e 45° com o fotopolimerizador Valo Cordless® pode ser explicada pela sua tecnologia de emissão de luz. O Valo Cordless® possui um espectro de emissão mais amplo (395-480 nm) em comparação com o Rádi-cal® (440-480 nm), o que permite uma ativação mais eficiente de diversos fotoiniciadores<sup>6,30</sup>. Além disso, seu feixe de luz colimado, com raios paralelos, resulta em menor dispersão e maior direcionamento da luz para o material, o que garante uma entrega mais eficiente de energia à resina<sup>67,68</sup>, minimizando o impacto da mudança de angulação. Isso justifica a estabilidade da resolução de polimerização e variação de cor, mesmo com a alteração da angulação da ponta.

Catelan *et al.*<sup>12</sup> em 2015, destacou que a fotopolimerização realizada a uma maior distância pode prejudicar as propriedades da resina e comprometer a durabilidade das restaurações. Deve-se ressaltar que a distância mínima recomendada entre a ponta do fotopolimerizador e a superfície da resina é de 1 mm<sup>71</sup>. A uma distância de 8 mm, o diâmetro útil do feixe de luz diminui, tornando-se menos eficaz na conversão dos monômeros em polímeros. Essa observação é corroborada por pesquisas que indicam que restaurações profundas, como as de classe II, podem não ser corretamente polimerizadas<sup>43</sup>.

Svizero *et al.*<sup>65</sup> em 2012, investigou o raio da distância da ponta de polimerização (0, 5, 10 e 15 mm) e do tempo de armazenamento na difusão de água e na estabilidade de cor de um compósito. Os pareceres indicaram que distâncias maiores (10 e 15 mm) resultaram em maior sorção de água e alteração de cor, provavelmente devido a uma estrutura polimérica menos reticulada, o que facilita a absorção de água e compromete a estabilidade da cor do material. Aguiar *et al.*<sup>16</sup>, verificaram que, quando a ponta fotoativadora está a uma distância de 8 mm da superfície a ser fotopolimerizada, a base da restauração não é adequadamente ativada, resultando em propriedades mecânicas inferiores. Logo, quando há maior angulação da ponta e/ou maior distância, sugere-se que o tempo de polimerização seja prolongado<sup>43,44</sup>. Vale ressaltar que mais estudos são necessários para validar essa recomendação.

Outrossim, o impacto dessas diferentes angulações deve ser investigado considerando outras variáveis de resposta, como sorção de água, solubilidade e longevidade clínica das restaurações realizadas com compósitos.

A hipótese experimental do presente estudo, que sugeria um comportamento diferente entre as resinas compostas foi parcialmente aceita. Ao comparar as diferentes resinas compostas, a resina Opallis Flow® apresentou menor variação total de cor ( $\Delta E$ ) em relação à resina Vittra APS® quando utilizado aparelho Rádi-cal® com angulação de 45°. Isso provavelmente ocorreu devido às diferenças na composição das resinas e a diferença da

viscosidade.

A viscosidade de uma resina composta exerce domínio direto sobre a mobilidade dos radicais livres gerados durante a ativação do fotoiniciador, impactando significativamente o processo de polimerização. Em resinas de alta viscosidade, como a Vittra APS®, a movimentação desses radicais dentro da matriz orgânica torna-se mais restrita, o que pode levar a uma redução na taxa de polimerização e no grau de conversão dos monômeros em polímeros<sup>72</sup>.

Para mais, a viscosidade está intimamente relacionada ao teor e ao tipo de carga inorgânica presente na resina, materiais com maior conteúdo de partículas de carga tendem a apresentar maior viscosidade, o que pode comprometer a difusão dos radicais livres, tornando o processo de polimerização menos eficiente<sup>72</sup>.

Durante a propagação da luz através do material resinoso, ocorre dispersão da luz, um fenômeno que depende das características das partículas de carga, da opacidade da resina, da presença e tipo de pigmentos, e até da espessura do incremento utilizado<sup>28,44,45</sup>. Embora Topcu *et al.*<sup>60</sup>, indique que a menor dimensão das partículas de carga da resina composta nanoparticulada resulta em menor suscetibilidade à variação de cor, Poggio *et al.*<sup>61</sup>, relatou que o aumento do tamanho das partículas leva a uma menor alteração na cor. Corroborando, Poggio *et al.*<sup>61</sup>, fixou a estabilidade da cor de diferentes materiais restauradores, após exposição a diversas soluções, e notou que o compósito microparticulado, com partículas de carga de maior tamanho, apresentou a menor variação de cor em comparação aos demais materiais.

Os esboços de Kao<sup>63</sup> e Geha *et al.*<sup>64</sup> evidenciam que a composição da matriz orgânica das resinas compostas interfere diretamente em seu comportamento frente a desafios químicos e mecânicos. Kao<sup>63</sup>, ressaltou que resinas com matriz de UDMA foram mais suscetíveis à dissolução por líquidos simuladores de alimentos (FSL) do que aquelas com matriz de BisGMA, demonstrando menor resistência. Geha *et al.*<sup>64</sup>, por sua vez, verificou que a exposição das resinas a agentes químicos como ácidos cítrico e fosfórico, álcool e água destilada resultou em diferentes graus de degradação, afetando as propriedades da resina composta. Esses achados reforçam que a composição química da matriz orgânica é um fator importante para a resistência e estabilidade de cor das resinas compostas diante de condições adversas.

Enfim, os resultados ressaltam a importância de considerar tanto a escolha do fotopolimerizador quanto a técnica de aplicação para minimizar alterações estéticas indesejadas, contribuindo para a longevidade e previsibilidade dos procedimentos.

## CONCLUSÃO

O aparelho fotoativador Valo Cordless® resultou em menor variação total de cor, para resina composta Vittra APS® - na angulação de 45°. A resina composta Opallis Flow® apresentou menor variação total de cor no Rádi-cal® a 45°. O aumento da angulação da ponta do fotoativador para 45° foi capaz de aumentar significativamente a variação total de cor das resinas compostas Vittra APS® e Opallis Convencional®, com o Rádi-cal®. Esses achados ressaltam que a escolha adequada do aparelho e a consideração da angulação da ponta de fotoativação são determinantes para a qualidade estética e a previsibilidade das restaurações realizadas com resinas compostas.

## 6.2 ARTIGO 2: Avaliação da variação de cor da resina composta fotopolimerizada sob matriz de silicone de adição transparente

Mariana Menezes Vaz Fernandes<sup>1</sup>, Ana Paula Menezes Vaz Queiroz Almeida<sup>1</sup>, Paula Mathias<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, Bahia, Brasil

### RESUMO

**Introdução** – A avaliação da variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta fotopolimerizada sob matriz de silicone de transparente é importante para a análise estética das restaurações realizadas pela técnica guiada. **Objetivo** – Verificar a influência da matriz de silicone na variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta. **Material e métodos** – Cento e vinte corpos de prova em formato de disco (6mm x 1,5mm) foram confeccionados em resina composta (Opallis EA3) usando diferentes fotopolimerizadores: Valo Cordless n=40 / Rádi-cal n=40 / Quazar n=40. Cada grupo de fotopolimerizador foi subdividido em dois grupos para polimerização da resina composta, com matriz de silicone de adição transparente (n=20) e sem matriz (n=20). Após, os corpos de prova foram distribuídos em dois grupos considerando o tempo de polimerização: 20s (n=10) conforme recomendação do fabricante e 20s + 20s (n=10). A análise de variação ( $\Delta E$ ) foi realizada pelos parâmetros do sistema CIEL\*a\*b\*, antes e após imersão em água destilada, com auxílio de espectrofotômetro de reflexão UV-2600, Shimadzu). Os dados foram avaliados pelos testes de Levene e Shapiro-Wilk com nível de significância de 5%. Em seguida foram analisados pelo ANOVA (3 fatores) e o teste Tukey, para comparações múltiplas. **Resultados** – Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) na variação total de cor ( $\Delta E$ ) entre os três aparelhos fotopolimerizadores testados, na presença da matriz de silicone transparente e com o tempo adicional de fotoativação. **Conclusão** – A matriz de silicone e o tempo adicional de fotoativação não afetaram significativamente a variação total de cor e não houve diferença estatística entre os três aparelhos fotoativadores.

