

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia de Materiais

Aline Cristina da Silva Tanaka

**INCORPORAÇÃO DE EDB À RESINA COMPOSTA: EFEITO NO TEMPO DE
POLIMERIZAÇÃO E GRAU DE CONVERSÃO UTILIZANDO LUZ HALÓGENA E
LUZ LED.**

**BAURU
2022**

Aline Cristina da Silva Tanaka

Incorporação de EDB à resina composta: efeito no tempo de polimerização e grau de conversão utilizando luz halógena e luz LED.

Dissertação apresentada como requisito à obtenção do Título de Mestre em Ciência e Tecnologia dos Materiais – do Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia de Materiais da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, sob a orientação do Prof. Dr. Luiz Carlos da Silva Filho e coorientação da Prof^a Dr^a. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende.

Bauru
2022

Tanaka, Aline Cristina da Silva.

Incorporação de EDB à resina composta: efeito no tempo de polimerização e grau de conversão utilizando luz halógena e luz LED / Aline Cristina da Silva Tanaka - Bauru: 80f., 2022.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Carlos da Silva Filho
Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Cristina Rosifini
Alves Rezende

Dissertação (Mestrado)-Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências, Bauru, 2022.

1. Resinas Compostas. 2. Polimerização. 3. Restauração Dentária Permanente. I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências. II. Incorporação de EDB à resina composta: efeito no tempo de polimerização e grau de conversão utilizando luz halógena e luz LED.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Bauru



ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE ALINE CRISTINA DA SILVA TANAKA, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 11 dias do mês de janeiro do ano de 2022, às 14:30 horas, por meio de Videoconferência, realizou-se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de ALINE CRISTINA DA SILVA TANAKA, intitulada **"Incorporação de EDB à resina composta: Efeito do tempo de polimerização e grau de conversão usando luz halógena e luz LED"**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Profa. Dra. MARIA CRISTINA ROSIFINI ALVES REZENDE (Co-orientador(a) - Participação Virtual) do(a) Departamento de Materiais Odontológicos e Protese / Faculdade de Odontologia de AracatubaUNESP, Profa. Dra. ANA CLAUDIA OKAMOTO (Participação Virtual) do(a) Departamento de Diagnóstico e Cirurgia / Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, Prof. Dr PAULO NORONHA LISBOA FILHO (Participação Virtual) do(a) Departamento de Física / Faculdade de Ciências de Bauru UNESP. Após a exposição pela mestranda e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, a discente recebeu o conceito final: APROVADA. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.

Profa. Dra. MARIA CRISTINA ROSIFINI ALVES REZENDE

Dedico este trabalho a minha família!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, pois em cada detalhe me abençoou, em toda minha vida e nesta realização que foi só a extensão de quão bom e cuidadoso é para mim.

A minha família, sou grata por tudo o que fizeram e fazem por mim, pois não mediram esforços para eu ter o que precisava, por sempre me incentivarem a estudar. Ao meu pai Tadayuki que me fortaleceu e me apoiou em todas as minhas escolhas, a minha mãe Silvia (in memoriam) que esteve presente em todos os momentos, viajava comigo para as aulas, ouvia-me ensaiando para seminários e ao meu irmão Gabriel que torceu por mim e vibrou comigo em cada etapa.

Ao meu marido Juan por todo sustento, ajuda, apoio nas minhas escolhas, motivação quando as situações difíceis vieram. Foi companheiro indo comigo a congressos, ajudando no que precisava e em viagens. Por toda paciência que teve com a minha pessoa, por toda compreensão e carinho.

Aos meus orientadores Professor Luiz Carlos da Silva Filho e Professora Maria Cristina Rosifini Alves Rezende que com doçura, humanização, gentileza me acolheram e me deram todo o suporte necessário para que eu pudesse concluir este trabalho. Uma experiência maravilhosa que tive com eles. Sou grata, pois recebi muito amor e cuidado deles para com a minha vida em um momento muito conturbado e difícil que passei.

As pessoas que foram solícitas e contribuíram com minha pesquisa, pelo material concedido e análises realizadas ao Giovanny Carvalho dos Santos e Rafael Turra Alarcon da Unesp de Bauru, Solange Santos Fukushima da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS). E a todos que de alguma forma me ajudaram incentivando e torcendo por mim.

Ainda que eu tenha o dom de profecia e saiba todos os mistérios e todo o conhecimento, e tenha uma fé capaz de mover montanhas, mas não tiver amor, nada serei. 1Corintios13:2

TANAKA, A. C .S. **Incorporação de EDB à resina composta: efeito no tempo de polimerização e grau de conversão utilizando luz halógena e luz LED.** 2022. 80f. Dissertação (Mestre em Ciência e Tecnologia de Materiais) - UNESP, Faculdade de Ciências, Bauru, 2022.

RESUMO

As resinas compostas ganharam destaque significativo em restaurações odontológicas por suas propriedades mecânicas e estéticas, o avanço tecnológico permitiu melhorias no material, desde a sua composição, modo de ativação e características físico-químicas. Fatores como a polimerização insuficiente destes materiais está entre uma das principais causas de insucesso clínico, promovendo uma maior tendência ao manchamento e maior possibilidade de infiltração marginal pela incompleta polimerização das camadas mais profundas da cavidade e o teor aumentado de monômeros residuais. O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da incorporação de co-iniciador EDB (Etil-4-dimetilaminobenzoato) em resina composta no tempo de polimerização e grau de conversão, utilizando luz halógena e LED (diodo emissor de luz). Para tanto foram confeccionados espécimes com resina composta Filtek Z250 XT (3M ESPE St. Paul, Mn, USA) acrescida de co-iniciador EDB, os quais foram divididos em dois grupos assim denominados: Grupo A (Luz Halógena - CLK-50 Kondortech São Carlos-SP, Brasil) e Grupo B (Luz LED VALO Ultradent®, USA). A mistura da resina composta ao co-iniciador EDB em recipiente polipropileno se deu após a maceração e pesagem do co-iniciador na razão de 0,1% p/p. Os espécimes foram confeccionados em matriz de teflon na cor preta, do tipo estojo, contendo uma perfuração central de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, foram submetidos à análise térmica, espectroscópica e microscópica. Os dados obtidos na análise termogravimétrica demonstram que a incorporação do co-iniciador à resina composta não alterou a temperatura de estabilidade térmica do material tanto para o Grupo A, como para o

Grupo B (luz LED). A análise da espectroscopia de infravermelho mostrou que o Grupo B, apresentou conversão total para os polímeros superior ao Grupo A. Ao comparar os perfis de curvas para os Grupos A e B, a análise espectroscópica UV-vis não mostrou diferenças, demonstrando que a incorporação de co-iniciador EDB não alterou a transmitância da luz absorvida. As imagens obtidas pelo Microscópio eletrônico de varredura (MEV) revelaram superfície morfológicamente semelhante para os grupos A e B. Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos concluiu-se que: a incorporação de co-iniciador EDB na resina composta permitiu uma diminuição no tempo de polimerização e o uso da luz LED permitiu maior conversão total para os polímeros quando comparado à luz halógena.

Palavras-chave: Resinas Compostas; Polimerização; Restauração Dentária Permanente.

TANAKA, A.C.S. Incorporation of EDB into composite resin: effect on polymerization time and degree of conversion using halogen light and LED light. 2022. 80p. Dissertation (Master in Materials Science and Technology) - UNESP, Faculty of Science, Bauru, 2022.

ABSTRACT

Composite resins have gained significant prominence in dental restorations for their mechanical and aesthetic properties, technological advances have allowed improvements in the material, from its composition, activation mode and physicochemical characteristics. Factors such as insufficient polymerization of these materials are among the main causes of clinical failure, promoting a greater tendency to stain and greater possibility of marginal infiltration due to incomplete polymerization of the deeper layers of the cavity and the increased content of residual monomers. The objective of this work was to evaluate the influence of the incorporation of EDB co-initiator (Ethyl-4-dimethylaminobenzoate) in composite resin on the polymerization time and degree of conversion, using halogen light and LED (light emitting diode). For this purpose, specimens were made with composite resin Filtek Z250 XT (3M ESPE St. Paul, Mn, USA) plus EDB co-initiator, which were divided into two groups named as follows: Group A (Halogen Light - CLK-50 Kondortech São Carlos-SP, Brazil) and Group B (VALO Ultradent® LED Light, USA). The composite resin mixed with the EDB co-initiator in a polypropylene container took place after maceration and weighing of the co-initiator at a rate of 0.1% w/w. The specimens were made of black teflon matrix, of the case type, containing a central perforation of 10 mm in diameter and 2 mm in thickness, and were submitted to thermal, spectroscopic and microscopic analysis. The data obtained in the thermogravimetric analysis demonstrate that the incorporation of the co-initiator into the composite resin did not change the temperature of the material's thermal stability for both Group A and Group B (LED light). The analysis of infrared spectroscopy showed that Group B, showed total conversion to

polymers higher than Group A. When comparing the curve profiles for Groups A and B, the UV-vis spectroscopic analysis showed no differences, demonstrating that the incorporation EDB co-initiator did not change the transmittance of the absorbed light. The images obtained by the Scanning Electron Microscope (SEM) revealed a morphologically similar surface for groups A and B. Based on the methodology used and the results obtained, it was concluded that: the incorporation of EDB co-initiator in the composite resin allowed a decrease in the polymerization time and the use of LED light allowed greater total conversion to polymers when compared to halogen light.

Keywords: Composite Resins; Polymerization; Permanent Dental Restoration.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Estrutura química dos monômeros utilizado na Filtek Z250 XT: UDMA (a), TEGDMA (b), Bis-GMA (c) e Bis-EMA (d).	25
Figura 2. Fórmula química da canforoquinona.	35
Figura 3. Fotoiniciadores do Tipo I	35
Figura 4. Fotoiniciadores do Tipo II.....	35
Figura 5. Mecanismo de fotopolimerização - CQ-amina terciária.	36
Figura 6. Fórmula estrutural do EDB.	37
Figura 7. Maceração do co-iniciador.....	46
Figura 8. Resina Filtek Z250 XT.....	46
Figura 9. Homogeneização da mistura.	46
Figura 10. Polimerização da resina.....	47
Figura 11. Espécimes fotopolimerizadas.....	47
Figura 12. Curvas TG/DTG-DTA para a mistura monomérica (a), P-Halógena (b), P-LED (c).	52
Figura 13. Espectros de FTIR para o sistema monomérico e os polímeros.	54
Figura 14. Comparação entre luz halógena e luz LED.....	57
Figura 15. Espectro luz Halógena.....	58
Figura 16. Espectro luz LED.	58
Figura 17. Análise de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) dos espécimes. Ampliação original de 500x: Grupo A (a), Grupo B (b); Ampliação original de 1000x: Grupo A (c), Grupo B (d).	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Composição da resina Filtek Z250 XT.....	25
Tabela 2. Temperatura dos eventos térmicos ($\theta^{\circ}\text{C}$), perda de massa (Δm) e temperatura de pico (TP) observados em cada curva TG-DTA para as amostras do sistema UDMA.	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AlGaN (Nitreto de Alumínio e Gálio)

AlInGaP (Fosfeto de Alumínio, Índio e Gálio)

Bis-EMA (Bisfenol A - polietileno glicol diéter dimetacrilato)

BIS-GMA (Bisfenol glicil metacrilato)

CEMA (Cianoetilmetilanina)

CQ (Canforoquinona)

GC (Grau de conversão)

DMAEMA (Dimetilaminoetilmetacrilato)

EDB (Etil-4-dimetilaminobenzoato)

GaN (Nitreto de Gálio)

InGaN (Nitreto de índio e gálio)

LEDs (Diodo emissor de luz)

pH (Potencial hidrogeniônico)

p/p (peso/peso)

TEGDMA (Trietilenoglicol dimetacrilato)

UDMA (Uretano dimetacrilato)

UV (luz ultravioleta)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
2 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	19
3 OBJETIVO	20
4 REVISÃO DE LITERATURA	21
4.1 Composição química da resina composta	21
4.2 Aprimoramento de propriedades mecânicas e estéticas em resinas compostas	26
4.3 Ativação das resinas compostas	28
4.4 Fotopolimerização	31
4.5 Fotoiniciador	33
4.6 Aparelhos Fotopolimerizadores	38
5 MATERIAL E MÉTODO	45
5.1 Confecção dos espécimes.....	45
5.2 Fotopolimerização do material.....	45
5.3 Metodologia de análise dos espécimes.....	47
5.3.1 Análise Térmica	47
5.3.2 Análise espectroscópica na região do infravermelho	48
5.3.3 Análise espectroscópica (UV-vis sólido)	48
5.3.4 Microscopia.....	49
6 RESULTADO E DISCUSSÃO.....	50
6.1 Termogravimetria Simultânea - Análise Térmica Diferencial (TG-DTA)	50
6.2 Espectroscopia na região do infravermelho com transformada de Fourier (FTIR)	53
6.3 Espectroscopia na região da luz ultravioleta e visível no estado sólido (UV-vis sólido).....	57
7 CONCLUSÃO.....	61
8 REFERÊNCIAS	62

1 INTRODUÇÃO

As restaurações odontológicas realizadas com resina composta ganharam um destaque significativo por seu avanço em técnica de restauração e por suas propriedades físicas e estéticas (YU et al., 2019). Sendo então utilizadas para substituir restaurações feitas com amálgama, esta com suspeita em apresentar toxicidade (JAFFER, FINER & SANTERRE, 2002).

Os materiais restauradores produzidos com amálgama possuem maior resistência, menor desgaste e vida útil maior em comparação com as resinas compostas, por outro lado, as resinas compostas atendem os requisitos estéticos, possuem boa cor e translucidez, também não prejudicam o meio ambiente (SIDERIDOU, TSERKI & PAPANASTASIOU, 2002).

Apesar de se tratar de um ótimo material restaurador, necessita-se do conhecimento de sua composição, utilização e técnica adequada a ser empregada para se obter o sucesso clínico (VELO et al., 2016). E embora apresente mais qualidades positivas do que negativas, todo tipo de resina composta possui vantagens e desvantagens (ATTAR, 2007).

Segundo Andreasen apud Forcelli, et al. (2015), os dentes que chamam maior atenção na estética e os mais propensos a serem quebrados em acidentes são os dentes anteriores, principalmente os superiores, comprometendo a função, estética e até mesmo a autoestima.