**Palavras-chave:** Polimerização; dentística; cor; resinas compostas.

### INTRODUÇÃO

A resina composta é um material restaurador direto amplamente utilizado em consultórios odontológicos por seu aspecto semelhante ao dente natural. Sua popularidade está relacionada à combinação de propriedades biológicas, como biocompatibilidade e preservação do tecido dental, além de características mecânicas e estéticas notáveis, incluindo durabilidade, alta resistência e baixa taxa de desgaste<sup>21</sup>. Essas qualidades fazem com que a resina composta seja uma escolha frequente para procedimentos estéticos e reparadores na odontologia.

Esse aumento na busca por procedimentos estéticos impulsionou o desenvolvimento de técnicas restauradoras que aprimoram a reprodução anatômica e o acabamento das

restaurações. Entre elas, a técnica com resina, realizada com o auxílio de um guia transparente, tem mostrado resultados previsíveis e imediatos, com excelência estética e funcional. Esta técnica utiliza um enceramento diagnóstico para guiar a aplicação da resina composta na boca do paciente, permitindo a replicação fiel da anatomia dentária e um alto grau de precisão marginal, melhorando tanto o aspecto estético quanto a durabilidade das facetas<sup>7</sup>.

Para alcançar a máxima eficiência de polimerização, a fotoativação da resina é um fator essencial, especialmente quando realizada sob guias de silicone de adição transparentes. Esse processo depende de um comprimento de onda específico e da quantidade de energia luminosa aplicada, essenciais para a ativação dos fotoiniciadores presentes na resina composta<sup>2,11,30</sup>. O silicone à base de polivinil siloxano, utilizado como guia, é preferido devido à sua translucidez e estabilidade dimensional, que contribuem para uma propagação uniforme da luz, garantindo uma polimerização eficiente e homogênea<sup>48</sup>.

Ainda assim, a penetração da luz na resina pode ser limitada pelas características ópticas do material, o que impacta a profundidade de polimerização<sup>45</sup>. Considerando esses coeficientes, o alvo foi verificar o controle da matriz de silicone na variação total de cor ( $\Delta E$ ) da resina composta. Tendo como hipótese experimental, que a presença da matriz de silicone de adição transparente resulta em uma maior variação total de cor em resinas compostas fotoativadas. A partir deste pressuposto, foi testada a hipótese de que os três aparelhos fotoativadores avaliados (Quazar®, Rádi-cal® e Valo Cordless®) apresentam um comportamento similar, e que o tempo adicional de fotopolimerização é capaz de reduzir a variação total de cor.

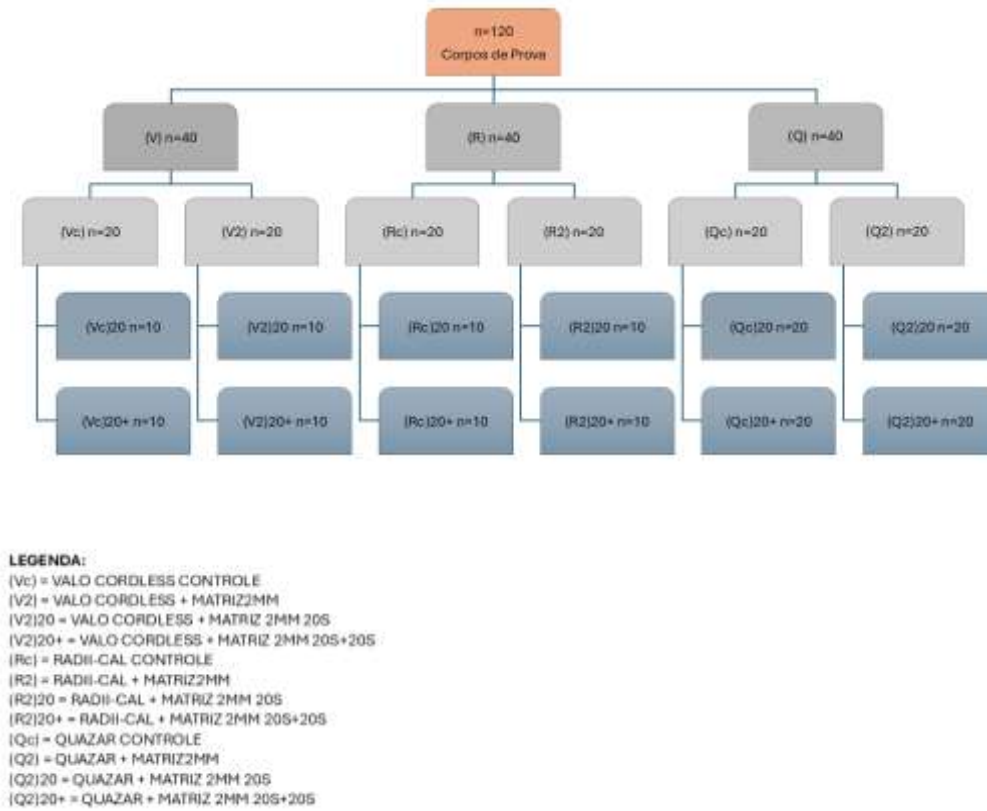
## MATERIAIS E MÉTODOS

### a. Preparo dos corpos de prova

Cento e vinte corpos de prova foram confeccionados e divididos em 12 grupos experimentais (n=10) (Figura 5). Para isso, foi utilizada resina convencional microhíbrida Opallis Convencional® EA3 (FGM, Joinville-SC) (Tabela 4). A resina supracitada foi investigada em associação com a matriz de silicone de adição transparente Silic One Clear Body® (FGM, Joinville-SC) com espessura de 2mm e o grupo controle (sem matriz), e três aparelhos fotoativadores LED. Após a remoção da matriz, metade dos corpos de prova foram

fotoativados por mais 20 segundos.

**Figura 5-** Organograma de distribuição dos grupos experimentais (n=10).



Fonte: autoria Própria.

**Tabela 4** – Materiais utilizados, com identificação de seus respectivos fabricantes, lotes e composição química básica.

Material (fabricante); lote	Composição química básica
Resina composta (Opallis Convencional® EA3, FGM, Joinville – SC, Brasil); Lote 080124.	Partículas de vidro radiopacas silanizadas (70-80%), monômeros metacrílicos (15-25%), dióxido de silício (2-7%), composição fotoiniciadora (<1%), estabilizantes (<1%) e pigmentos (<1%). Partículas com tamanho médio de 0,5 micron.
Silic One Clear Body® (FGM, Joinville – SC, Brasil); Lote: 050124.	Vinil polissiloxano, polissiloxanos hidrogenados, cagas inertes, pigmentos, aditivos e catalisador de platina.

Fonte: autoria própria.

Os corpos de prova foram confeccionados na resina supracitada, sob matriz de silicone transparente na espessura de 2 milímetros e sem matriz (grupo controle), sendo fotoativadas com três aparelhos fotoativadores LED de alta potência (Valo Cordless® 1000mW/cm<sup>2</sup>, Ultradent, South Jordan, EUA; Rádii-cal® 1200mW/cm<sup>2</sup>, SDI, Victoria, Australia e Quazar® 1200mW/cm<sup>2</sup>, FGM, Santa Catarina, Brasil) (Tabela 5).

**Tabela 5** – Especificações dos aparelhos fotoativadores, com seus respectivos comprimentos de onda, intensidade de luz usada no estudo.

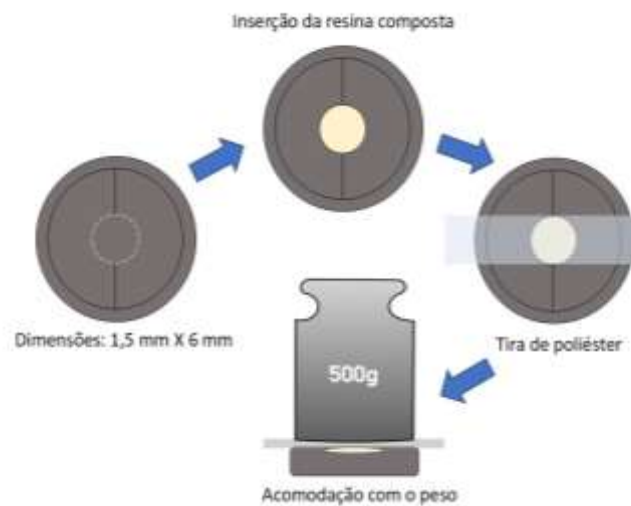
<b>Fotoativador</b>	<b>Especificações</b>
Valo Cordless® (Ultradent, South Jordan, EUA) Número série: V41710	Comprimentos de onda: 395 nm – 480 nm Ampla espectro Feixe colimado Intensidade de luz 1.000mW/cm <sup>2</sup> (modo standard) Diâmetro da lente: 9,7mm
Rádii-cal® (SDI, Victoria, Austrália). Número série: 34655.	Comprimentos de onda: 440 nm – 480 nm Baixa faixa espectral Feixe não colimado Intensidade de luz: 1200mW/cm <sup>2</sup> Diâmetro interno da lente: 7.2mm
Quazar® (FGM, Santa Catarina, BR). Número de série: L23A1752R	Comprimento de onda: 385nm – 515nm Ampla espectro Feixe colimado Intensidade de luz: 1200mW/cm <sup>2</sup> (modo normal) Lente magnética SpotCure Diâmetro da lente: 10mm

Fonte: autoria própria.

Para a confecção de cada corpo de prova, a resina composta selecionada foi inserida em uma matriz de aço inox, em formato de disco de 1,5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro. Sobre o material, 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 6). Posteriormente, o peso foi removido e foi posicionada sobre o conjunto uma matriz de silicone transparente com 2mm de espessura e o grupo controle (sem matriz) nos grupos experimentais e em seguida foi realizada a fotoativação da superfície (Figura 7) com seu respectivo aparelho de LED (Valo Cordless®, Rádii-cal® ou Quazar®) – o mesmo teve sua intensidade conferida por um radiômetro (Radiometer®, 3H, EUA), obtendo uma média de

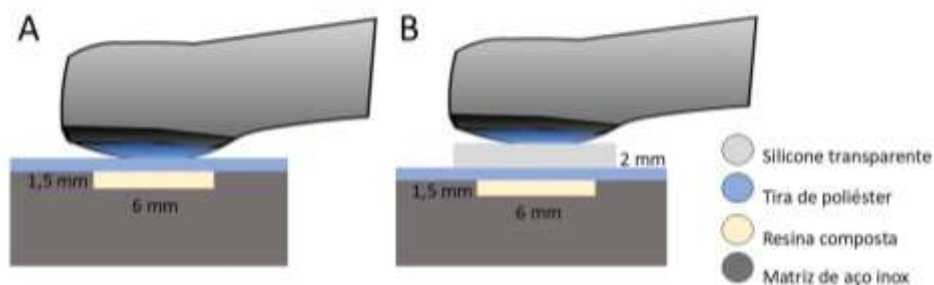
intensidade de potência para o Valo Cordless® de  $1.164 \text{ mW/cm}^2$  (modo standard), o Radii-cal® apresentou uma média de intensidade de potência de  $1.238 \text{ mW/cm}^2$ , e o Quazar® demonstrou uma média de  $1.250 \text{ mW/cm}^2$  (modo normal), antes da confecção dos corpos de prova –, respeitando-se as recomendações do fabricante, e uma parte dos grupos foram fotopolimerizados com 20 segundos adicionais após remoção da matriz de silicone Silic One Clear Body®.

**Figura 6** – Esquema ilustrativo da confecção dos corpos de prova, considerando a matriz de aço inox 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 7-** Esquema ilustrativo demonstrando o posicionamento dos fotoativadores. (A) Fotopolimerização sem matriz e (B) Fotopolimerização com matriz.



Fonte: autoria própria.

A fotoativação obedeceu ao tempo de ativação de 20 segundos, seguindo a

recomendação do fabricante, e ao posicionamento predeterminado e padronizado da ponta emissora de luz dos aparelhos fotoativadores em relação à superfície do material. E metade dos copos de prova (n=60) foram fotoativados com tempo adicional.

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

Após o período de armazenamento, os corpos de prova receberam acabamento para padronizar a lisura superficial e facilitar a posterior leitura. Para isso, os corpos de prova foram fixados com cera branca em uma placa de vidro e tiveram a superfície de topo polida 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, os corpos de prova foram imersos em água destilada e colocados em cuba ultrassônica (PLANATAC modelo CBU-100/1L, Tatuapé, SP, Brasil) por 2 minutos, para limpeza de resíduos.

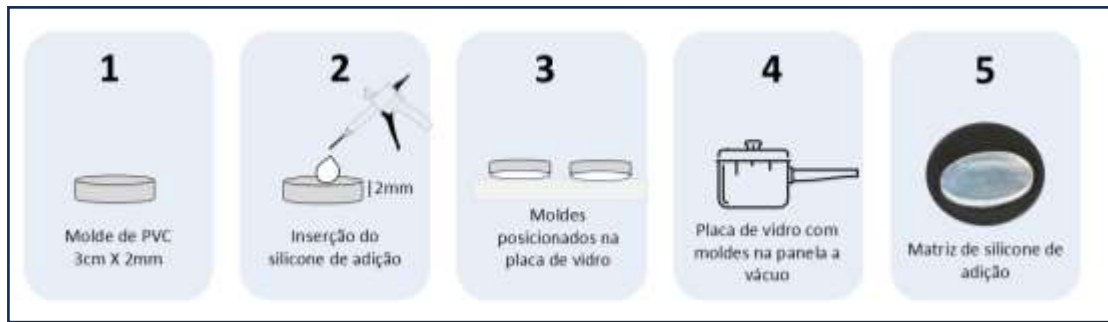
Ao final, os corpos de prova foram novamente armazenados em estufa (37°C), em umidade relativa durante 24 horas e em seguida foram submetidos a primeira análise de leitura colorimétrica e em seguida foram mantidos em estufa a 37°C durante 15 dias, imersos em água destilada.

Após o período de 15 dias, os corpos de prova foram submetidos a uma nova avaliação colorimétrica para se observar a variação total de cor ( $\Delta E$ ) após o período de armazenamento.

#### **b. Confecção da matriz de silicone transparente**

Foi elaborada uma matriz de silicone transparente, com espessura de 2 mm e diâmetro de 3 cm. Inicialmente, o refil do Silic One Clear Body® (FGM, Joinville – SC, Brasil) foi colocado em uma dispensadora universal. Em seguida, a ponta misturadora foi acoplada, respeitando o tempo de uso recomendado pelo fabricante, de 1 minuto e 30 segundos. O material foi dispensado em uma forma circular, de 2 mm de espessura e 3 cm de diâmetro e colocado sobre uma superfície de vidro para garantir o acabamento liso (Figura 8). Após esse processo, a peça foi transferida para uma panela a vácuo pressurizada.

**Figura 8-** Processo de confecção da matriz de silicone transparente.



Fonte: autoria própria.

Durante o processo de presa, a matriz foi mantida na panela a vácuo para eliminar bolhas e imperfeições, assegurando uma superfície lisa para o guia de silicone de polivinilsiloxano. A matriz transparente foi substituída a cada 10 unidades confeccionadas, com o objetivo de preservar sua integridade e evitar danos devido ao uso excessivo.