Fraturas, cárie primária, degradação referente ao envelhecimento da restauração são recorrentes nos dentes posteriores quando a estrutura dentária substancial é perdida, necessitando correção com material restaurador. A facilidade na aplicação em diferentes cavidades bem como a variedade de colorações da resina composta é uma das vantagens em utilizá-la (YU et al., 2020).

Em odontologia as resinas compostas têm diversas aplicações, sendo algumas delas: restaurações provisórias diretas e indiretas, coroas, revestimento de cavidade (FERRACANE,

2011) cimento para próteses e cimentos endodônticos feitos em metal, polímero ou cerâmica, selantes de fissuras (WATTS et al; 1992).

Desenvolvidas por Raphael L. Bowen, as resinas compostas foram o marco na odontologia na área das restaurações estéticas, de forma muito rápida foram introduzidas no mercado e desde então vem sendo submetidas a alterações e melhorias, podendo ser utilizadas em restauração direta e indireta em dentes anteriores quanto posteriores (CHAIN, 1995).

Os requisitos básicos que um material restaurador deve apresentar são: as propriedades físicas devem coincidir com as do tecido do dente, a resistência ao desgaste deve se comportar de maneira semelhante ao esmalte, características ópticas devem ser boas, deve ser de fácil manipulação e polimento e ser insípido e distinto do tecido dentário, radiograficamente, além de se unir com o tecido dentário e ser biocompatível (ZIMMERLI, 2010).

Inicialmente a ativação da resina composta era polimerizada quimicamente no momento da mistura das duas pastas e durante a espatulação ocorria a incorporação de bolhas de ar na mistura, o que propiciava o aumento da porosidade do material. Com o intuito de diminuir a porosidade e aumentar o tempo de manuseio, desenvolveram a polimerização por meio físico, a fotopolimerização. (FANO, ORTALLI & POZELA, 1995).

As resinas compostas possuem como um dos componentes, os monômeros multifuncionais, que irão gerar redes tridimensionais altamente reticuladas necessárias para obter a polimerização no material (BANNACH, 2015).

A polimerização do material restaurador quando realizada de forma correta contribui para o sucesso clínico da restauração, apresentando lisura superficial, forma anatômica apropriada, não possuem fraturas e apresenta integridade marginal, principal interferente em falhas diretas e indiretas (XU et al., 2019).

A longevidade da restauração depende do tipo de resina utilizada, técnica operatória empregada, tipo e tamanho da cavidade, bem como itens relacionados ao paciente como a sua idade, higiene bucal e acompanhamento do profissional (DEBASTIANI & LOPES, 2005).

No intuito de melhorar as propriedades mecânicas e características físicas da resina composta, esses materiais restauradores foram modificados em sua composição, sendo relevante também na área da estética, apresentar características apropriadas ao funcionalismo, bem como ser resistente às forças mastigatórias e as mudanças de temperatura e pH do meio bucal (BISPO, 2010).

Com a variedade de resinas compostas que estão disponíveis no mercado é importante observar estudos relacionados às condições na cavidade oral do paciente, efeitos em razão da alteração de temperatura, resistência à fadiga, desempenho da restauração, previsibilidade de falhas (FRANKENBERGER et al., 2005).

Atualmente tem aumentado o número de pessoas que buscam atendimento odontológico em comparação ao passado, pois hoje o acesso ao dentista é facilitado e a conscientização de cuidado à saúde bucal é maior. As restaurações realizadas com resina composta propiciam possibilidade de reparo, preservação do tecido dentário e manutenção periódica (AIMI, 2007). Por isso em restaurações as resinas compostas são as mais utilizadas por apresentar propriedades adequadas para o sucesso clínico (MICHELON et al., 2009). Outro fator determinante para o aumento de restaurações com resinas compostas é a importância com a estética, a cor dos dentes, é possível alcançar um resultado esteticamente satisfatório (KURACHI et al., 2001).

2 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

Em um consultório odontológico são atendidos vários pacientes inclusive, pessoas portadoras de necessidades especiais com limitações de ordem mental e física, como espectro do autismo e idosos que tem dificuldade em ficar muito tempo sentados, parados ou com a boca aberta e muitas vezes são submetidos a vários procedimentos odontológicos que podem durar horas.

O tempo para que aconteça a polimerização nas resinas fotopolimerizáveis é aproximadamente em torno de 20 segundos ou mais. No caso da resina Filtek Z250 XT utilizada neste trabalho, segundo o fabricante o tempo indicado para ocorrer a polimerização da resina é de 20 segundos.

A melhoria contínua desses materiais é importante e necessária a fim de promover conforto para o paciente, bem como a diminuição do tempo de polimerização.

3 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da incorporação do co-iniciador EDB (Etil-4-dimetilaminobenzoato) no tempo de polimerização e grau de conversão em resina Filtek Z250 XT utilizando luz halógena e LED.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Composição química da resina composta

Em 1870 o primeiro material restaurador odontológico foi desenvolvido com cimento silicato, que apresentava fragilidade, rápida erosão e descoloração marginal, por isso não obteve aceitação. Em 1940 houve melhorias estéticas no material restaurador utilizando em sua composição o polimetilmetacrilato, porém suas propriedades mecânicas ainda não eram ideais (KUMAR et al., 2018).

Posteriormente, com a resina composta a base de metacrilato e derivados de epóxi com cargas inorgânicas, as propriedades necessárias foram adquiridas (TILBROOK et al.; 2000). Devido às suas características, tais como ser fácil de manipulação, proporcionar uma boa estética, ter baixo custo e ser insolúvel, resistente a desidratação e biocompatível, as resinas compostas se tornaram o material restaurador de escolha na odontologia (CRAIG, 1981).

Os constituintes das resinas compostas são basicamente uma matriz orgânica, fase dispersa e um agente ligante, sendo que cada um tem um papel e propriedade específica (MANHART et al., 2000). A carga inorgânica é a maior quantidade presente na composição das resinas composta, sendo constituída por aproximadamente 70% de carga inorgânica em sua massa total. A matriz orgânica, constituída por dois ou mais polímeros orgânicos compõe aproximadamente 26% da massa total. Os 4% restante em sua composição são representados por fotoiniciadores, pigmentos e diluentes (IKEMURA & ENDO, 2010).

a) Matriz orgânica: Os compostos fotopoliméricos aplicados à restauração dentária de ativação controlada criados em 1960 continham em sua composição o Bis-GMA (bisfenol-A glicidil metacrilato), que continua sendo utilizado até os dias atuais (LU et al., 2005). A escolha em utilizar monômeros dimetacrilatos com alto peso molecular em resinas compostas

se deve ao fato deste apresentar uma maior resistência ao desgaste e diminuição do encolhimento de polimerização (ATAI et al., 2005).

Boa parte das resinas compostas possui em sua composição como matriz orgânica o monômero Bis-GMA em associação com outros dimetacrilatos como trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA), uretano dimetacrilato (UDMA) e bisfenol glicidil dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA). Como o Bis-GMA possui alta viscosidade, o que limita a conversão final e dificulta a incorporação de partículas de carga na matriz é acrescentado então o TEGDMA para diminuir a viscosidade (SIDERIDOU; TSERKI & PAPANASTASIOU, 2002).

O monômero Bis-GMA tem como papel permitir a absorção de água, resultando em plastificação do polímero, possibilitando também a coloração (MATUMOTO et al., 2018), apresenta baixa contração de polimerização por não ser volátil, assim seu endurecimento acontece de forma rápida quando sua formulação e o fotoiniciador estão em condições corretas (OTSUKA et al., 1997).

b) Fase dispersa: consiste em partículas inorgânicas de carga que ampliam e melhoram as propriedades mecânicas, térmicas e ópticas. As melhorias são aplicadas na resistência, dureza superficial, módulo de elasticidade, visto que; uma vez que a morfologia das partículas é relacionada as propriedades mecânicas. Contribui também na redução no coeficiente de expansão térmica e no encolhimento do polímero (PEUTZFELDT, 1997).

Por conta da viscosidade no meio, devido ao monômero Bis-GMA, a incorporação da quantidade de partículas inorgânicas de carga é dificultosa, por tanto é comum utilizar monômeros difuncionais que possuem mais fluidez para diluir o monômero Bis-GMA, possibilitam a incorporação dessas partículas de carga e as características de manuseio adequadas são obtidas (PEREIRA, NUNES & KALACHANDRA, 2002).

As partículas inorgânicas são constituídas por partículas de vidro, quartzo e ou/sílica, cerâmica, os quais proporcionam reforço a matriz. Na maioria das vezes utiliza-se uma mistura

de uma sílica coloidal e vidro de silicato cortado em pedaços extremamente finos (PEREIRA, NUNES & KALACHANDRA, 2002).

O tamanho e quantidade de partículas utilizadas interferem na estética da restauração, sobre sua superfície e na viscosidade do material. A contração de polimerização é diminuída por meio do baixo coeficiente de expansão e contração térmica (ARRUDA, 2015). E a escolha do tamanho e o tipo de partícula de carga utilizada também influenciam na dureza do material, módulo de elasticidade, retenção de brilho, tenacidade a fratura e absorção de água (BRAEM et al., 1989).

A classificação dos compósitos mais usual é feita pelo tamanho das partículas inorgânicas presentes em resinas compostas (NAGEM, 1988). Sendo dos seguintes tamanhos: macropartículas, micropartículas, híbridas, nanopartículas, microhíbridas e nanohíbridas. As macropartículas medem de 8 a 15 μ m, as micropartículas são de 0,04 a 0,40 μ m. Já as resinas híbridas possuem tamanho médio de carga entre 0,04 a 5 μ m e nanopartículas de 20 a 75nm. As microhíbridas medem de 0,04 a 0,7 μ m e a mistura das resinas microhíbrida e nanopartículas são chamadas de nanohíbridas de tamanho de até 100 nm (BISPO, 2010). O surgimento das resinas híbridas e microhíbridas se deve ao intuito de combinar as suas vantagens, a fim de se obter resultados melhores, portanto podendo ter maior indicação (BARATIERI, 1989). As resinas de macropartículas apresentam problemas na rugosidade superficial causando acúmulo de biofilme dentário devido ao tamanho das partículas de carga, portanto não são indicadas em regiões próximas ao tecido gengival. Resinas de micropartículas são utilizadas em cavidades que sofrem interação com a gengiva, pois apresentam superfícies mais lisas e proporcionam um bom polimento. Porém são contraindicadas para dentes posteriores em que se tem uma tensão alta, podendo levar a fratura, pois tem baixa resistência a tração. As resinas híbridas e microhíbridas são utilizadas em todo tipo de cavidade, pois apresentam em suas propriedades mecânicas lisura superficial e resistência ao desgaste. As resinas nanoparticuladas produzem uma

boa aderência ao tecido dental; resistência apropriada; menor infiltração marginal (MICHELON et al., 2009).

c) Agente de união: além de proporcionar homogeneidade e adesão entre a matriz orgânica e partículas de carga, também faz com que a cor da resina não seja alterada. Proporciona melhorias nas propriedades mecânicas, física e em sua estabilidade hidrolítica devido ao aumento de ligações cruzadas geradas na matriz da resina e em associação com a partícula inorgânica (ARRUDA, 2015). O agente de união mais utilizado é o silano, cujo papel é reforçar a ligação da partícula de carga inorgânica com a matriz da resina e permitir melhores resultados de tenacidade à fratura; módulo de elasticidade e resistência à flexão (WILSON, ZHANG & ANTONUCCI, 2005). Existem vários tipos de silanos como o OTMS (n-octiltrimetoxisilano); GPS (γ -glicidoxipropil trimetoxisilano); UDMS (3-[(1,3(2)-dimetacrililoiloxipropil)-2(3)-oxicarbonilamido]propiltriethoxisilano); ATES (organosilanos allitriethoxisilano). Sendo o silano MPTS (γ -metacrilioxipropiltrimetoxisilano) o mais utilizado em resinas compostas, cujo mecanismo de ação acontece pela copolimerização (MATINLINNA, LASSILA & VALLITTU, 2007).

A resina composta é constituída também por um sistema iniciador e outros aditivos. O sistema iniciador é formado por um fotoiniciador que tem como função iniciar a conversão do monômero no processo de polimerização. E os aditivos incorporados são agentes de fluorescência, pigmentos, estabilizador e inibidor (NIE & BOWMAN, 2002).

Neste trabalho foi utilizada a resina Filtek Z250 XT, que tem em sua composição conforme especificado pela 3M os seguintes componentes descritos na Tabela 1. Observa-se que mais de 70% da composição desta resina é de carga inorgânica, esta carga é utilizada para simular o mais próximo possível do dente humano (LANDUYT et al., 2007).

Os monômeros utilizados na resina são TEGDMA, UDMA, Bis-GMA e Bis-EMA, cujas estruturas químicas são representadas na Figura1, todos são dimetacrilatos, ou seja,

podem fazer intercruzamento quando polimerizados, gerando polímeros rígidos com dureza elevada (MOSZNER & SALZ, 2007).

Apesar de não ser mostrado como conteúdo da composição da mistura monomérica, sabe-se que essa mistura contém um pouco de etanol, que é utilizado para facilitar a homogeneização dos monômeros e para melhorar o aspecto final da resina, desta forma, facilitando o seu uso e aplicação (MOSZNER; SALZ; ZIMMERMANN, 2005).

Tabela 1. Composição da resina Filtek Z250 XT.

Ingrediente	No. CAS	% por peso
Cerâmica silanizada tratada	444758-998-9	70 – 85
Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA)	1565-94-2	1 - 10
Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato	41637-38-1	1 – 10
Diuretano dimetacrilato (UDMA)	72869-86-4	1 -10
Sílica tratada de silano	248596-91-0	1 – 10
Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA)	109-16-0	<1

Fonte: 3M- Ficha de Informações de Segurança de Produtos Químicos.