### c. Avaliação colorimétrica com espectrofotômetro de reflexão

As medidas de cor de cada corpo de prova serão realizadas em um espectrofotômetro de reflexão (UV-2600; Shimadzu), utilizando o programa UV Probe (Shimadzu), no qual espectros de reflectância dos corpos de prova são obtidos em um espectro de luz visível (380 a 780 nm). Para isso, os corpos de prova foram posicionados individualmente no equipamento com auxílio de um gabarito, que permite a reprodução do seu posicionamento a partir da correlação da marcação confeccionada na parte posterior do corpo de prova com a marcação do gabarito. Em seguida, as curvas espectrais registradas para cada corpo de prova serão transportadas para o programa Color Analysis, para avaliação de cor, seguindo os parâmetros do sistema CIEL\*a\*b\* (Commission Internationale de L'Eclairage), com padronização do iluminante D65.

A análise de cor foi realizada em dois momentos (1) inicial; (2) após 15 dias, a fim de verificar a variação total de cor ( $\Delta E$ ) de cada corpo de prova. Os parâmetros  $L^*$  (luminosidade),  $a^*$  (variação verde-vermelho) e  $b^*$  (variação azul-amarelo) foram coletados separadamente e utilizados para o cálculo da variação total de cor ( $\Delta E$ ), para o espectrofotômetro de reflexão e aplicando-se a fórmula:  $\Delta E = \sqrt{(L-L_0)^2 + (a-a_0)^2 + (b-b_0)^2}$ .

#### d. Análise estatística

Os dados coletados foram tabulados e avaliados quanto a sua homogeneidade e normalidade, sendo aplicados, respectivamente, os testes de Levene e Shapiro-Wilk com nível de significância de 0,05. Assumidos os pressupostos para a aplicação dos testes paramétricos, foi aplicado o teste de Análise de Variância com 3 (três) componentes: 1. Fotopolimerizador em 3 (três) níveis (Valo Cordless, Quazar e Rádii-cal), 2. Matriz em 2(dois) níveis (sem matriz e com matriz) e 3. Fotoativação em 2(dois) níveis (Padrão e com 20 (vinte) segundos adicionais). Como teste post hoc foi utilizado o teste de Tukey.

### RESULTADOS

A tabela 6 apresenta os valores da média e desvio-padrão da variação total de cor ( $\Delta E$ ) mensurada em cada grupo experimental.

**Tabela 6-** Valores médios e desvios-padrão dos valores da variação total de cor ( $\Delta E$ ) da análise colorimétrica realizada no espectrofotômetro de Reflexão (Shimadzu) dos grupos testados, considerando os diferentes aparelhos fotoativadores, tempo de polimerização e matriz de silicone de adição transparente.

Fotoativador	Padrão		+20 segundos	
	Sem matriz	Com matriz	Sem matriz	Com matriz
Valo Cordless®	3.85±1.27Aa	4.08±2.41Aa	4.03±1.92Aa	3.84±2.15Aa
Quazar®	3.06±2.05Aa	4.11±2.46Aa	3.31±1.41Aa	3.93±1.91Aa
Rádii-cal®	3.66±1.93Aa	4.90±2.81Aa	2.93±1.16Aa	3.44±1.30Aa

Legendas: Letras maiúsculas diferentes indicam diferença entre os fotopolimerizadores para o mesmo padrão de polimerização e uso ou não de matriz. Letras minúsculas diferentes indicam diferença o uso ou não da matriz, para o mesmo fotopolimerizador e mesma fotoativação \*Indica diferença entre a fotopolimerização padrão e adição de 20 segundos para o mesmo fotopolimerizador e uso ou não da matriz.

Fonte: dados da pesquisa

Quando os níveis do fator aparelho foram comparados (Valo Cordless® x Rádii-cal®, Quazar®), não foram observadas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre as médias de variação total de cor ( $\Delta E$ ) obtidas pelos três equipamentos.

A comparação entre o tempo de fotoativação (padrão x +20 segundos), não se notou diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre as médias de variação total de cor ( $\Delta E$ ).

Finalmente, quando a matriz de silicone de adição (sem matriz x com matriz), foi comparado, não se percebeu diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) nos valores de variação total de cor ( $\Delta E$ ).

## DISCUSSÃO

A posição assumida neste texto, de que a presença da matriz de silicone de adição resultaria em uma maior variação total de cor, foi rejeitada. Ao comparar as condições sem matriz e com matriz de silicone de adição, não foram observadas diferenças significativas na variação total de cor.

Apesar de ser relatado que a presença da matriz de silicone de adição pode levar a uma interação química entre os materiais de impressão de polivinilsiloxano e os sistemas resinoso<sup>52</sup>, nesta aprendizagem não foi observada nenhuma reação negativa da presença e contato da matriz de silicone na variação total da cor da resina testada. Isso reforça a necessidade de compreender os mecanismos específicos de interação entre os materiais, apesar das evidências prévias de inibição parcial da polimerização em profundidades superficiais da resina composta<sup>52</sup>.

Os silicones de adição, amplamente utilizados na odontologia, são valorizados por suas propriedades físicas superiores, estabilidade dimensional e biocompatibilidade<sup>48</sup>. Esses materiais confirmam boa adaptação às estruturas orais, o que facilita a precisão na fabricação de guias e moldes. Por outro lado, sua natureza hidrofóbica pode comprometer o desempenho em ambientes úmidos, embora formulações modernas incorporem surfactantes que melhoram a molhabilidade e a qualidade das impressões<sup>49,50,51</sup>. Mesmo com essas melhorias, os efeitos na polimerização de resinas compostas em contato com esses materiais permanecem tema de debate.

Embora, Chen *et al.*<sup>52</sup> tenha identificado inibição parcial da polimerização em superfícies de resinas compostas em contato com materiais de polivinil siloxano, esses efeitos parecem ser restritos a pequenas profundidades e não influenciam significativamente a variação total de cor. Essa inibição ocorre devido a interações químicas durante o estágio de indução da polimerização, como a ocupação de fotoiniciadores por componentes dos silicones de adição<sup>52</sup>. No entanto, os fechamentos advertem que essas interações superficiais não resultam em alterações visíveis ou mensuráveis na cor das resinas compostas, independentemente da realização de um período adicional de fotoativação.

Os resultados obtidos destacam a confiabilidade do silicone de adição utilizado no presente estudo como material auxiliar no uso clínico, mesmo quando empregados como matrizes para guias de fotopolimerização. A ausência de impacto significativo na variação total de cor sugere que os materiais podem ser utilizados sem prejuízo estético nas restaurações. Obviamente, reforça-se a importância de estudos futuros que explorem o

impacto de variações químicas nas formulações dos materiais e seus efeitos em longo prazo, especialmente em relação à estabilidade de propriedades ópticas e mecânicas das resinas compostas.

A hipótese testada neste compêndio, que sugeria um comportamento similar entre os três aparelhos fotoativadores avaliados (Quazar®, Ralii-cal® e Valo Cordless®), foi aceita. Todos os dispositivos avaliados demonstraram capacidade de ativar os fotoiniciadores presentes nos sistemas resinosos utilizados, alinhando-se às expectativas baseadas nas características de alta intensidade de potência e na compatibilidade espectral com os fotoiniciadores, conforme relatado por Shimokawa *et al.*<sup>30</sup> e Ccahuana-Vasquez *et al.*<sup>4</sup>. Portanto, a evolução tecnológica dos aparelhos fotoativadores, que têm sido continuamente aprimorados para garantir maior eficiência na polimerização sem comprometer a integridade térmica dos materiais.

A eficiência da fotoativação depende de dois critérios fundamentais: o comprimento de onda da luz emitida e a energia entregue ao material restaurador<sup>2,11,30</sup>. Os comprimentos de onda no espectro visível, especialmente entre 400 e 500 nm, são essenciais para sensibilizar os fotoiniciadores presentes na resina composta e promover uma polimerização eficiente<sup>2,11,30</sup>. Além disso, a quantidade de energia luminosa, resultante do produto da intensidade de potência pela duração da exposição, desempenha um papel crítico no grau de conversão de monômeros em polímeros, contribuindo para a formação de cadeias poliméricas consistentes<sup>38</sup>.

Os aparelhos fotoativadores evoluíram significativamente desde os modelos de luz ultravioleta até os dispositivos LED de alta potência amplamente utilizados atualmente<sup>15</sup>. A transição para LEDs de amplo espectro luminoso resultou em dispositivos mais eficazes e versáteis, capazes de sensibilizar uma variedade maior de fotoiniciadores presentes em materiais resinosos modernos<sup>6,36</sup>. A principal vantagem desses LEDs é a capacidade de emitir comprimentos de onda em uma ampla faixa espectral<sup>6,37</sup>, o que é crucial para ativar tanto a canforoquinona que tem um pico de absorção de luz no comprimento de onda em torno de 468 nm<sup>29</sup> quanto outros fotoiniciadores menos comuns, como Lucirina-TPO e Ivocerin que são mais reativos em comprimento de onda próximo de 410nm<sup>30</sup>, garantindo polimerização adequada, mesmo em composições com fotoiniciadores não especificados pelos fabricantes. Contudo, embora o aparelho Ralii-cal® possa emitir luz em faixa espectral restrita, ele evidenciou eficácia na polimerização da resina Opallis®, apresentando desempenho semelhante ao dos demais aparelhos. Esse cômputo pode ser atribuído ao fato de o Ralii-cal® emitir luz em um comprimento de onda de 440 nm a 480 nm, faixa que é eficaz para ativar o

fotoiniciador canforoquinona, especificado pelo fabricante como o fotoiniciador da Opallis®.

As implicações, considerando o período de 15 dias de avaliação e a espessura dos corpos de prova inferior a 2 mm, possuem implicações práticas relevantes, indicando que os aparelhos Quazar®, Ralii-cal® e Valo Cordless® são igualmente eficazes na fotopolimerização de materiais resinosos contemporâneos. Os múltiplos comprimentos de onda e a alta intensidade de potência desses dispositivos proporcionam segurança e confiabilidade na prática clínica. A utilização de aparelhos de múltiplos comprimentos de onda é recomendada para garantir uma fotoativação completa e uniforme, maximizando a durabilidade e a estética das restaurações odontológicas<sup>6,30,37</sup>.

A probabilidade inicial, de que o tempo adicional de fotopolimerização resultaria em uma menor variação total de cor, foi rejeitada. Na comparação entre os tempos de fotoativação (padrão x + 20 segundos), não foi observada diferença significativa na variação de cor. Esta hipótese baseava-se no princípio de que um tempo mais longo de exposição à luz poderia promover uma polimerização mais completa das resinas compostas. Estudos anteriores sugerem que o aumento do tempo de fotoativação pode melhorar o grau de conversão dos monômeros em polímeros, reduzindo possíveis deficiências estruturais e heterogeneidades<sup>43,44</sup> que poderiam levar a alterações cromáticas ao longo do tempo. Procedente a isto, a extensão do tempo de exposição em 20 segundos adicionais não influenciou significativamente a variação total de cor, indicando que razões diversas podem ser mais determinantes nesse aspecto.

Harorli *et al.*<sup>66</sup> classificou a alteração de cor em seis diferentes marcas de resinas compostas fluídas, fotoativadas por 20 segundos, conforme as instruções dos fabricantes, e 60 segundos. Os resultados indicaram que, após 15 dias, algumas das resinas apresentaram alterações perceptíveis de cor. Sem embargo, o prolongamento do tempo de fotopolimerização para 60 segundos não contribuiu para melhorar a estabilidade da cor.

A ausência de diferenças significativas entre os tempos padrão e um tempo estendido de fotoativação pode ser explicada pela saturação do processo de polimerização após um certo nível de energia luminosa ser entregue à resina composta. A eficiência de polimerização depende primariamente do comprimento de onda e da intensidade de potência do fotopolimerizador<sup>2,11,30</sup>. Quando essas variáveis estão adequadas, o tempo adicional de exposição pode não oferecer benefícios significativos, pois o grau de conversão já teria atingido um patamar próximo ao máximo durante o tempo padrão de fotopolimerização. Isso reforça a importância de utilizar equipamentos modernos e calibrados, garantindo que a energia luminosa entregue seja suficiente para promover uma polimerização completa e

uniforme, eliminando a necessidade de ajustes desnecessários que poderiam aumentar o tempo de procedimento sem benefícios adicionais.

## **CONCLUSÃO**

Qualificou-se que os três aparelhos fotoativadores apresentaram desempenho similar, e que a presença da matriz de silicone de adição para realização da técnica restauradora guiada e o aumento do tempo de fotoativação não influenciaram a variação total de cor das resinas compostas.

## 7 DISCUSSÃO

A partir dos dados expostos no corpo desta escrita, observa-se que, apesar das diferenças, existe uma relação importante entre os aparelhos fotoativadores, a escolha da resina composta, e as variáveis experimentais em relação à estabilidade estética das restaurações.

A resina composta, amplamente utilizada em odontologia restauradora, é reconhecida por sua combinação de propriedades biológicas e mecânicas superiores, além de suas excepcionais características estéticas<sup>21</sup>. Sua biocompatibilidade, preservação da estrutura dental, durabilidade e resistência tornam-na uma escolha preferida para procedimentos restauradores diretos. Logo, o desempenho clínico do material está intrinsecamente ligado à qualidade da polimerização e à estabilidade em condições bucais.

A degradação hidrolítica é um fator crucial que compromete a longevidade das resinas compostas. Em ambiente bucal, a resina composta está continuamente exposta à umidade, que promove a hidrólise das ligações poliméricas. Este processo resulta na formação de oligômeros e monômeros, que podem migrar para fora do material, criando porosidade e comprometendo a integridade estrutural<sup>57</sup>. Neste sentido, a composição do copolímero, o tipo de ligação química e o pH do meio também desempenham um papel significativo na taxa de degradação. Resinas hidrofílicas, em particular, mostram maior susceptibilidade devido à sua alta capacidade de absorção de água.

No primeiro artigo, examinou-se que o Valo Cordless® teve o melhor desempenho na redução da variação total de cor ( $\Delta E$ ), quando utilizado na resina Vittra® a 45°. Esse aparelho mostrou maior consistência, neste caso, em comparação com o Radii-cal®, evidenciando um aumento significativo na variação de cor, especialmente nas resinas Vittra® e Opallis Convencional® a 45°. Esses achados destacam a importância da escolha do aparelho e da angulação de fotopolimerização para garantir a estabilidade estética e a previsibilidade das restaurações.

Sobre a interação da luz do fotopolimerizador com o sistema fotoiniciador presente na resina, a literatura mostra que o comprimento de onda da luz emitida deve coincidir com o espectro de absorção do fotoiniciador para garantir uma polimerização eficiente<sup>2,4</sup>. Embora a canforoquinona (CQ) seja o fotoiniciador mais utilizado, sua coloração amarela limita sua aplicação em resinas mais claras. Alternativas, como Lucirina-TPO e PPD, apresentam menor coloração, contribuindo para uma maior estabilidade de cor<sup>30,32</sup>.

A ótica da polimerização também é influenciada pelo posicionamento do

fotopolimerizador. Um aumento no ângulo de inclinação pode reduzir a exposição radiante do material, comprometendo a polimerização nas regiões periféricas da restauração<sup>40,41</sup>. Assim, a posição ideal é fundamental para garantir uma distribuição uniforme da energia luminosa.

A espessura dos incrementos de resina e as características ópticas, como translucidez e opacidade, também desempenham um papel importante na propagação da luz. Essas variáveis influenciam a profundidade de cura e a conversão dos monômeros em regiões mais internas do compósito<sup>30,46</sup>. Assim a dispersão da luz causada por pigmentos e partículas de carga pode afetar a uniformidade da polimerização.