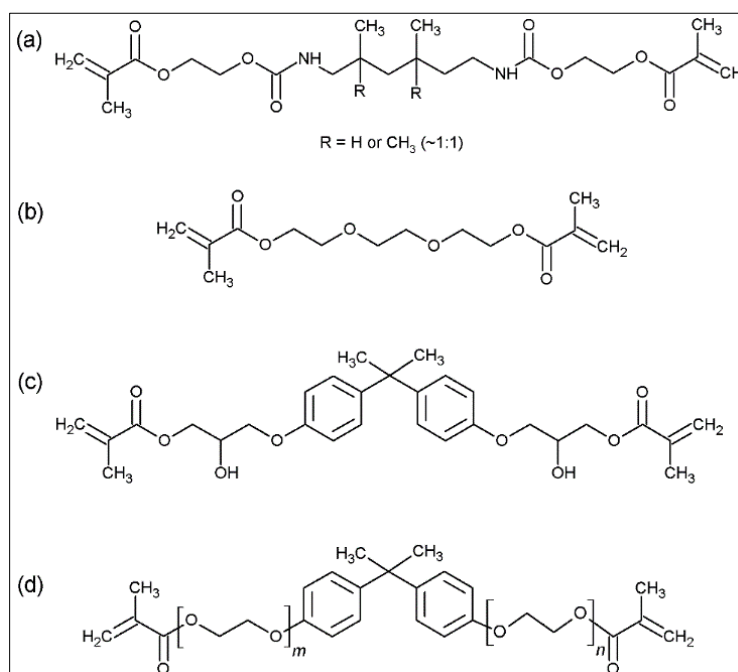


Figura 1. Estrutura química dos monômeros utilizado na Filtek Z250 XT: UDMA (a), TEGDMA (b), Bis-GMA (c) e Bis-EMA (d).

4.2 Aprimoramento de propriedades mecânicas e estéticas em resinas compostas

Desde a criação das resinas compostas, elas são submetidas a mudanças em sua composição aprimorando as cargas inorgânicas (LI et al., 2020). O propósito de desenvolver um novo material é acabar ou diminuir com os pontos negativos apresentados anteriormente, ajustando os componentes individuais presentes (ZIMMERLI, et. al. 2010). Dando destaque ao tamanho e morfologia das partículas, modificação em sua superfície, a fim de melhorar o seu desempenho, sendo estes fundamentais e determinantes para se obter as propriedades necessárias que uma resina composta deve possuir (PEREIRA et al., 2004).

Com o avanço na tecnologia foi e está sendo possível aprimorar as propriedades das resinas compostas, e suas características físicas como a cor que são requisitadas (HABIB et al., 2016). As propriedades do material restaurador são evidenciadas e influenciadas conforme o procedimento aplicado nele, como o fotoiniciador utilizado, o aparelho fotopolimerizador, intensidade de luz, temperatura, dentre outros fatores (ATAI et al., 2005).

Vários são os desafios para se conseguir uma restauração de boa qualidade e, para se obter sucesso, é necessário garantir a adesão, estabilidade das propriedades mecânicas, resistência ao desgaste, dentre outros aspectos. Uma restauração com falha interfaial, pouca interação e funcionalidade dos componentes da resina, juntamente com a retração da polimerização pode ocasionar eventos indesejados como manchamento, fratura, sensibilidade pós-operatória e cárie secundária (RODRÍGUEZ, KRIVEN & CASANOVA, 2019).

Dependendo da resina composta utilizada, o volume do material e o tipo de preparação pode levar o encolhimento volumétrico no processo de polimerização, diminuindo de 3 a 5 % o que compromete a estrutura da restauração (FRANCESANTONIO et al., 2016).

O fato de os componentes da resina, a matriz orgânica e cargas serem ou não alteradas, vai influenciar na rugosidade superficial que está diretamente associada a adesão e acúmulo de

micro-organismos na superfície da restauração (LEE, LU & POWERS, 2005). O material restaurador que apresenta superfícies rugosas é suscetível ao desenvolvimento de biofilmes, o que não é adequado em uma restauração (CARLÉN et al., 2001).

A mudança na composição das resinas trouxe melhorias como uma na adesão da resina aos tecidos dentários, no entanto alguns cuidados devem ser tomados no processo de polimerização e na técnica de aplicação, pois um procedimento mal realizado pode levar a perda dessa adesão (HASHIMOTO et al., 2003).

As propriedades ópticas das resinas compostas são pontos fundamentais na área da estética, como por exemplo a fluorescência e opalescência que influenciam no resultado estético em dentes anteriores, conferindo maior naturalidade, para deixar semelhante aos dentes naturais (AGARWAL, 2005).

A capacidade do dente em absorver radiação ultravioleta e transmitir a incidência de luz na faixa do visível é denominada fluorescência. O material restaurador que não tem essa característica, não possui coloração próxima a dos dentes naturais, apresentando uma parte escura, de cor azul brilhante no dente o qual compromete a estética da restauração (SANTOS & LEINFELDER, 1982).

Opalescência é a capacidade de o esmalte dental transmitir longo comprimento de onda e refletir onda curta. Em contato com determinados comprimentos de onda vai apresentar a coloração do esmalte dental evidenciado nas bordas incisais dos dentes anteriores (LEE, LU & POWERS, 2005).

A incidência de luz inserida pelo aparelho fotopolimerizador no processo de polimerização sobre a superfície da resina interfere significativamente no brilho da superfície, que representa a aparência visual da restauração (ANDRADE et al., 2020).

Para garantir as características de estética, novas técnicas foram desenvolvidas, como por exemplo o sombreamento do esmalte e dentina usados na técnica de estratificação, também

avanços na tecnologia de adesivos dentários contribuíram para melhorias na estética (KIM & CHUNG, 2003).

Outro fator importante é garantir a estabilidade e longevidade da resina, pois o próprio meio bucal interfere diretamente no comportamento da resina composta e consequentemente no desempenho clínico de uma restauração. Em dentes posteriores as causas apontadas para a falha na restauração na maioria das vezes são cáries e fraturas secundárias. Já em dentes anteriores a razão para refazer uma restauração está ligada a características estéticas como por exemplo a cor (FONSECA et al., 2017). A potencialização da longevidade na resina em uma restauração é diretamente proporcional ao aumento das propriedades mecânicas como a resistência ao desgaste e força. Diferentemente no caso da dureza do material que deve apresentar valores menores (BRAEM et al., 1989).

Com o propósito de melhorar o desempenho da resina composta algumas providências foram tomadas, como mudar a morfologia, tamanho das partículas afim de diminuir a viscosidade; melhoria na superfície das partículas para que a interação da matriz de carga-polímero seja garantida, produzir novas matrizes poliméricas e aumentar a conversão do polímero para que a retração da polimerização seja diminuída (WANG et al., 2015).

Embora as características das resinas compostas tenham sofrido várias modificações positivas, acredita-se que muitas ainda devam ser analisadas e aprimoradas para se obter melhores propriedades e, consequentemente, resultados clínicos (FERNANDES et al., 2014).

4.3 Ativação das resinas compostas

O sistema de ativação das primeiras resinas compostas era baseado na ativação química que funcionava a partir da mistura de duas pastas, uma pasta base e uma pasta catalisadora. A

reação química se iniciava a partir do momento em as pastas eram misturadas, devendo ser preparada antes do procedimento de aplicação. A polimerização do material em reação química acontecia independentemente do tamanho, espessura, seus componentes e irradiação da fonte de luz (LEE et al., 1993).

Assim, as primeiras resinas compostas ativadas quimicamente apresentavam alguns inconvenientes como falta de controle no tempo de polimerização, baixa resistência ao desgaste, alta concentração de polimerização, falta de estética e propensão a manchamento da restauração (PHILLIPS, 1998).

Uma das pastas das resinas compostas ativadas quimicamente era composta por um iniciador, o peróxido de benzoíla, e na outra pasta um ativador, uma amina terciária (N, N-dimetil-p-toluidina). A espatulação das pastas provocava o surgimento de bolhas de ar no interior da mistura e isso se refletia sobre a polimerização, comprometendo as propriedades físicas da resina. Também devido ao tamanho e tipo de partículas de cargas utilizadas gerava-se porosidade superficial (FRANCO & LOPES, 2003).

Com a evolução de métodos e dispositivos para o processo de polimerização, o sistema de ativação química foi substituído pela fotopolimerização. Este sistema é baseado em ativação física por meio de um sistema de luz visível, chamada por resina composta fotoativada (KURACHI et al., 2001).

A primeira resina composta fotoativada era ativada a partir do momento em que a luz ultravioleta na faixa de 320 a 365 nm, era incidida sobre o material. Com isso foi adquirido o controle no tempo de polimerização, estabilidade de cor e diminuição na porosidade. Porém devido a radiação ultravioleta trazer danos à saúde foi retirado do mercado (MOSELEY, STRANG & MACDONALD, 1987).

Na década de 80, a primeira resina composta ativada por sistema de luz visível foi desenvolvida com o propósito de promover um sistema com profundidade de polimerização adequada. (HANSEN & ASMUSSEN, 1993 apud RASTELLI, 2002).

A composição da resina composta fotopolimerizável é própria para este processo de ativação. Cada constituinte possui uma funcionalidade específica e é essencial para que a polimerização aconteça. O monômero e diluente reativo que consistem na matriz participam do processo de polimerização. O sistema iniciador inicia a fotopolimerização a partir do momento em que é exposto a irradiação (NIE & BOWMAN, 2002). Uma vez que o fotoiniciador é ativado, ocorre a ativação dos monômeros que interagem com outros monômeros e promovem o desenvolvimento da cadeia polimérica (LIMA et al., 2016).

Este novo sistema de polimerização trouxe melhorias nas propriedades físico-químicas e mecânicas. Assim, as resinas fotoativadas são armazenadas em uma única seringa cada uma com uma cor específica, apresenta uma facilidade na manipulação e controle no tempo de polimerização, porosidade reduzida e menor propensão a descoloração (RESTON et al., 2008).

As vantagens com esse sistema de ativação foram: o grau de polimerização aumentado e mais profundidade; melhores resultados na microdureza, adaptação marginal e menor contração de polimerização, melhoria na estética, estabilidade na cor da resina, controle no tempo de trabalho e diminuição na porosidade. Assim, as primeiras resinas compostas fotoativas ganharam espaço no mercado odontológico e aprovação imediata devido as vantagens apresentadas. (MELO et al., 2013).

A partir disto pesquisas e estudos avançados de resinas compostas fotopolimerizáveis foram realizados por pesquisadores de indústrias e universidades com objetivo de melhorar este material. Diversos aspectos diretamente ligados a resina foram abordados como: monômero, grau de conversão, cor, estabilidade, contração de polimerização, propriedades mecânicas, entre outros (NIE & BOWMAN, 2002).

4.4 Fotopolimerização

A polimerização das resinas compostas consiste no processo de transformação de monômeros em polímeros, alterando seu estado físico de viscoso para sólido. Em resinas compostas fotoativadas o processo de polimerização acontece a partir do momento que entra em contato com a incidência de luz por meio de uma molécula polimerizável constituinte da resina (MATUMOTO, 2018).

A união de monômeros, moléculas simples agrupadas repetidas vezes produz o polímero, formado por longas cadeias. A origem da palavra polímeros no grego significa poli (muitos) e mero (unidade de repetição). A polimerização se inicia mediante reações em cadeia de monômeros que apresentem ligações do tipo $C=C$, $C=O$ ou $C\equiv C$ (BERNARDO, 2011).

A matriz polimérica é formada por monômeros, possui uma cadeia longa que resulta em uma rede tridimensional de ligações cruzadas quando submetida a polimerização. O monômero (Bis-GMA) é formado por uma molécula grande com duplas ligações de carbono reativas nas extremidades (PEUTZFELDT, 1997).

Em geral a composição de um sistema de fotopolimerização é o seguinte: 15 -16% m/m de monômero; 1-15% m/m de fotoiniciador; 1-3% m/m de co-iniciador; 25-90% m/m de oligômero e 1-50% de aditivos (RODRIGUES; NEUMANN, 2003 apud ARAUJO, 2016). Mesmo com a diversidade de composição das resinas compostas, todos são formados à base de metacrilatos cuja polimerização acontece pela produção de radicais livres (NAVARRA et al., 2010).

Para analisar a eficiência da polimerização são utilizados o teste de dureza Knoop e o teste de profundidade de cura. A partir da dureza é possível relacionar ao grau de conversão dos monômeros presentes na resina que foram convertidos durante o processo de polimerização (UHL, MILLS & JANDT, 2003).

Grau de conversão é a medida de ligações duplas de carbonos consumidas em porcentagem. Quanto maior grau de conversão significa que a quantidade de radicais livres presente é menor, contribuindo assim para melhores propriedades físicas do material. No caso de resinas a base de Bis-GMA, seu grau de conversão é de 50 a 60% (PEUTZFELDT, 1997). Resina composta com grau de conversão baixo, leva a matriz orgânica a ser degradada e as propriedades mecânicas sofrem alterações (CORRER et al., 2012).

O grau de conversão incide na contração influenciada pela polimerização produzindo tensões de tração ou cisalhamento na interface da restauração (RETIEF, 1994). As tensões podem se transformar em microinfiltração, pois as ligações adesivas do material de restauração às paredes da cavidade são quebradas (KUNZELMANN & HICKEL, 1990).

O grau de conversão pode ser medido por espectroscopia infravermelha transformada de Fourier (FTIR), que é o método mais utilizado. E com a medição das duplas ligações de carbono antes de ser polimerizada e após o processo de polimerização do material é possível determinar a porcentagem que foi convertida (LIMA et al., 2016).

De acordo com Caughman & Rueggeberg (2002) o processo de polimerização é muito importante para que se obtenha o sucesso clínico em uma restauração de resina composta, por meio dela, tanto as propriedades mecânicas com a longevidade serão garantidas. Este resultado satisfatório é relacionado a qualidade do polímero formado no processo de fotopolimerização, por isso é tão importante considerar os fatores que podem interferir neste processo (MONTENEGRO et al., 2003).

Se a polimerização não acontece de forma correta a restauração tem uma maior tendência ao manchamento, possível infiltração marginal dentre outros (CORRER; CONSANI & SINHORETI, 2000). A liberação de seus componentes livres, a quantidade e o componente residual podem acarretar também a possíveis problemas alérgicos e perda de biocompatibilidade (MOIN-JAN, 2001).

A polimerização total está relacionada a quantidade de energia liberada por um aparelho fotopolimerizador a qual é diretamente proporcional a produção de radicais livres (GOUVEA et al., 2008). A qualidade da fotopolimerização da resina composta incide sobre o desempenho clínico da restauração. A partir da quantidade de ligações duplas que reagiram nos grupos metacrilatos durante o processo de polimerização pode-se observar a eficiência da mesma (MENIGA et al.; 1997).

Uma das razões para que a polimerização seja incompleta está ligada ao aparelho fotopolimerizador (MOSELEY; STRANG & STEPHEN, 1986) decorrente da profundidade de penetração da luz, a distância entre a fonte de luz e as condições do aparelho fotopolimerizador (ARAÚJO; ARAÚJO & FERNANDES, 1997). Outras causas correspondentes a não polimerização estão ligadas a velocidade de polimerização, o tempo de polimerização e o tempo de exposição da resina a luz (MILLS et al.; 2002).

Além do aparelho fotopolimerizador, as resinas em si podem interferir nesse processo visto que a cor, grau de translucidez e a espessura por elas apresentadas irão determinar quanto tempo é necessário para que ocorra a polimerização. (PIRES et al., 1993). A composição da resina é outro fator a ser considerado, bem como o fotoiniciador utilizado e sua quantidade e o tipo de partícula inorgânica de carga presente (PEREIRA et al., 1997).

4.5 Fotoiniciador

O fotoiniciador é uma molécula orgânica que absorve luz e a partir deste produz os radicais livres que são espécies ativas, responsáveis pela polimerização e podem ser classificados em dois tipos:

- Diretos (Tipo I) representado na Figura 2, que não necessitam de uma amina extra, mas a partir do momento que absorve luz, acontece a quebra fotoquímica de aldeídos e cetonas em dois intermediários de radicais livres, produzindo diretamente o radical livre e assim promovendo a polimerização (MOSZNER & SALZ, 2007).

- Indiretos (Tipo II), representado na Figura 3, que depois de absorver luz, no seu estado excitado necessita interagir com outra molécula, o co-iniciador para iniciar a polimerização (NOBRE et al, 2017).

O fotoiniciador geralmente tem em sua composição um grupo carbonila que, na interação e absorção do comprimento de onda específico de luz, permite a ligação de elétrons não ligados (LEDWITH, 1977). As características que o fotoiniciador deve apresentar são: o rendimento quântico de produção de radicais necessita ser alto, ou seja que a sua capacidade de produzir espécies reativas seja grande; ser solúvel e atóxico (BERNARDO, 2011).

Normalmente a canforoquinona (CQ), cuja fórmula química é mostrada na Figura 4, é o agente iniciador mais utilizado em resinas compostas, quando exposta a luz em um comprimento de onda entre 400 a 500nm promove a polimerização (NEUMANN et al., 2005). A sua faixa de absorção do comprimento de onda máxima é de 470nm (PARK, CHAE & RAWLS, 1999). A canforoquinona é um composto fotossensível, sendo ativada no momento em que interage com a luz emitida pelo aparelho fotopolimerizador (RASTELLI, 2002). Esta necessita apresentar alta absorção na região espectral pelo aparelho fotopolimerizador e alta fotorreatividade (MA et al., 2019).

A canforoquinona em associação com o co-iniciador, uma amina terciária, forma um exciplexo (complexo no estado excitado) (PAGORIA, LEE & GEURTSSEN, 2005) em uma faixa de luz específica e proporciona a produção de radicais livres necessários para desencadear a polimerização, sendo então caracterizada como fotoiniciador do Tipo II, pois precisa de um co-iniciador para a polimerização acontecer (NOBRE et al., 2017). Nesse estado a amina pode

doar um elétron para a formação do par iônico para a canforoquinona e em seguida a transferência de próton gera o radical livre (TESHIMA et al., 2003). Portanto quem inicia a polimerização é o radical amino (FERREIRA, 2006). Este mecanismo de iniciação do processo de fotopolimerização, sistema canforoquinona-amina terciária, pode ser observado na Figura 5 (OSTER & YANG, 1968).

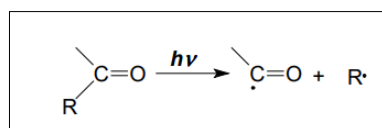


Figura 2. Fotoiniciadores do Tipo I (FERREIRA, 2006).

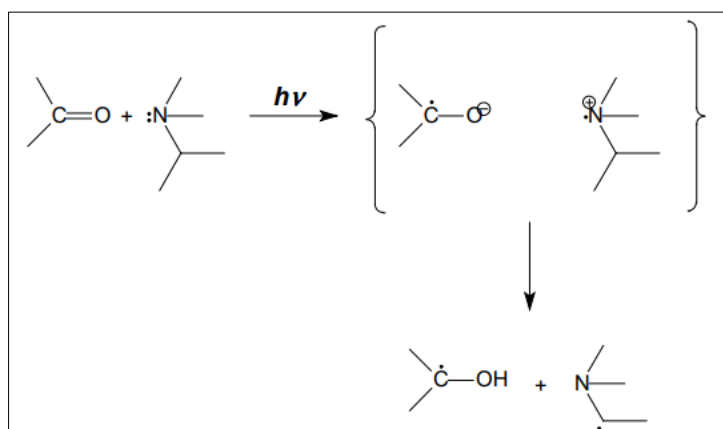


Figura 3. Fotoiniciadores do Tipo II (FERREIRA, 2006).

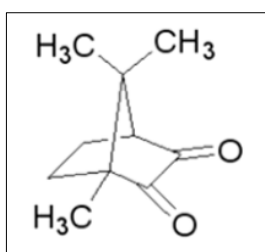


Figura 4. Fórmula química da canforoquinona (ARRUDA, 2015).

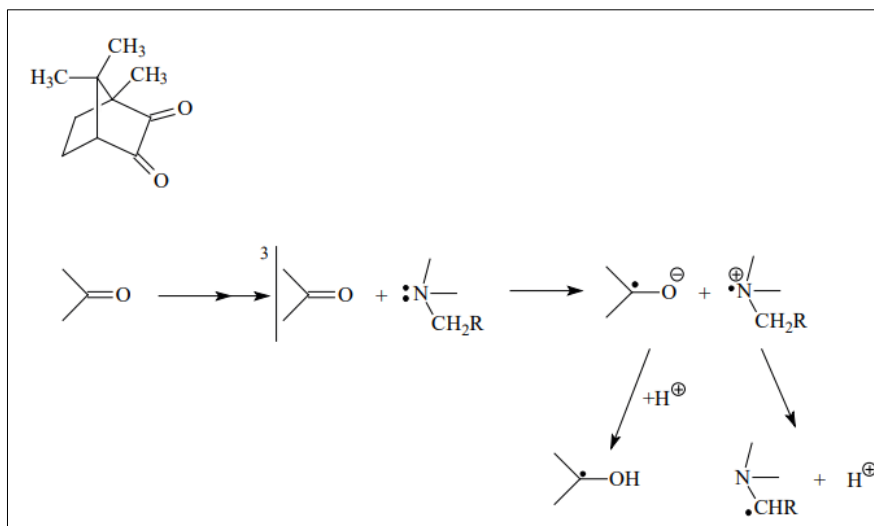


Figura 2. Mecanismo de fotopolimerização - CQ-amina terciária (FERREIRA, 2006).

O co-iniciador que produz radicais livres é chamado de doador de elétrons. As características que o co-iniciador deve ter são as seguintes: o seu potencial de oxidação e a reação para introduzir o radical à dupla ligação necessitam ser altos; não pode absorver luz no comprimento de onda do fotoiniciador; quando entrar em contato com o fotoiniciador e os monômeros, ele não pode reagir nem interagir com os mesmos (FERREIRA, 2006).

Os co-iniciadores que apresentam maior reatividade são primeiramente as aminas terciárias, posteriormente as aminas secundárias e em seguida as aminas primárias. As aminas terciárias desempenham sua função de doação de hidrogênio com excelência. É observado também que o comportamento de aminas aromáticas terciárias tem a capacidade de produzir mais radicais ativos quando comparadas as aminas alifáticas terciárias (ILIE & HICKEL, 2008).

Diversas aminas estão disponíveis, porém deve-se utilizar aquela que se encontra dentro dos requisitos exigidos tanto de biocompatibilidade de um material restaurador no corpo humano quanto as características estéticas que são importantes (ACHILIAS & SIDERIDOU, 2004). No sistema CQ-amina terciária, as aminas terciárias mais utilizadas são: etil-4-dimetilaminobenzoato (EDB), dimetilaminoetilmetacrilato (DMAEMA), cianoetilmetilanina (CEMA). O co-iniciador EDB é utilizado em resinas compostas devido sua eficiência ser alta e

apresentar pequena basicidade (SONG et al., 2016). Neste trabalho a amina de estudo em conjunto com a resina odontológica foi a EDB, cuja molécula é representada na Figura 6.

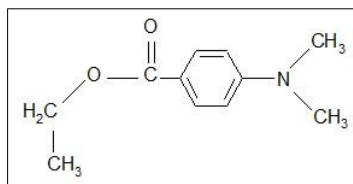


Figura 3. Fórmula estrutural do EDB.

A polimerização de uma resina depende de alguns fatores como o tipo e a quantidade presente de fotoiniciador. A resina composta tem em sua composição a canforoquinona, na concentração de 0,17 a 1,03% p/p em massa. Essa concentração é um fator determinante para a formação de radicais livres no sistema (GEURTSEN, 2000).

O uso da canforoquinona é limitado em resinas que necessitam ter cores mais claras e translúcidas, devido a sua cor intensa amarela (PORTO et al., 2010). Como por exemplo em resina composta utilizado para procedimento de clarear dente que é utilizado o Lucitina- TPO (L-TPO) (LUCEY et al., 2015). A cor amarelada do fotoiniciador é diminuída após o processo de polimerização, porém se a irradiação for insuficiente há fotoiniciador residual, sem sofrer reação (JANDA et al., 2004).

A quantidade de canforoquinona nas resinas compostas contribui para melhorar as propriedades mecânicas e biológicas por meio do aumento do grau de conversão dos monômeros (COOK, 1992). Entretanto, esteticamente não é conveniente, pois a canforoquinona é de coloração amarela forte e com sua adição a resina fica amarelada, influenciando na cor da restauração, não sendo interessante o aumento na quantidade em resinas de cor mais clara (SCHNEIDER et al., 2012). A concentração melhora os resultados até um certo limite, pois acima disso não é notado nenhum benefício a mais (JABUBIAK et al., 2001).

O aumento na quantidade da amina na resina melhora a polimerização do material, no entanto tem o mesmo problema que a adição de canforoquinona, que deve ser acrescentado de forma limitada, pois ela pode trazer alterações tardias de cor na resina, pois sob a influência de calor ou luz é suscetível a mudança da cor de amarelo a vermelho/marrom (ASMUSSEN, 1985).

É importante ter conhecimento sobre o fotoiniciador presente na resina para ser aplicado o comprimento de onda de luz necessário pelo aparelho fotopolimerizador para que a polimerização do material seja alcançada (CHEUNG, 1990), pois se a intensidade da luz e o espectro de luz forem acima do que se precisa, pode levar a alguns problemas como interferir na contração, a área submetida a temperatura, tempo de exposição, profundidade e grau de conversão de polimerização (BOTH, 1994).

4.6 Aparelhos Fotopolimerizadores

Para que ocorra a fotopolimerização da resina composta é necessária a utilização de aparelhos fotopolimerizadores, conhecidos também como aparelhos fotoativadores. Com a venda de novos aparelhos fotoativadores mais modernos e avançados, as técnicas de fotoativação e redução do tempo de fotopolimerização da resina sem a alteração de suas propriedades entraram em evidência. (FIROOZMAND, 2005).

Os aparelhos fotopolimerizadores são utilizados no processo de polimerização em materiais restauradores, adesivos, em revestimento e impressão 3D. Um dos benefícios da polimerização por fotoativação é a rapidez que acontece, além do fato de não fazer uso de solventes, sendo então, objeto de pesquisa e estudo nas últimas décadas (DUMUR, 2020).

No início da década de 70 com o objetivo de obter a luz apropriada para que a polimerização da resina composta acontecesse, os aparelhos fotopolimerizadores foram desenvolvidos, com uma grande variedade de tecnologias (SOUZA et al., 2015). Luz ultravioleta, luz halógena, luz de arco de plasma (PAC), laser de argônio e a LED. Dentre estes, cada um com um tipo de funcionalidade, tipo de luz, comprimento de onda, diferentes entre si (RAHIOTIS et al., 2010).

Embora a luz ultravioleta tenha sido uma das primeiras a ser utilizada, ela pode provocar danos oculares por exposição acidental tanto nos profissionais como pacientes (DUMUR, 2020). No intuito de evitar outros riscos ao paciente como efeitos cancerígenos, alérgicos, danos nos tecidos vivos causados pela radiação UV (ultravioleta), aparelhos de luz visível foram desenvolvidos (NIE et al., 2001).

Devido a importância da característica e o tipo de fonte de luz utilizada no processo de polimerização das resinas compostas, o desenvolvimento de novos aparelhos fotopolimerizadores, o aperfeiçoamento é vital, visto que é necessário testar e observar a viabilidade do aparelho fotopolimerizador para uso clínico (KURACHI et al., 2001).

A elevação na intensidade da luz pode refletir em melhorias no processo de polimerização como aumento de profundidade de polimerização e diminuição do tempo de exposição (MAGNE, VERSLUIS & DOUGLAS, 1999). Porém o aumento em outras propriedades como na contração, taxa de contração e temperatura provocam efeitos indesejáveis (PRATI et al., 1991).

Por possuir eficácia comprovada, a fotopolimerização com aparelho fotopolimerizador de luz halógena ainda é utilizado por muitos profissionais (TEIDER et al., 2008). Sua utilização também se deve ao fato de ser considerado como um método alternativo mais prático em relação a outros aparelhos (KURACHI et al., 2001). É constituído por uma lâmpada com filamento de tungstênio, fibras ópticas, um filtro com seleção do comprimento de onda e um sistema de

refrigeração. Seu funcionamento consiste na passagem da corrente elétrica no filamento de tungstênio gerando assim radiação eletromagnética (LUTZ, 1992).