Uma técnica alternativa utilizada na odontologia estética é a utilização de facetas de resina injetável, baseada em um guia transparente que permite a transferência precisa do encerramento diagnóstico para a cavidade bucal<sup>7</sup>. Este método tem proveitos previsíveis e eficientes, fornecendo um fluxo de trabalho simplificado que combina precisão anatômica e estética. Estudos indicam que, quando bem planejada e executada, a técnica com guia oferece melhorias significativas na adaptação marginal e na reprodução fiel do encerramento diagnóstico<sup>7</sup>.

O segundo artigo demonstrou-se que, independentemente do fotopolimerizador utilizado (Valo Cordless®, Quazar®, ou Rádi-cal®), o tempo de fotopolimerização adicional e o uso de matriz de silicone não influenciaram significativamente a variação total de cor das resinas compostas, sugerindo que a intensidade da luz dos fotopolimerizadores foi suficiente para ativar adequadamente os fotoiniciadores. Tais procedimentos reforçam que, para as condições testadas, as variáveis como tempo de fotopolimerização e a presença da matriz de silicone não tiveram um impacto relevante na estabilidade estética da resina composta.

Estas aquisições se contrapõem a algumas pesquisas em que os materiais de silicone de adição, usados como guias para reconstrução, mostraram alguma interferência na polimerização da resina composta. Há ainda indicadores científicos de que esses materiais inibem parcialmente a polimerização em superfícies de contato, devido à presença de substâncias que dificultam a reação de cura<sup>52</sup>. Essa inibição, embora limitada a uma profundidade superficial, poderiam influenciar as propriedades mecânicas da restauração.

Relativamente à escolha do material resinoso, é importante ressaltar que a exposição da resina composta a substâncias químicas na cavidade oral pode resultar em amolecimento dos polímeros e degradação progressiva da matriz orgânica<sup>55,56</sup>. Este processo, que inclui hidrólise e erosão, está diretamente relacionado à composição do material e à capacidade de absorção de água pelos polímeros<sup>55</sup>. O tipo de resina e a silanização das partículas de carga também desempenham um papel significativo na estabilidade da resina em ambientes úmidos,

destacando os avanços no desenvolvimento de materiais mais resistentes à degradação.

A partir deste pressuposto, os dentistas devem compreender a importância das condições de fotoativação e do uso correto dos aparelhos fotopolimerizadores para a durabilidade e estética das restaurações resinosas. A escolha do material resinoso também é crucial, como apresentado, embora o tempo de fotopolimerização e a matriz de silicone não tenham impactado a estabilidade estética das resinas, a angulação da ponta do fotoativador demonstrou influência significativa. Esses achados destacam a importância da escolha do fotopolimerizador e da angulação correta para garantir restaurações duráveis e esteticamente estáveis. Esses achados robustecem a relevância de tecnologias avançadas em fotoativação, os protocolos rigorosos para maximizar a previsibilidade e a durabilidade das restaurações dentárias.

## 8 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos na pesquisa, complementa-se que:

- O aparelho fotoativador Valo Cordless® independentemente da resina e da angulação ele apresentou menor variação de cor da resina composta
- Para a resina composta a Opallis Flow® apresentou menor variação total de cor no Radii-Cal® a 45°.
- Observou-se que o aumento da angulação da ponta do fotoativador para 45° resultou em um aumento significativo na variação total de cor das resinas compostas Vittra® e Opallis Convencional® quando utilizado o Radii-Cal®.
- Os três aparelhos fotoativadores avaliados tiveram desempenhos similares, corroborando a hipótese de que a intensidade de potência é eficaz para ativar os fotoiniciadores das resinas compostas.
- Ademais, a utilização da matriz de silicone de adição e o tempo adicional de fotopolimerização não apresentaram administração significativa na variação total de cor das resinas testadas.

Sendo assim, as respostas obtidas nos artigos reforçam a importância de fatores técnicos específicos na obtenção de restaurações dentárias esteticamente estáveis, reforçando a necessidade de um protocolo de fotoativação bem estabelecido, focando principalmente na escolha adequada da resina mais apropriada, do fotopolimerizador e na angulação correta para maximizar o sucesso técnico e estético das restaurações.

## REFERÊNCIAS

1. MUNCHOW, E.A.; FERREIRA, A.C.A.; MACHADO, R.M.M.; RAMOS, T.S.; RODRIGUES-JUNIOR, S. A.; ZANCHI, C. H. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. **Braz Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 25, n.4, p.321-326, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300058>
2. KNEZEVIĆ, A.; TARLE, Z.; MENIGA, A.; SUTALO, J.; PICHLER, G.; RISTIĆ, M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, p. 586-591, 2001. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00709.x.
3. SOARES, C.C.P.; PEÇANHA, M.M.; BATITUCCI, R.G.; GIANORDOLLI NETO, R.; BATITUCCI, E.; BATITUCCI, M. H. G. Eficácia da polimerização de uma resina composta fotopolimerizada por aparelhos de luz halógeno e LED da clínica integrada do curso de odontologia da UFES. **UFES Rev Odontol.**, Espírito Santo, v. 7, n.3, p.58-65, 2005.
4. CCAHUANA-VÁSQUEZ, R.A.; TORRES, C. R.G.; ARAÚJO, M.A.M.; ANIDO, A. A. Influência do tipo de ponteira condutora de luz de aparelhos LED na microdureza das resinas compostas. **Rev. Odonto UNESP**, São Paulo, v.33, n.2, p.69-73, 2004.
5. SANTOS, M. J. M. C.; SOUZA JUNIOR, M. H. S.; MONDELLI, R. F. L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **J. Bras. Dent. Estét.**, São Paulo, v.1, n.1, p.14-21, 2002.
6. PRICE, R. B.T. Light curing in dentistry. **Dent. Clin. North Am.**, Estados Unidos, v. 61, n. 4, p.751-778, Oct 2017. DOI: 10.1016/j.cden.2017.06.008.
7. YPEI GIA, N.R.; SAMPAIO, C. S.; HIGASHI, C.; SAKAMOTO, A.; HIRATA, R. The injectable resin composite restorative technique: a case report. **J. Esthet. Restor. Dent.**, London, v. 33, n.3, p. 404–414, 2020. DOI:10.1111/jerd.12650.
8. LIMA, A. L. X.; SOUZA, P. H. AMORIM, D. M. G.; CALDAS, S. G. F. R.; GALVÃO, M. R. Avaliação do grau de conversão de resinas compostas fotoativadas em diferentes tempos e potências. **RFO**, Passo Fundo, v. 21, n. 2, p. 219-223, 2016.
9. MILLS, R.; JANDT, K.; ASHWORTH, S. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v.186, n.8, p. 338-391, 1999. DOI: 10.1038/sj.bdj.4800120.
10. AGUIAR, F.H.B.; ANDRADE, K.R.M.; LIMA, D.A.N.L.; AMBROSANO, G.M.B.; LOVADINO, J. R. Influence of light curing and sample thickness on microhardness of a composite resin. **Clin. Cosmet. Investig. Dent.**, [s.l.], v.1, p. 21-25, 2009. DOI:10.2147/ccide.s4863.
11. KARACOLAK, G.; BOYACIOGLU, H.; FERRACANE, J.L.; TÜRKÜN, L.S. Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulk-fill resin composites. **Dent. Mater J.**, Japan, v. 37, n.2, p. 206-213, 2018. DOI:10.4012/dmj.2017-032.

12. CATELAN, A.; ARAÚJO, L.S.N. de.; SILVEIRA, B.C. M. da.; KAWANO, Y.; AMBROSANO, G.M.B.; MARCHI, G.M.; AGUIAR, F. H. B. Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. **Acta Odontol. Scand.**, London, v. 73, n.4, p. 298-301, 2015. DOI:10.3109/00016357.2014.946965.
13. SEGRETO D. R.; NAUFEL, F. S.; BRANDT, W. C.; GUIRALDO, R. D.; CORRER-SOBRINHO, L.; SINHORETI, M. A. C The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. **J. Biomed. Mater. Res.**, Estados Unidos, v. 20, n.1, p. 121-131, 1986. DOI: 10.1002/jbm.820200111.
14. SEGRETO D. R.; NAUFEL, F. S.; BRANDT, W. C.; GUIRALDO, R. D.; CORRER-SOBRINHO, L.; SINHORETI, M. A. C. Influence of photoinitiator and light-curing source on bond strength of experimental resin cements to dentin. **Braz. Dent J.**, São Paulo, v. 27, n.1, p. 83-89, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1590/0103-6440201600387>.
15. ARAVAMUDHAN, K.; RAKOWSKI, D.; FAN, P. L. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. **Dent. Mater.**, Japan, v. 22, n.11, p.988-994, 2006. DOI: 10.1016/j.dental. 2005.11.031.
16. AGUIAR, F. H.B.; LAZZARI, C.R.; LIMA, D.A.N.L.; AMBROSANO, G.M.V. B. LOVADINO, J. R. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 19, n. 4, p. 302-306, 2005. DOI: 10.1590/s1806-83242005000400012.
17. NASCIMENTO, A.B.B.; NASCIMENTO, J.V.M.; GOMES, F.A.P.; FERNANDES, S.K.S.; SOUZA, A.M.B.; SIMÕES, A.A.M.A. Avaliação de matrizes em silicone transparente utilizadas na injeção de restaurações em resinas composta. **Braz. J. Health Rev.**, Curitiba, v.6, n.3, p. 8569-8880, 2023.
18. TERRY, D.A.; POWERS, J. M. A predictable resin composite injection technique, Part I. **Dent. Today**, Estados Unidos, v. 33, n.4, p. 98-101, 2014.
19. GONULOL, N.; OZER, S.; TUNC, E. S. Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. **Int. J. Paediatr. Dent.**, United Kingdom, v. 26, n.5, p. 376-382, 2015. DOI: 10.1111/ipd.12213.
20. PRICE, R.B.; FERRACANE, J. L.; SHORTALL, A. C. Light-curing units: a review of what we need to know. **J. Dent. Res.**, São José dos Campos, v. 94, n.9, p. 1179-1186, 2015. DOI: 10.1177/0022034515594786.
21. ILIE, N.; HICKEL, R. Resin composite restorative materials. **Aust. Dent. J.**, Australia, v. 56, p. 59-66, 2011. DOI:10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x.
22. ZIMMERLI, B.; STRUB, M.; JEGER, F.; STADLER, O.; LUSSI A. Composite materials: composition, properties and clinical applications a literature review. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, Switzerland, v.120, n.11, p.972-986, 2010.
23. TERRY, D. A. **Restoring with Flowables**. Chicago: Quintessence, 2015.

24. FERRACANE, J. L. Resin composite – State of the art. **Dent. Mater**, Estados Unidos, v.27, n.1, p.29-38, 2011. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.020.
25. HERVÁS-GARCÍA, A.; MARTÍNEZ-LOZANO, M.A.; CABANES-VILA, J.; BARJAU-ESCRIBANO, A.; FOS-GALVE, P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. **Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal**, Spain, v. 11, n. 2, p.E215-220, mar. 2006.
26. SHAALAN, O.O.; ABOU-AUF, E.; EL ZOGHBY, A.F. Clinical evaluation of flowable resin composite versus conventional resin composite in carious and noncarious lesions: Systematic review and meta-analysis. **J. Conserv. Dent.**, India, v.20, n.6, p.380-385, 2017.
27. BADR, C.; SPAGNUOLO, G.; AMENTA, F.; KHAIRALLAH, C.; MAHDI, S. S. DAHER, E.; BATTINENI, G.; BABA, N.Z.; ZOGHEIB, T.; QASIM, S.S.B.; DAHER, T.; CHINTALAPUDI, N.; ZOGHEIB, C. M. A Two-Year Comparative Evaluation of Clinical Performance of a Nanohybrid Composite Resin to a Flowable Composite Resin. **J. Funct. Biomater.**, Basel, v.12, n.3, p. 51, 2021. DOI: 10.3390/jfb12030051.
28. SCHNEIDER, A.C.; MENDONÇA, M.J.; RODRIGUES, R.B.; BUSATO, P. do M.R.; CAMILOTTI, V. Influência de três modos de fotopolimerização sobre a microdureza de três resinas composta. **Polímeros**, São Paulo, v.26, p. 37-46, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1590/0104-1428.1855>
29. STANSBURY, J. W. Curing dental resins and composites by photopolymerization. **J. Esthet. Dent.**, London, v.12, n.6, p. 300-308, 2000. DOI: 10.1111/j.1708-8240.2000.tb00239.x.
30. SHIMOKAWA, C.; SULLIVAN, B.; TURBINO, M.L.; SOARES, C.J.; PRICE, R. B. Influence of emission spectrum and irradiance on light curing of resin-based composites. **Oper. Dent.**, Estados Unidos, v. 42, n.5, p. 537-547, 2017. DOI:10.2341/16-349-l.
31. SOUZA, M.B.de. A.; BRISO, A.L.F.; OLIVEIRA-REIS, B. de.; SANTOS, P. H. dos.; FAGUNDES, T. C. Influence of light-curing units on surface microhardness and color change of composite resins after challenge. **J. Contemp. Dent. Pract.**, India, v. 20, n. 2, p. 204-210, 2019.
32. PARK, Y.J.; CHAE, K.H.; RAWLS, H.R. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. **Dent. Mater**, Estados Unidos, v.15, n.2, p. 120-127, 1999. DOI: 10.1016/s0109-5641(99)00021-4.
33. RUEGGEBERG, F. A.; GIANNINI, M.; ARRAIS, C.A.G.; PRICE, R.B.T. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v.31, Supl. 1, n.61, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>.
34. ALBINO, L.G.B.; RODRIGUES, J.A.; KAWANO, Y.; CASSONI, A. Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v.25, n.3, p.267-273, 2011. DOI:10.1590/S1806-83242011000300013.

35. ILIE, N. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v.23, n.2, p.747-755, 2019. DOI: 10.1007/s00784-018-2482-2
36. RUEGGEBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring—a review. **Dent. Mater**, Estados Unidos, v.27, n.1, p.39-52, 2011. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.021.
37. SLINEY, D. H. What is light? The visible spectrum and beyond. **Eye**, [s.l.], v. 30, n.2, p.222-229, 2016.
38. RIBEIRO, B.C.I.; BOAVENTURA, J.M.C.; BRITO-GONÇALVES, J. de.; RASTELLI, A.N. de S.; BAGNATO, V.S.; SAAD, J.R.C. Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by diferente generations of LEDs. **J. Appl. Oral Sci.**, São Paulo, v. 20, n.2, p. 212-217, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1678-77572012000200015>.
39. HADIS, M. A.; SHORTALL, A.C.; PALIN, W.M. Competitive light absorbers in photoactive dental resin-based maerials. **Dent. Mater**, Estados Unidos, v.28, n.8, p.831-841, 2012. DOI: 10.1016/j.dental.2012.04.029.
40. KONERDING, K.L.; HEYDER, M.; KRANZ, S.; GUELLMAR, A.; VOELPEL, A. WATTS, D.C.; JANDT, K.D.; SIGUSCH, B. W. 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**, Estados Unidos, v.32, n.5, p. 676-686, 2016. DOI: 10.1016/j.dental.2016.02.007.
41. PRICE, R.B.T.; MCLEOD, M.E.; FELIX, C. M. Quantifying light energy delivered to a class I restoration. **J. Can. Dent. Assoc.**, Canada, v. 76, n.2, p.1-8, 2010.
42. CORCIOLANI, G.; VICHI, A.; DAVIDSON, C.L.; FERRARI, M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. **Oper. Dent.**, Estados Unidos, v.3, n.3, p. 325-331, 2008.
43. PRICE, R.B.; LABRIE, D.; WHALEN, J.M.; FELIX, C. M. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. **J. Can. Dent. Assoc.**, Canada, v.77, p. b9, 2011.
44. XU, X.; SANDRAS, D.A.; BURGESS, J.O. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v.18, n.1, p. 19-27, 2006. DOI: 10.2310/6130.2006.00007.
45. 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.**, India, v.22, n.2, p.196-200, 2019. DOI: 10.4103/JCD.JCD\_498\_18.
46. TARLE, Z.; ATTIN, T.; MAROVIC, D.; ANDERMATT, L.; RISTIC, M.; TAUBÖCK, T. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness oh

high- viscosity bulk-fill resin composites. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v.19, n.4, p.831-840, 2015. DOI: 10.1007/s00784-014-1302-6.