As vantagens apresentadas com a luz halógena são: intensidade de potência e emissão de luz em um comprimento de onda grande, boa intensidade e baixo custo (MACHADO et al., 2007). As desvantagens são: o calor proveniente da lâmpada que provoca a degradação do bulbo e filtro leva a agressão do tecido pulpar (VIEIRA et al., 1998). A vida útil das lâmpadas halógenas varia entre 40 a 100h e a eficácia da polimerização é reduzida com o tempo de uso, o que requer manutenção (JANDT et al.; 2000). Outros problemas relatados são a polimerização inadequada o que impede a aderência da resina nos tecidos dentais, alteração de cor, propensão a microinfiltração marginal (RASTELLI, 2002), propriedades mecânicas impróprias, probabilidade de falha prematura na restauração (MILLS et al.; 2002).

A energia da lâmpada halógena é em sua maior parte transformada em calor, sendo pouca quantidade transformada em luz, apenas 10% são transformadas em luz visível. São utilizados então filtros para diminuir a energia térmica e restringir a luz visível no espectro mais estreito similar ao dos fotoiniciadores. Esses filtros de luz são deteriorados com o tempo de uso por conta de altas temperaturas operacionais(JANDT et al.; 2000). O aumento da intensidade em luz halógena resulta em aumento na geração de calor e com isso a superfície exposta está sujeita a uma maior temperatura. Este aumento elevado na temperatura provoca distúrbios na circulação que incide sobre lesões pulpares reversíveis ou não (FANO et al., 2002). A potência mínima de saída da maioria dos equipamentos de luz halógena não é atingida. Todos esses fatores afetam na polimerização da resina, podendo ter um resultado inadequado e interferindo na eficiência da restauração (MILLS et al.; 2002; DUNN et al.; 2002).

A luz halógena (400-600mW/cm²) é aplicada em tempo de polimerização de 20-60 segundos, indicadas em espécimes de 2 a 3 mm de espessura (ZACH & COHEN, 1965). O comprimento de onda deste equipamento está entre 300 a 1000nm na faixa do infravermelho e

ultravioleta, essa grande variação não é o ideal para que se tenha a polimerização da resina (BOSQUIROLI et al., 2006). O grau de conversão resultante de resinas cujo constituinte seja o monômero Bis-GMA que foram submetidas a fotopolimerização em luz halógena está na faixa de 43,5 a 75,0% (ARRUDA, 2015).

Atingir ou não a polimerização do material restaurador pode ser devido ao aparelho fotopolimerizador não estar funcionando da forma esperada, ter perca na intensidade de luz emitida. Esses fatores decorrentes da falta de manutenção do aparelho fotopolimerizador, que vão influenciar o estado final da restauração e as propriedades mecânicas da resina composta (MILLS, UHL & JANDT, 2002).

O equipamento fotopolimerizador desenvolvido com intuito de diminuir o tempo de fotopolimerização foi a base de laser argônio e arco de plasma (GUIRALDO et al., 2008). A vantagem em utilizá-lo é que sua intensidade de luz é apropriada para a polimerização das resinas compostas, porém devido ao custo elevado para adquirir o equipamento e para sua manutenção faz com que seja inviável a sua utilização (RUEGGEBERG, 2005), além disso o comprimento de onda irradiado com laser argônio provocou danos aos tecidos moles adjacentes (BRENNEISE & BLANKENAN, 1997).

A proposta em utilizar diodos emissor de luz (*Light Emittion Diodes* – LEDs) surgiu em resposta aos problemas do uso de lâmpadas halógenas, visto que com o LED a passagem de corrente em que a luz é incidida por meio de semicondutores, acontece sem o superaquecimento dos filamentos. (NAKAMURA, MUKAI & SENOH, 1994). A fim de obter um método mais eficiente na fotopolimerização de resinas compostas começou-se a utilizar equipamentos com luz LED (SOARES et al., 2005). Essa nova tecnologia utilizada na fotopolimerização garantiu a emissão de luz necessária para fotopolimerizar as resinas compostas. (FUJIBAYASHI et al., 1998).

A utilização de luz LED na polimerização de materiais restauradores cresceu significativamente nos últimos anos, intensificando a produção de equipamentos, estudos e pesquisa científica para a polimerização de resinas compostas (STAHL et al.; 2000).

O comprimento de onda da luz LED depende da composição do chip, semicondutor e tensão da polarização. Dentre as composições de chip da luz do LED são GaN, InGaN, AlGaN, AlNGaP (GOVIND, SWART & DHOBLE, 2020). O comprimento de onda luz emitida pelo LED é bem específico, conforme o semicondutor utilizado o espectro de luz varia entre as cores vermelho, amarelo, verde e azul. (GODOY et al., 2007). Estes são formados por semicondutores em forma de cristais de nitreto de gálio responsável em gerar luz por eletroluminescência (WHITTERS; GIRKIN & CAREY, 1999). E a combinação de semicondutores diferentes permite a emissão de luz visível na faixa do azul com o comprimento de onda coincidente ao espectro de absorção do fotoiniciador canforoquinona (BOSQUIROLI, 2006). Sabe-se que comprimento de onda necessário para a ativação da reação de polimerização está na faixa de 450-490nm, que a polimerização endurece a resina, permitindo que o material se encontre nas características mecânicas ideais e próprias para sua utilização (NOMOTO, 1997).

O LED apresenta como vantagens maior seletividade do comprimento de luz, são menos barulhentos, ausência de sistema de refrigeração e os filtros produzem menos calor, permitindo que sua potência em saída de luz e espectro sejam constantes em todo funcionamento do equipamento (CEFALY et al.; 2005), além de sua durabilidade ser de aproximadamente 10.000 horas (PEREIRA et al., 2004). Não provoca alteração térmica das estruturas dentais e da resina composta, também há economia de energia e maior tempo de vida útil (RASTELLI, 2002).

Os primeiros aparelhos desenvolvidos com LED chamados de primeira geração não alcançavam a mesma eficiência que os aparelhos de lâmpada halógena (UHL et al., 2004). Então foram desenvolvidos os aparelhos de segunda e terceira geração, constituídos geralmente

com um só LED e os mais modernos conhecidos como aparelhos híbridos, o LED é associado a lâmpada halógena de quartzo-tungstênio o que permite a ativação de outros fotoiniciadores utilizados em resinas compostas sem ser a canforoquinona, como o phenyl propanodione (PPD), bis-acryl-phosphinoxide (BAPO) ou Lucerin (TPO) (WIGGINS et al., 2004).

As informações de fotoiniciadores em composição das resinas compostas geralmente não são divulgadas pelos fabricantes. Por isso os aparelhos LED sofreram mudanças, sendo que o desenvolvimento da terceira geração acarretou melhora do seu desempenho e proporcionou a polimerização para todas as resinas. Esses LEDs possuem cores diferentes com emissões espectrais em um comprimento de onda entre 400-410nm (faixa do violeta) e 440-460nm (faixa do azul) (PRICE et al., 2015).

Para resina composta com canforoquinona ou qualquer outro fotoiniciador no mesmo espectro de absorção, os LEDs são indicados por serem mais eficiente na polimerização (ILIE & HICKEL, 2008). A luz emitida pelo LED está na faixa de comprimento de onda em torno de 450-490nm (RASTELLI, 2002). Segundo autores como Ceballos e colaboradores (2009), o LED apresenta resultados iguais ou melhores de polimerização em comparação ao de luz halógena.

Apesar dos profissionais utilizarem mais o equipamento com fonte de luz halógena para fotopolimerização da resina composta, a busca e o interesse pelo equipamento de nova tecnologia com LED tem aumentado (CAPENAKAS et al.; 2008).

Segundo Busato e colaboradores (2007), os aparelhos de luz LED apesar de apresentarem vantagens como fácil manipulação e maior durabilidade, necessitam de aprimoramentos, modificações no nível de intensidade da luz.

Não se sabe ao certo a quantidade utilizada de aparelhos fotopolimerizadores de luz halógena no Brasil, porém são conhecidas as vantagens da outra tecnologia, dos aparelhos fotopolimerizadores de LED o que leva tendenciosamente a troca de luz halógena pelo LED.

No entanto, é de suma importância a manutenção e revisões periódicas de ambos a fim de que estes funcionem da forma adequada. (RIBEIRO et al., 2016).

5 MATERIAL E MÉTODO

5.1 Confecção dos espécimes

Os espécimes foram confeccionados com resina composta Filtek Z250 XT (3M ESPE St. Paul, Mn, USA) acrescida de co-iniciador EDB, e foram divididos em dois grupos conforme o tipo de luz utilizada na fotopolimerização :

- Grupo A (Aparelho fotopolimerizado de Luz Halógena - CLK-50 Kondortech São Carlos-SP, Brasil)
- Grupo B (Aparelho fotopolimerizador LED VALO Ultradent®, USA).

A mistura do co-iniciador EDB na resina composta em recipiente polipropileno se deu após a maceração e pesagem do co-iniciador na razão de 0,1% p/p. Os espécimes foram confeccionados em matriz de teflon na cor preta, do tipo estojo, contendo uma perfuração central de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. O material foi comprimido com carga estática de 1 kg/f exercido sobre uma lâmina de vidro interposta por uma tira de poliéster, com a intenção de remover o excesso de material e deixar a superfície do compósito nivelado à borda da parede lateral da matriz.

5.2 Fotopolimerização do material

Depois de retirar o peso, a lâmina de vidro e a tira de poliéster, metade dos corpos-de-prova foram fotoativados com aparelho fotopolimerizador CLK-50 (Kondortech®, São Carlos) de luz halógena com comprimento de onda (400-550nm) e no outro teste foi utilizado o aparelho fotopolimerizador de amplo espectro VALO (Ultradent®, USA) com luz contínua (430–

490nm) LED. Ambos foram submetidos ao tempo inicial de 10 segundos no processo de fotopolimerização, por ser o tempo mínimo dos equipamentos fotopolimerizadores e observamos o endurecimento do espécime. A ponta do aparelho fotopolimerizador foi apoiada perpendicularmente sobre a tampa da matriz durante a exposição do material à luz. Os espécimes polymerizados foram então submetidos à análise térmica, espectroscópica e microscópica.



Figura 4. Maceração do co-iniciador.



Figura 5. Resina Filtek Z250 XT.



Figura 6. Homogeneização da mistura.

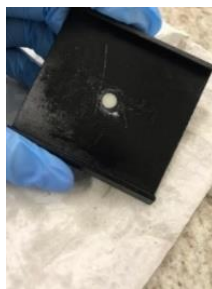


Figura 7. Resina na matriz de teflon.



Figura 8. Espécimes fotopolimerizadas.

5.3 Metodologia de análise dos espécimes

5.3.1 Análise Térmica

Através da Análise Térmica Diferencial (TG-DTA) e Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC), foram obtidas as etapas de decomposição, os eventos envolvidos nessas etapas, bem como a quantidade de material inorgânico. As curvas TG-DTA da mistura monomérica (Filtek Z250 XT) bem como dos polímeros (a partir da lâmpada halógena e LED) foram obtidas por meio do equipamento STA Jupiter 449 F3 da Netzsch. Utilizando-se cadinhos de α -alumina 200 μ L com massas de amostra próximas a 28 mg e razão de aquecimento de 10 $^{\circ}\text{C min}^{-1}$ em atmosfera de ar seco com vazão de 50 mL min^{-1} no intervalo de temperatura de 30,0 a 800,0 $^{\circ}\text{C}$. O sistema DSC1 STAR e Mettler-Toledo foi utilizado para fornecer as curvas

DSC dos polímeros, utilizando ~ 15 mg de amostra de polímero, colocada num cadinho de alumínio fechado com tampa perfurada. As configurações do equipamento ajustadas para uma taxa de aquecimento de $10,0\text{ C min}^{-1}$ usando uma atmosfera de ar seco com taxa de vazão de $50,0\text{ mL / min}$ e os procedimentos de aquecimento / resfriamento foram realizados na faixa de $-35,0$ a $200,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ (ALARCON et al., 2019).

5.3.2 Análise espectroscópica na região do infravermelho

A espectroscopia na região do infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), método utilizado para indicar a o grau de conversão e taxa de polimerização no processo de fotopolimerização. O grau de conversão de todo o sistema monomérico tem como base o cálculo por um espectrofotômetro Vertex 70 (Bruker) com um sistema ATR de cristal de diamante. As misturas foram fotopolimerizadas sobre o cristal de diamante e os dados coletados a cada 10 s por 470 s. No intervalo de 1690 a 1560 cm^{-1} (ALARCON, et al., 2019).

5.3.3 Análise espectroscópica (UV-vis sólido)

Espectroscopia na região da luz ultravioleta e visível no estado sólido (UV-vis sólido), método utilizado para obter as características ópticas, os espectros de absorção e transmitância na região UV-vis foram obtidos em filmes finos (5 mm) de cada polímero, utilizando o espectrofotômetro de duplo feixe Perkin Elmer Lambda 1050, medido com comprimento de onda entre 250 e 850 nm (ALARCON, et al., 2019).

5.3.4 Microscopia

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) foi utilizada para analisar as características morfológicas dos polímeros. As imagens da microscopia eletrônica de varredura foram obtidas pelo equipamento Zeiss, modelo EVO LS15. Todos os polímeros foram banhados a ouro e colocados num adesivo de carbono. O equipamento de tensão ajustado em 15 kV com alta pressão (10^{-3} Pa) (ALARCON, et al., 2019).

6 RESULTADO E DISCUSSÃO

O tempo mínimo de ativação do aparelho fotopolimerizador CLK-50 (Kondortech®, São Carlos) de luz halógena quanto o aparelho fotopolimerizador de amplo espectro VALO (Ultradent®, USA) de luz LED é de 10 segundos. Os espécimes dos dois grupos foram inicialmente submetidos ao tempo mínimo de incidência de luz e observou-se que ocorreu o endurecimento, a polimerização. A resina utilizada Filtek Z250 XT leva 20 segundos para fotoativar como sugerido pelo fabricante. Neste estudo o co-iniciador EDB em associação com a resina potencializou a ativação, proporcionou aceleração no processo de polimerização, reduzindo pela metade esse tempo.

6.1 Termogravimetria Simultânea - Análise Térmica Diferencial (TG-DTA)

A partir de análises térmicas pode-se observar as características, comportamento e estrutura dos polímeros, analisar as condições aplicadas e seus efeitos. A degradação térmica de polímeros é diretamente ligada a vários fatores presentes como densidade reticulada, distribuição de peso, cadeias de ramificação e grupos finais (BANNACH et al., 2015). Portanto, este estudo avaliou as etapas de volatilização e de decomposição da resina Filtek Z250XT, adicionada de EDB e polimerizadas com luz halógena ou LED para verificar a estabilidade térmica.