47. SHORTALL, A.C.; WILSON, H.J.; HARRINGTON, E. Depth of cure of radioation-activated composite restoratives- Influence of shade and opacity. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.22, n.5, p.337-342, 1995. DOI: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb00782.x.

48. CHEE, W.W.L.; DONOVAN, T. E. Polyvinyl siloxane impression materials: A review of properties and techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n.5, p.728–732, 1992. DOI:10.1016/0022-3913(92)90192-d.

49. RUBEL, B. S. Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry. **Dent. Clin. North Am.**, Estados Unidos, v.51, n.3, p. 629–642, 2007. DOI: 10.1016/j.cden.2007.03.006.

50. DONOVAN, T. E.; CHEE, W. W. A review of contemporary impression materials and techniques. **Dent. Clin. North Am.**, Estados Unidos, v.48, n.2, p.445–470, 2004. DOI: 10.1016/j.cden.2003.12.014.

51. PUNJ, A.; BOMPOLAKI, D.; GARAICOA, J. Dental Impression Materials and Techniques. **Dent. Clin. North Am.**, Estados Unidos, v.61, n.4, p.779–796, 2017. DOI: 10.1016/j.cden.2017.06.004.

52. CHEN, L.; KLEVERLAAN, C.J.; LIANG, K.; YANG, D. Effect of polyvinyl siloxane impression material on the polymerization of composite resin. **J. Prosthet. Dent.**, Estados Unidos, v.117, n.4, p.552-558, 2017.

53. BROOK, A. H.; SMITH, R. N.; LATH, D. J. The clinical measurement of tooth colour and stain. **Int. Dent. J.**, London, v.57, n.5, p.324-330, Oct. 2007. DOI: 10.1111/j.1875-595x.2007.tb00141.x.

54. CECI, M.; VIOLA, M.; RATTALINO, D.; BELTRAMI, R.; COLOMBO, M.; POGGIO, C. Discoloration of different esthetic restorative materials: A spectrophotometric evaluation. **Eur. J. Dent.**, Germany, v.11, n.2, p.149-156, 2017. DOI: 10.4103/ejd.ejd\_313\_16.

55. FRANCISCONI, L. F.; HONÓRIO, H.M.; RIOS, D.; MAGALHÃES, A.C.; MACHADO, M.A.A.M.; BUZALAF, M.A.R. Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. **Oper. Dent.**, Estados Unidos, v.33, n.2, p.203-208, 2008. DOI: 10.2341/07-77.

56. HONÓRIO, H. M.; RIOS D.; FRANCISCONI, L.F.; MAGALHÃES, A.C.; MACHADO, M.A.; BUZALAF, M. A. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.35, n.12, p.947-953, 2008. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2008.01856.x.

57. GÖPFERICH, A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. **Biomaterials**, [s.l.], v.17, n.2, p.103-114, 1996. DOI:10.1016/0142-9612(96)85755-3 28.

58. TAMADA, J.A.; LANGER, R. Erosion kinetics of hydrolytically degradable polymers. **Proc Natl Acad Sci U S A.**, Estados Unidos, v. 90, n.2, p.552-556, 1993. DOI: 10.1073/pnas.90.2.552 29.
59. LEITE, T.M.; BOHAIENKO, L.A.; LUCIANO, M.; PILLATI, G.L.; PEREIRA, S. K. Influência de substâncias com pH ácido sobre a microdureza de resinas compostas. **Stomatos**, Canoas, v.16, n.30, p. 21-32, 2010.
60. TOPCU, F.T.; SAHINKESEN, G.; YAMANEL, K.; ERDEMIR, U.; OKTAY, E.A.; ERSAHAN, S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. **Eur. J. Dent.**, Germany, v.3, n.1, p.50-56, 2009.
61. POGGIO, C.; CECI, M.; BELTRAMI, R.; MIRANDO, M.; WASSIM, J.; MARCO, C. Color stability of esthetic restorative materials: a spectrophotometric analysis. **Acta Biomater. Odontol. Scand.**, Sweden, v.2, n.1, p.95-101, 2016. DOI: 10.1080/23337931.2016.1217416.
62. OLIVEIRA, D.C. de.; MENEZES, L.R. de.; GATTI, A.; CORRER SOBRINHO, L.; FERRACANE, J.L.; SINHORETI, M.A.C. Effect of Nanofiller Loading on Cure Efficiency and Potential Color Change of Model Composites. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Canada, v. 28, n.3, p.171-177, 2016. doi: 10.1111/jerd.12189.
63. KAO, E.C. Influence of food-simulating solvents on resin composites and glass-ionomer restorative cement. **Dent. Mater.**, Estados Unidos, v.5, n.3, p.201-208, 1989. DOI: 10.1016/0109-5641(89)90014-6.
64. GEHA, O.; INAGAKI, L.T.; FAVARO, J.C.; GONZÁLEZ, A.H.M.; GUIRALDO, R. D.; LOPES, M.B.; BERGER, S. B. Effect of chemical challenges on the properties of composite resins. **Int. J. Dent.**, Recife, v. 2021, p. 4895846, 2021. DOI: 10.1155/2021/4895846.
65. SVIZERO, N.R.; ALONSO, R.C.B.; WANG, L.; PALMA-DIBB, R.G.; ATTA, M.T.; D'ALPINO, P. H.P. Kinetic of water diffusion and color stability of a resin composite as a function of the curing tip distance. **Mat. Res.**, São Carlos, v. 15, n. 4, p.603-610, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1516-14392012005000070>.
66. HARORLI, O.T.; BARUTCIGIL, Ç.; BAYINDIR, Y.Z.; BAYINDIR, F. Effect of water storage and additional polymerization on the color parameters of flowable resin composites. **J. Contemp. Dent. Pract.**, India, v.14, n.6, p.1109-1114, 2013. DOI: 10.5005/jp-journals-10024-1460
67. DAVIDOVICH, L. Os quanta de luz e a ótica quântica. **Rev. Bras. Ensino Fís.**, São Paulo, v.37, n.4, p. 4201, 2015. DOI: 10.1590/S1806-11173732073.
68. BAGNATO, V. S. Os fundamentos da luz laser. **Física na Escola**, São Paulo, v.2, n.2, p.1-6, 2001.
69. ANDRÉ, C.B.; 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.**, [s.l.], v. 43, n.4, p.398-407, 2018. DOI: 10.2341/17-033-L.

70. SOARES, C. J.; BRAGA, S.; PRICE, R. B. Relationship Between the Cost of 12 Light-curing Units and Their Radiant Power, Emission Spectrum, Radiant Exitance, and Beam Profile. **Oper. Dent.**, [s.l.], v. 46, n.3, p.283-292, May 2021. DOI: 10.2341/19-274-L.
71. THOMÉ, T.; STEAGALL, W.; TACHIBANA, A.; BRAGA, S.E.M.; TURBINO, M.L. Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. **J. Appl. Oral Sci.**, São Paulo, v.15, n.6, p.486-491, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1678-77572007000600006>.
72. PEREIRA, R.; CARPIO, D.; CARVALHO, O.; CATARINO, S.; FARIA, O.; SOUZA, J. Relationship between the inorganic content and the polymerization of the organic matrix of resin composites for dentistry: a narrative review. **RevSALUS**, Coimbra, v. 4, n.1, 2022. DOI: 10.51126/revsalus.v4i1.136.



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>