A estabilidade térmica para os polímeros de UDMA, TEGDMA, Bis-GMA e Bis-EMA podem ser encontrados na literatura como sendo 213,8°C; 132,6°C; 227,6°C e 165,2°C; respectivamente (ALARCON, GAGLIERI & BANNACH, 2018). Estes são utilizados na mistura monomérica comercial (Filtek Z250 XT). As etapas de perda de massa e os eventos associados para cada amostra podem ser vistas com melhor detalhe na Tabela 2.

Tabela 2. Temperatura dos eventos térmicos (θ °C), perda de massa (Δm) e temperatura de pico (TP) observados em cada curva TG-DTA para as amostras do sistema UDMA.

Etapas de volatilização e de decomposição térmica					
Amostras		Etapas de volatilização	Primeira decomposição	Segunda decomposição	Resíduo (%)
Mistura monomérica	θ °C	30,0-208,1	208,1-467,9	467,9-662,8	75,45
	Δm /%	1,73	16,26	6,56	
	Tp /°C	-	353,0-438,7*	526,6↑	
Polímero – Halógena	θ °C	30,0-245,9	213,7-468,0	468,0-656,2	75,42
	Δm /%	2,40	15,88	6,30	
	Tp /°C	-	401,2↑	531,6↑	
Polímero – LED	θ °C	30,0-246,4	214,6-465,8	465,8-656,1	75,71
	Δm /%	1,61	16,23	6,45	
	Tp /°C	-	410,3↑	545,9↑	

*exoterma; ↑pico exo

A curva TG/DTG-DTA para a mistura monomérica pode ser observada na Figura 12a. A primeira perda de massa é relacionada a evaporação do solvente (etanol presente na amostra). A mistura monomérica é estável até 208,1°C a partir desta temperatura as estruturas monoméricas são degradadas termicamente em duas etapas de perda de massa. Nota-se que a segunda perda de massa se refere a degradação térmica (208,1 - 467,9 °C) tratando-se de uma degradação com várias etapas consecutivas e sobrepostas (pelo menos 3 eventos) como mostrado na curva DTG, ou seja, é uma degradação complexa. A terceira etapa de perda de massa refere-se à degradação e oxidação do material carbonáceo. Por fim, o resíduo para a amostra foi de 75,45%.

O polímero sintetizado com ao auxílio da lâmpada halógena (P-halógena) tem sua curva TG/DTG-DTA mostrada na Figura 12-b. O perfil da curva TG é parecida com a da mistura monomérica; entretanto, o polímero P-Halógena tem uma estabilidade térmica superior a amostra previamente analisada, sendo de 213,7 °C. A primeira etapa de perda de massa também se trata de evaporação de solvente e a segunda etapa apesar de se mostrar complexa não tem

tantos eventos de degradação sobrepostos como na mistura monomérica, tratando-se da degradação da matriz polimérica. Ao final da análise encontra-se um resíduo de 75,42%.

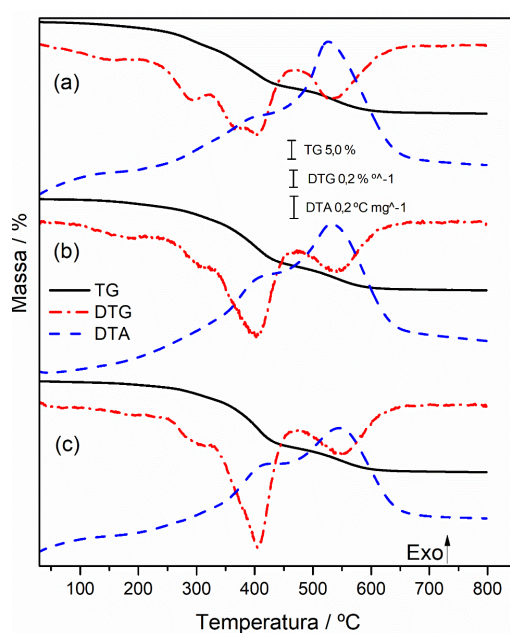


Figura 9. Curvas TG/DTG-DTA para a mistura monomérica (a), P-Halógena (b), P-LED (c).

O polímero sintetizado com o LED (P-LED, Figura 12-c) tem perfil similar ao P-Halógena com uma estabilidade térmica até 214,6 °C. A decomposição ocorre em duas etapas, sendo a primeira uma decomposição térmica complexa e a segunda a oxidação e degradação do material carbonáceo. O resíduo encontrado foi de 75,71%.

Ambos os polímeros estudados tiveram uma temperatura de estabilidade térmica similar a outros polímeros de misturas monomérica (UDMA, TEGDMA, Bis-GMA e Bis-EMA) encontrados na literatura (BANNACH et al., 2015). A partir do resíduo de material inorgânico das três amostras foi possível calcular uma média igual a $75,53 \pm 0,16\%$; este valor está dentro da faixa estabelecida pelo fabricante que é entre 70% a 85%. A estabilidade térmica não

apresentou alterações significativas entre os espécimes nesta análise. Pode-se notar que o co-iniciador EDB presente nos grupos A e B não afetou os eventos térmicos.

6.2 Espectroscopia na região do infravermelho com transformada de Fourier (FTIR)

A partir da excitação da CQ o processo de polimerização em cadeia ocorre, devido produção de radicais livres que causam a clivagem homolítica da dupla ligação C=C do grupo metacrilato (TESHIMA et al., 2003).

As propriedades físicas e mecânicas adquiridas dos monômeros são resultantes da quantidade de ligações duplas entre carbonos que foram quebradas e seu grau de conversão. Cada monômero tem uma característica própria como a conversão final limitada, quebra da dupla ligação, taxa de polimerização, aceleração e desaceleração automática com o qual afeta o processo de polimerização. Referente à mobilidade dos elementos que sofrem reação no sistema, determinará a sua atuação no processo de polimerização (BANNACH et al., 2015).

A conversão desses monômeros individuais utilizando a CQ e LED (430-470 nm) após 400 segundos de absorção da luz são de 75,83% para o UDMA; 79,80% para o TEGDMA; 51,38% para o Bis-GMA; e 34,37% para Bis-EMA. Observa-se que as maiores conversões são para o UDMA e TEGDMA, desta forma, misturas monoméricas podem ter uma conversão entre 50-80% (ALARCON; GAGLIERI & BANNACH, 2018).

Os espectros de FTIR para a resina monomérica e para os dois polímeros podem ser vistos na Figura 13. A banda em 1637cm^{-1} referente ao estiramento C=C do grupo metacrilato foi marcado na figura. Nota-se que a absorção dessa banda é maior na resina monomérica e menores nos polímeros, isto é esperado devido ao consumo da dupla ligação na reação de polimerização, desta forma, diminuindo a concentração de C=C no sistema.

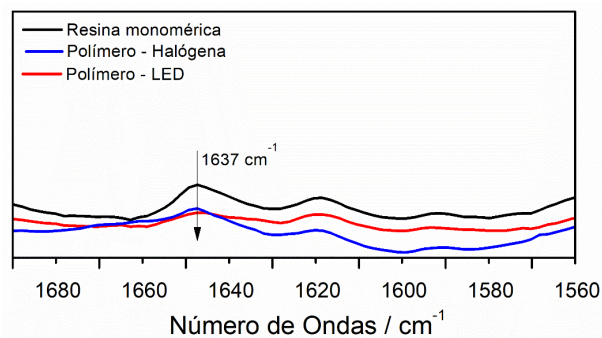


Figura 10. Espectros de FTIR para o sistema monomérico e os polímeros.

A partir da Equação 1 foi possível calcular o grau de conversão (GC) dos polímeros finais utilizando a absorção inicial ($A_{\text{monômero}}$) e absorção final ($A_{\text{polímero}}$). Observou-se que a luz halógena teve uma conversão menor (50%) quando comparada ao LED (60%). Este resultado mostra que a utilização do LED repercutiu em uma maior polimerização do espécime.

$$GC\% = \left[1 - \left(\frac{A_{\text{polímero}}}{A_{\text{monômero}}} \right) \right] \times 100 \quad (1)$$

O desempenho da polimerização na resina composta está ligada a tonalidade, composição da resina, espessura, diâmetro da ponta do equipamento fotopolimerizador, posição, a intensidade de luz, comprimento de onda, tempo de exposição (BALA, OLMEZ & KALAYCI, 2005; CAUGHMAN, RUEGGERBERG & CURTIS, 1995).

A tonalidade da amostra influencia na quantidade de luz absorvida que repercutirá na polimerização (BRISO, et. al.; 2006). Quanto mais leve a tonalidade maior profundidade de cura (COOK & STANDISH, 1983).

A intensidade de luz diminui conforme passa na resina devido a absorção de luz afetando no potencial de polimerização. Equipamento fotopolimerizador que emite maior intensidade de luz leva a uma polimerização maior da resina (PEREIRA, PORTO & MENDES, 2001).

Existem equipamentos fotopolimerizadores de LED com intensidade de luz emitida superior a 1000mW/cm^2 , intensidade maior do que a necessária, podendo substituir a lâmpada halógena sem afetar a polimerização da resina composta (CEBALLOS et al.; 2009). A intensidade do LED influencia no tempo de exposição da luz na resina composta no processo de polimerização, que possibilita a redução deste tempo de polimerização (CALDARELI et al.; 2011). Justamente o que foi encontrado neste trabalho, onde o LED apresentou um resultado melhor no grau de conversão.

O tempo de exposição também afeta no processo de polimerização. Quanto mais tempo a resina composta é exposta em luz, a dureza de sua superfície aumenta (FEILZER et al.; 1995; BRISO et al.; 2006).

O fotoiniciador tem sua faixa de absorção de luz específica. O tipo de fotoiniciador utilizado na resina composta influencia na escolha da luz. Por isso é importante conhecer a faixa de comprimento de onda e intensidade de luz emitida pelo equipamento fotopolimerizador. A luz azul tem um rendimento diferente em cada parte do espectro de absorção do fotoiniciador, sendo mais eficiente no pico de absorção referente a ele (CALDARELI et al.; 2011; MILLS, JANDT & ASHWORTH, 1999).

Apesar do equipamento fotopolimerizador de luz halógena abranger um comprimento de onda grande de 400nm a 600nm, o comprimento de onda que a canforoquinona absorve é 470nm (CEFALY et al.; 2005). LED possui um estreito espectro de emissão dentro da faixa de absorção do fotoiniciador canforoquinona, o que torna o LED mais eficiente e sem superaquecimento ao contrário da luz halógena (NOMOTO, 1997; CEBALLOS et al.; 2009).

No estudo de Ceballos, as amostras com tempo de exposição de 20 segundos no LED apresentaram o valor de dureza estatisticamente maior do que a luz halógena. E apresentou o mesmo resultado para ambos no tempo de 40 segundos. Concluindo que o LED proporcionou a diminuição no tempo de exposição para a polimerização da resina composta.

Outro estudo utilizando os equipamentos fotopolimerizadores na mesma irradiância de $100\text{mw}/\text{cm}^2$ obtiveram um resultado melhor no grau de conversão e profundidade de polimerização com LED do que a luz halógena (FUJIBAYASHI et al.; 1998; STAHL et al.; 2000).

Mills e colaboradores (1999), em estudo com uma fonte de LED de 25 lâmpadas LEDs comparada com lâmpada halógena com $300\text{mW}/\text{cm}^2$ de irradiância, verificou que LED apresentou um resultado melhor em profundidade de polimerização nos espécimes do que o de luz halógena.

O estudo de Briso fez comparação entre 4 fontes de luz, sendo 3 fontes de LED e uma fonte de luz halógena. Uma delas de luz LED a Elipar Freelight teve um desempenho melhor do que as outras. Demonstrou maiores valores de microdureza em comparação com a luz halógena justificado pelo comprimento de onda irradiado do LED, por este ser o mesmo comprimento de absorção da canforoquinona. Entre as outras fontes de luz LED, o seu melhor resultado é devido a sua intensidade de luz emitida ser maior do que todas.

No presente trabalho em relação a luz utilizada as variantes são a intensidade de luz emitida e o comprimento de onda. A intensidade da luz nos equipamentos fotopolimerizadores utilizados é diferente, sendo a de maior intensidade a de LED de $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ contra $600\text{mw}/\text{cm}^2$ da luz halógena. A partir dos resultados e segundo os autores acima, pode-se afirmar que a intensidade da luz alta, aumentou o grau de conversão. Outro ponto é o comprimento de onda do LED que corresponde ao mesmo pico de absorção do fotoiniciador, a canforoquinona da resina escolhida, assim permitindo uma maior polimerização do material (Figura 14).

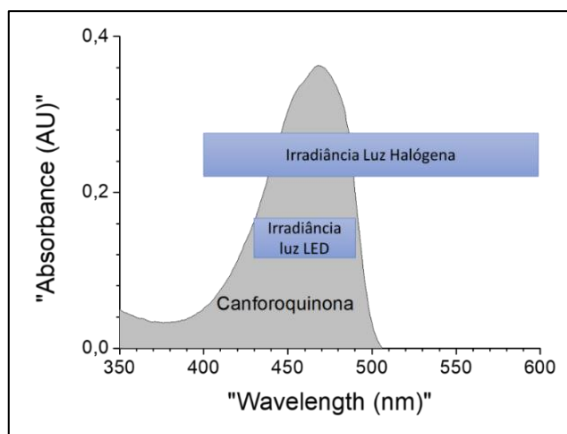


Figura 11. Comparação entre luz halógena e luz LED.

6.3 Espectroscopia na região da luz ultravioleta e visível no estado sólido (UV-vis sólido)

Através da análise de UV-vis é possível identificar a espécie química presente na amostra, a região espectral em que ocorre as transições eletrônicas envolvidas na molécula e os monômeros que sofreram a polimerização (ZHAO, ZHAO & ZUUN, 2019). A técnica utilizada consiste na leitura dos espectros de absorção gerados pela transição eletrônica quando a molécula é irradiada por luz. As bandas de absorção surgem quando a amostra apresenta vários estados vibracionais, sendo estas, mais largas no ultravioleta do que em outros espectros com ressonância nuclear magnética e infravermelho, o que facilita sua visualização (SGARBI, 2006 apud ALLINGER, 1978).

O espectro UV-vis também é utilizado para verificar as diferenças entre os materiais e enquadrar a cor natural do dente visando restaurações com aspecto natural em suas características ópticas, que são influenciadas por vários motivos como a opacidade, cor, transmitância de luz, comprimento de onda, entre outros, que terão impacto no quesito estética. A opacidade da resina é determinada pelo índice de refração da matriz orgânica e inorgânica (LEE & POWERS, 2007), espessura, corantes, iniciador e o agente de união como silano (ANDRADE & COUTO, 2017).

Os espectros foram analisados por absorbância e por valores de porcentagem de transmitância na faixa entre 250 e 850 nm. A alta carga inorgânica da resina (>70%) faz com que os espectros de absorção UV-Vis dos sólidos obtidos não sejam tão concisos. Porém é possível observar um perfil semelhante das curvas (Figura 15 e 16). Como observa-se nos espectros de transmitância, não temos uma alta porcentagem de transmitância do material, isto é visto na opacidade das amostras. As transições eletrônicas são as mesmas em ambos os espécimes, logo os compostos são semelhantes estruturalmente.

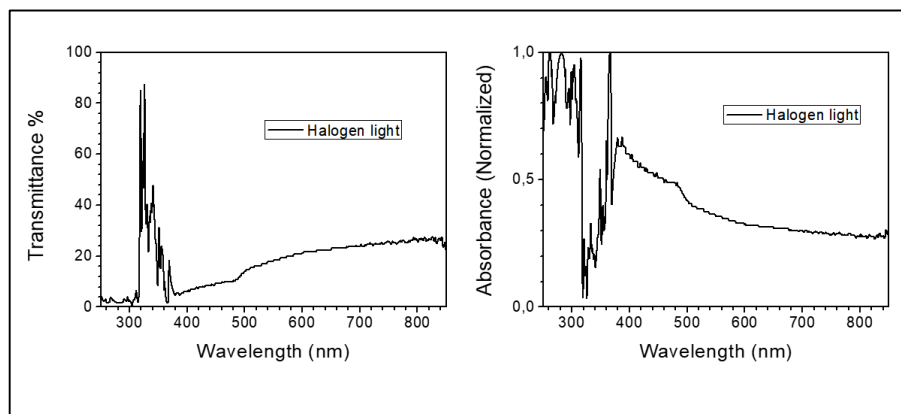


Figura 12. Espectro luz Halógena.

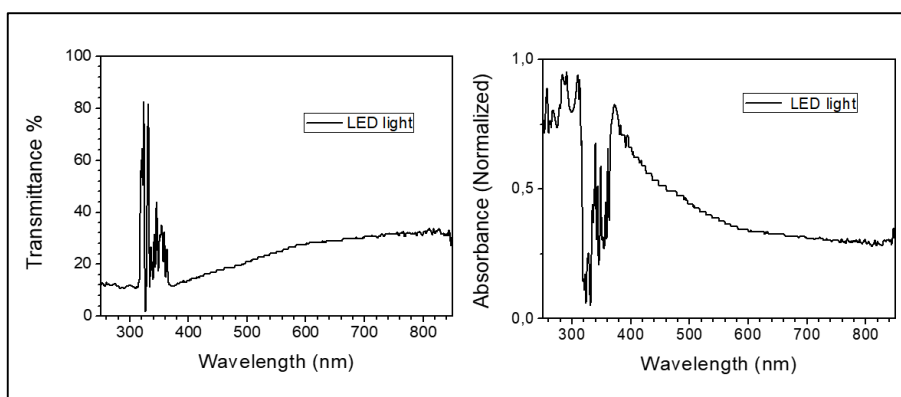


Figura 13. Espectro luz LED.

Na Ficha de informações da resina podemos ver a presença de sílica cristalina e dióxido de silício. O silício é um semicondutor de banda indireto, portanto há uma longa cauda na absorção até comprimentos de onda mais longos (acima de 400nm) que podem ser atribuídas a este composto (GREEN & KEEVERS, 1995; GREEN, 2008). Pode-se observar também uma leve banda de absorção em torno de 500nm em ambas, que pode ser atribuído a SiO₂ (DOBROWOLSKA, et.al.; 2015). As intensas bandas abaixo de 300nm também podem ter origem das ligações contidas nas estruturas metacrílicas (ex. as transições π - π^* , σ - σ^* , n- σ^* e n- π^*).

Uma análise que futuramente pode ser feita é a espectrofotometria de fluorescência de refletância no UV-Vis. Como cargas inorgânicas (ex. SiO₂ e CaCO₃) inseridas neste tipo de resina não emitem fluorescência, esta técnica pode mostrar informações coletados a partir dos revestimentos metacrílicos (UDMA, TEGDMA, Bis-GMA e Bis-EMA) espalhados nos substratos inorgânicos.

6.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Como um dos requisitos na área estética, a restauração confeccionada com resina composta deve ser a mais próxima da estrutura dentária em suas características de superfície, textura, cor e brilho (BURGESS & CAKIR, 2010). A similaridade das propriedades de superfície do material com as propriedades de superfície do esmalte permite uma maior longevidade da restauração em razão do menor acúmulo de biofilme, adesão de micro-organismos que propiciam para o desenvolvimento de cárie (BILGILI, 2020; BANSAL et al. 2019; PULEIO et al. 2020), assim como atingir resultado estético e sua funcionalidade (SOUZA et al., 2014).

A superfície da restauração quando não está lisa compromete a estética, afetando na mudança da cor da resina, surgimento de cárie secundária, inchaço e saúde periodontal. Além da composição da resina, o polimento como etapa de finalização da restauração é imprescindível. A lisura superficial é adquirida como uma boa técnica de polimento da resina composta. São vários instrumentos disponíveis para usar no acabamento, mudando em composição, tamanho e formato. O polimento se dá removendo o resíduo de material, modelando a resina para dar a forma anatômica e aparência desejada (BANSAL, 2019; DAUD, 2020; OKIDA, 2014). Brocas, ataque ácido, abrasão ao ar e a laser são técnicas utilizadas no polimento da resina (ETEMADI, et al., 2015).

Foram obtidas micrografias por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) de amostras representativas dos grupos estudados. Pela análise da Figura 17, pode-se constatar que não houve alterações superficiais quando comparados os grupos fotoativados por luz halógena e LED.

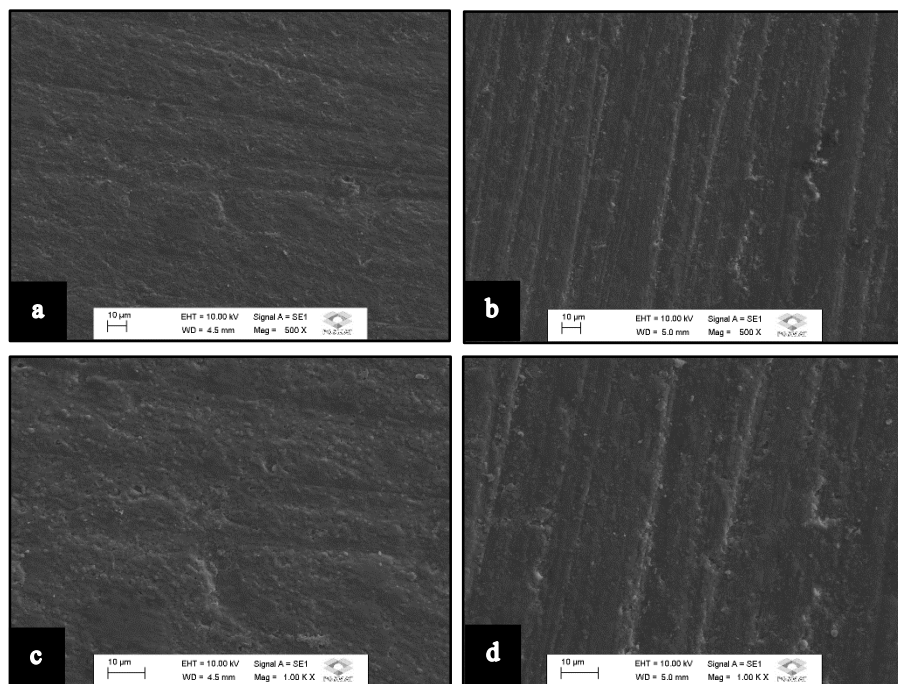


Figura 14. Análise de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) dos espécimes. Ampliação original de 500x: Grupo A (a), Grupo B (b); Ampliação original de 1000x: Grupo A (c), Grupo B (d).

7 CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos observou-se que a incorporação de co-iniciador EDB à resina composta Filtek Z250 XT, reduziu pela metade o tempo de polimerização. Bem como o uso do LED permitiu maior conversão total para os polímeros quando comparado à luz halógena.

Novos estudos se mostram necessários para mensurar a tanto a rugosidade superficial como o grau de desgaste de resina composta incorporada ao EDB frente aos desafios bucais, alimentação, forças mastigatórias, pH do meio bucal.

8 REFERÊNCIAS

- ACHILIAS, D.S. & SIDERIDOU, I.D. Kinetics of the Benzoyl Peroxide/Amine Initiated Free-Radical Polymerization of Dental Dimethacrylate Monomers: Experimental Studies and Mathematical Modeling for TEGDMA and Bis-EMA. **Macromolecules**, v.37, p.4254-4265, 2004.
- AGARWAL, T. Anterior direct composite: Easy as 1-2-3. **Dentistry Today**, v. 24, n.10, p.138-141, 2005.
- AIMI, E.; LOPES, G.C. Restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores: uma realidade no Brasil do Século XXVI. **International Journal Brazilian Dentistry**. v.3, n.1, p.32-40, 2007.
- ALBINO, L.G.; RODRIGUES, J.A.; KAWANO, Y.; CASSONI, A. Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. **Brazilian Oral Research**. v.25, n.3, p.267-273, 2011.
- ALARCON, R. T.; GAGLIERI, C.; BANNACH, G. Dimethacrylate polymers with different glycerol content: thermal study, degree of conversion, and morphological features. **Journal of Thermal Analysis and Calorimetry**, v.132, p.1579-1591, 2018.
- ALARCON, R. T.; SANTOS, G. C.; OLIVEIRA, A. R.; FILHO, L. C. S.; BANNACH, G. Synthesis of luminescent polymers in the UV light region from dimethacrylate monomer using novel quinoline dyes. **Journal of Applied Polymer Science**, v.136, n.19, p.47461, 2019.
- ANDRADE, K.C.; PINI, N.I.P.; MODA, M.D.; RAMOS, F.S.S.; SANTOS, P.H.; BRISO, A.L.F.; FAGUNDES, T.C. Influence of different light-curing units in surface roughness and gloss of resin composites for bleached teeth after challenges. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.102, p.103458, 2020.

ANDRADE, S. H.; COUTO, Y. F. **Propriedades ópticas da resina composta**. 2017. 33f. Trabalho de Conclusão de Curso de Odontologia, Universidade São Francisco, Bragança Paulista, 2017.

ARAUJO, R.M.; ARAUJO, M.A.M.; FERNANDES, R.V.B. Efeito da intensidade de luz e irradiação de calor de fotopolimerizadores em função do tempo de uso. **Jornal Brasileiro de Odontologia Clínica**, v.1, n.6, p.50-55, 1997.

ARRUDA, L.B. **Nanotubos óxidos aplicados a resinas compostas fotoativadas**. 2015. 137f. Tese (Doutorado Programa de Pós-graduação em Ciência e Tecnologia de Materiais) UNESP, Bauru, 2015.

ASMUSSEN, E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. **Operative Dentistry**, v.10, p.61-73, 1995.

ATAI, M.; WATTS, D.C.; ATAI, Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. **Biomaterials**, v.26, p.5015–5020, 2005.

ATTAR, N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. **Journal of Contemporary Dental Practice**, v.8, n.1, p.27-35. 2007.

BALA, O.; OLMEZ, A.; KALAYCI, S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.32, p.134-140, 2005.

BANNACH, G.; CAVALHEIRO, C.C.S.; CALIXTO, L.; CAVALHEIRO, E.T.G. Thermoanalytical study of monomers: BisGMA, BisEMA, TEGDMA, UDMA and their mixture. **Brazilian Journal of Thermal Analysis**. v.4, p.28-34, 2015.

BANSAL, K.; GUPTA, S.; NIKHILL, V.; JAISWAL, S.; JAIN, A.; AGGARWAL, N. Effect of Different Finishing and Polishing Systems on the Surface Roughness of Resin Composite and Enamel: An In Vitro Profilometric and Scanning Electron Microscopy Study. **International Journal of Applied and Basic Medical Research**. V.9, n.3, p.154-158, 2019.

BARATIERI, L.N. **Procedimentos Preventivos e Restauradores**. 1.ed., São Paulo: Quintessence, 1989.

BERNARDO, D.R. **Fotofísica e fotoquímica de tioxantonas aneladas e avaliação de sua eficiência como fotoiniciador na polimerização de diacrilatos**. 2011. 87f. Dissertação (Mestre em Ciências Físico). Instituto de Química. Universidade de São Paulo. São Carlos. 2011.

BILGILI, D.; DUNDAR, A.; BARUTÇUGIL, C.; TAYFUN, D.; OZYURT, O.K. Surface properties and bacterial adhesion of bulk-fill composite resins. **Journal of Dentistry**, v.95, p.103317, 2020.

BISPO, L.B. Resina composta nanoparticulada: há superioridade no seu emprego? **Revista Dentística on line** - ano 9, n.19, 2010.

BOSQUIROLI, V.; FRANCO, E.B.; PEREIRA, J.C.; NAVARRO, M.F.L.; MONDELLI, R.F.L. Fotopolimerização de resina composta com luz halógena e LED. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v.54, n.2, p.129-133, 2006.

BOTHA, C.T.; WETT, F.A. Polymerization shrinkage around composite resin restoration-an in vitro study. **Journal of the Dental Association of South Africa**, v.49, p.201-207, 1994.

BRAEM, M.; FINGER, W.; VAN DOREN, V.E.; LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. **Dental Materials**, v.5, n.5, p. 346-349, 1989.

BRENNEISE, C.V.; BLANKENAN, R.J. Response of associated oral soft tissues when exposed to argon laser during polymerization of dental resins. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.20, p.467, 1997.

BRISO, A.L.F.; FEDEL, T.M.; PEREIRA, S.M.; MAURO, S.J.; SUNDEFELD, R.H.; SUNDEFELD, M.L.M.M. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. **Journal of Applied Oral Science**. v.14, n.1, p.10-15, 2006.

BURGESS, J.; CAKIR, D. Comparative properties of low shrinkage composite resins. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**. v.31, n.2, p.10-15, 2010.

BUSATO, A.L.S.; VALIN, R.R.; AROSSI, G.; REICHERT, L.; SONZA, Q.; MELO, G. Métodos de fotopolimerização. **Stomatos**. v.13, n.24, p.45-52, 2007.

CALDARELI, P.G.; BELTRANI, F.; PEREIRA, M.S.K.; CARDOSO, S.A.; HOEPPNER, M.G. Light-curing units: evolution and clinical application- a literature review. **Odontologia Clínico-Científica**. v.10, n.4, p.317-321, 2011.

CAPENAKAS, S.P.G.; HANASHIRO, F.S.; SOPRANO, V.; TURBINO, M.L. Grau de polimerização de LED e luz halógena. **Revista do Instituto de Ciências da Saúde**, v.26 n.1, p.95-98, 2008.

CARLÉN, A.; NIKDEL, K.; WENNERBERG, A.; HOLMBERG, K.; OLSSON, J. Surface characteristics and in vitro bio"lm formation on glass ionomer and composite resin. **Biomaterials**, v.22, p.481-487, 2001.

CAUGHMAN, W.F.; RUEGGEBERG, F.A. & CURTIS, J.W.Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. **Journal of the American Dental Association**. v.126, n.9, p.1280-1286, 1995.

CAUGHMAN, W.F. & RUEGGEBERG, F.A. Shedding new light on composite polymerization. **Operative Dentistry**, v.27, n.6, p.636-638, 2002.

CEBALLOS, L.; FUENTES, M.V.; TAFALLA, H.; MARTINEZ, A.; FLORES, J.; RODRÍGUEZ, J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times unsig LED and halogen units. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v.1, n.1, p.8-13, 2009.

CEFALY, D.F.G.; FERRAREZI, G.A.O.; TAPETY, C.M.C.; LAURIS, J.R.P.; NAVARRO, M.F.L. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. **Brazilian Dental Journal**, v.16, n.2, p.98-102, 2005.

CHAIN, M.C. **Unidades fotoativadoras de luz visível — fotopolimerizadores**. In: Baratieri LN. *Estética: restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados*. 2ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 1995.

CHEUNG, G.S. Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.63, p.286–288, 1990.

COOK, W.D.; STANDISH, P.M. Cure of resin based restorative materials. II. White light photopolymerized resins. **Australian Dental Journal**. v.28, n.5, p.307-311, 1983.

COOK, W.D. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. **Polymer**, v.33, p.600-609, 1992.

CORRER, G.M.; BRUSCHI, R.C.A; BARATTO-FILHO, F.; CORRER-SOBRINHO, L.; SINHORETI, M.A.; PUPPIN-RONTANI, R.M. In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.70, p. 101-118, 2012.

CORRER, S.L.; GÓES, M.F.; CONSANI, S.; SINHORETI, M.A.C. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v.11, p. 361-364, 2000.

CRAIG, R.G. Chemistry, composition, and properties of composite resins. **Dental Clinics of North America**, v. 25, n. 2, p. 219-239, 1981.

DEBASTIANI, F.S; LOPES, G. C. Restaurações diretas de resinas compostas em dentes Posteriores. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v.1, n.1, p.30-39, 2005.

DOBROWOLSKA, P.; KRAJEWSKA, A.; GAJDA-RACZKA, M.; BARTOSEWICZ, B.; NYGA, P.; JANKIEWICZ, B.J. Application of turkevich method for gold nanoparticles synthesis to fabrication of SiO₂@Au and TiO₂@Au Core-Shell nanostructures. **Materials**. v.8, p.2849-2862, 2015.

DUMUR, F. Recent advances on carbazole-based photoinitiators of polymerization. **European Polymer Journal**, v. 125, p.109503, 2020.

DUNN, W.J.; BUSH, A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **Journal of the American Dental Association**. v.133, n.3, p.335-341, 2002.

ETEMADI, A.; SHAHABU, S.; C. N.; PORDEL, E.; AZARBHEYJANI, Z.; HEIDARI, S. Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation of composite surface irradiated by different power of Er:YAG Laser. **Journal of Lasers in Medical Sciences**, v.6, n.2, 2015.

FANO, L.; MA, W.Y.; MARCOLI, P.A.; PIZZI, S.; FANO, V. Polymerization of dental composite resins using plasma light L. **Biomaterials**, v.23, p.1011–1015, 2002.

FANO, V.; ORTALLI, I. & POZELA, K. Porosity in composite resins. **Biomaterials**, v.16, n.17, p. 1291-1295, 1995,

FEILZER, A.J.; DOOREN, L.H.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. **European Journal Oral Sciences**. v.103, n.5, p. 322-326, 1995.

FERNANDES, H.G.K; SILVA, R.; MARINHO, M.A. de Souza; OLIVEIRA, P.O. de Souza; RIBEIRO, J.C.R.; MOYSÉS, M.R. Evolução da resina composta: Revisão da Literatura. Três Corações: **Revista da Universidade Vale do Rio Verde**, v.12, n.2, p.401-4011, 2014.

FERRACANE, J. L. Resin Composite- state of art. **Academy of Dental Materials**; v.27; p. 29-38; 2011.

FERREIRA, G.C. **Fotopolimerização iniciada por tioxantona e outros iniciadores – Estudos fundamentais e aplicações** 2006. 134f. Tese (Doutorado em ciências) Instituto de química, São Carlos, 2006.

FIROOZMAND, L.M.; ARAUJO, R.M.; BALDUCCI, I. Influência de fotopolimerizadores de luz halogena X led azul na dureza de resina composta. **Ciência Odontológica Brasileira**, v.8, n.1, p.67-74, 2005.

FONSECA, A.S.Q.S.; MOREIRA, A.D.L.; ALBUQUERQUE, P.P.A.C.; MENEZES, L.R.;PFEIFER, C.S.; SCHNEIDER, L.F.J. Effect of monomer type on the C=C degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. **Dental materials**, v.33, p.394-401, 2017.

FORCELLI, A.P.; NUNESA, M.C.P. Avaliação Clínica de Restaurações Diretas do Tipo Classe IV em Resina Composta Realizadas em Dentes Anteriores Traumatizados. UNOPAR Científica, **Ciências Biológicas e da Saúde**, v.17, n.2, p.81-86, 2015.

FRANCESCANTONIO, M.Di.; BOARO, L.C.C.; ARANA-CHAVEZ, V.E.; BRAGA, R.R.; GIANNINI, M. Shrinkage stress, long-term adaptation and bond strength of low-shrinkage composite resins. **International Journal of Adhesion & Adhesives**, v.65, p.1–10, 2016.

FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Revista odontológica Biodonto**, v.1, n.2, p.6-11, 2003.

FRANKENBERGER, R.; PASHLEY, D.H.; REICH, S.M.; LOHBAUER, U.; PETSCHLT, A.; TAY, F.R. Characterisation of resin–dentine interfacesby compressive cyclic loading. **Biomaterials**, v.26, p.2043–2052, 2005.

FUJIBAYASHI, K.; ISHIMARU, K.; TAKAHASHI, N.; KOHNO, A. Newly developed curing unit using blue lightemitting diodes. **Japanese Dental Science Review**, v.34, p.49-53, 1998.

GEURTSEN, W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. **Critical Reviews in Oral Biology and Medicine**, v.11, p.333-355, 2000.

GODOY, E.P.; PEREIRA, S.K.; CARVALHO, B.M.; MARTINS, G.C.; FRANCO, A.P.G.PO. Aparelhos fotopolimerizadores: elevação de temperatura produzida por meio da dentina e durante a polimerização da resina composta. **Revista de Clínica e Pesquisa Odontológica**, v.3, n.1, p.11-20, 2007.

GOUVEA, C.V.; COSTA, M.; NETO, C.C.A.; WEIG, K.M.; MAGALHAES, F.T.R.; BARROS, R.N. Avaliação dos aparelhos fotoativadores utilizados em odontologia. **Revista Gaucha de Odontologia**, v.56, n.4, p.399-403, 2008.

GOVIND, N.B.; SWART, H.C.; DHOBLE, S.J. A review on the advancements in phosphor-converted light emitting diodes (pc-LEDs): Phosphor synthesis, device fabrication and characterization. **Progress in Materials Science**, v.109, p.100622, 2020.

GREEN, M.A.; AND KEEVERS, M. J. Optical properties of intrinsic silicon at 300 K. **Progress in Photovoltaics**, v.3, n.3, p.189-192, 1995.

GREEN, M.A. Self-consistent optical parameters of intrinsic silicon at 300K including temperature coefficients. **Solar Energy Materials & Solar Cells**, v.92, p.1305-1310, 2008.

GUIRALDO, R.D.; CONSANI, S.; SINHORETI, M.A.C.; CORRER, S.L.; CONSANI, R.L.X.; FUGOLIN, A.N.P. Avaliação da densidade de potência e do espectro de luz de fotoativadores usados em consultórios odontológicos. **Ciência Odontológica Brasileira**, v.11, n.4, p.86-90, 2008.

HABIB, E.; WANG, R.; WANG, Y.; ZHU, M.; ZHU, X.X. Inorganic fillers for dental resin composites: presente and future. **ACS Biomaterials Science Engineering**, v.2, n.1, p.1-11, 2016.

HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; SANOC, H.; MASAYUKI, H. O. In vitro degradation of resin–dentin bonds analyzed by microtensilebond test, scanning and transmission electron microscopy. **Biomaterials**, v.24, p.3795–3803, 2003.

IKEMURA, K.; ENDO, T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light curing dental adhesives and resin composites. **Dental Materials Journal**, v.29, n.5, p.481–501, 2010.

ILIE, N.; HICKEL, R. Can CQ Be Completely Replaced by Alternative Initiators in Dental Adhesives? **Dental Materials Journal**, v.27, n.2, p.221–228, 2008.

JABUBIAK, J.; SIONKOWSKA, A.; LINDÉN, L.A.; RABEK, J.F. Isothermal photo differential scanning calorimetry. Crosslinking polymerization of multifunctional monomers in presence of visible light photoinitiators. **Journal of Thermal Analysis and Calorimetry**, v.65, p.435-43, 2001.

JAFFER, F.; FINER, Y.; SANTERRE, J.P. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. **Biomaterials**, v.23, p.1707–1719, 2002.

JANDA, R.; ROULET, J.F.; KAMINSKY, M. STEFFIN, G. LATTA, M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. **European Journal of Oral Sciences**, v.112, p.280-285, 2004.

JANDT, K.D.; MILLS, R.W.; BLACKWELL, G.B.; ASHWORTH, S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dental Materials**, v.16, n.1, p.41-47, 2000.

KIM, J.O.; CHUNG, C.M. Trifunctional methacrylate monomers and their photocured composites with reduced curing shrinkage, water sorption and water solubility. **Biomaterials**, v.24, p.3845-3851, 2003.

KUMAR, N. ZAFAR, M.S.; DAHRI, W.M.; KHAN, M.A.; KHURSHID, Z.; NAJEEB, S. Effects of deformation rate variation on biaxial flexural properties of dental resin composites. **Journal of Taibah University Medical Sciences**, v.13, n.4, p.219-326, 2018.

KUNZELMANN, K.H. & HICKEL, R. Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei Komposit-Klebern. **DTSCH Zahnarzt Z**, v.45, p.699–700, 1990.

KURACHI, C. TUBOY, A.M.; MAGALHAES, D.V.; BAGNATO, V.S. Hardness evaluation of dental composite polymerized whit experimental LED – based devices. **Dental Materials**, v.17, n.4, p.309-315, 2001.

LANDUYT, V.; SNAUWAERT, J.; MUNCK, J. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. **Biomaterials**, v.28, p.3757-3785, 2007.

LEDWITH, A. Photoinitiation of polymerization. **Pure and Applied Chemistry**, v.49, p.431-41, 1977.

LEE, S. Y. CHIU, C.H.; BOGHOSIAN, A.; GREENER, E.H. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. **Journal of Esthetic Restorative Dentistry**, v.21, n.6, p.373-77, 1993.

LEE, Y. K.; LU, H.; POWERS, J.M. Efeito do selante de superfície e manchamento na fluorescência das resinas compostas. **Journal of Prosthetic Dentistry**, n.93, p.260-266, 2005.

LEE, Y. K.; POWERS, J. M. Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. **Dental Materials**, v.23, p.259-264, 2007.

LI, L.; LI, D.; ZHAO, W.; CAI, Q.; LI, G.; YU, Y.; YANG, X. Composite resin reinforced with fluorescent europium-doped hydroxyapatite nanowires for in-situ characterization. **Dental Materials**, v.36, n.1, p.e15-e26, 2020.

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. **Revista da Faculdade de Odontologia**, Passo Fundo, v. 21, n. 2, p. 219-223, 2016.

LU, H.; STASBURY, J.W.; NIE, J.; BERCHTOLD, K.A.; BOWMAN, C.N. Development of highly reactive mono-(meth)acrylates as reactive diluents for dimethacrylate-based dental resin systems. **Biomaterials**, v.26, p.1329-1336, 2005.

LUCEY, S.M.; SANTINI, A.; ROEBUCK, E.M. Degree of conversion of resin-based materials cured with dual-peak or single-peak LED light-curing units. **International Journal of Paediatric Dentistry**, v25, p.93-102, 2015.

LUTZ, F.; KRECJI, I.; FRISCHKNECHT, A. Lichtpolymerisations geräte. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, v.102, n.5, p.565-72, 1992.

MA, X.; CAO, D.; FU, H.; YOU, J.; GU, R.; FAN, B.; NIE, J.; WANG, T. Multicomponent photoinitiating systems containing arylamino oxime ester for visible light photopolymerization. **Progress in Organic Coatings**, v.135, p.517-524, 2019.

MACHADO, C.T.; SANTOS, A.J.S.; SEABRA, B.G.M.; HYPPOLITO, M.P.; LANVERLY, B.C.S. Novos tipos de fontes fotopolimerizadoras existentes no mercado: conceitos atuais. **Odontologia Clínico-Científica**, v.6, n.3, p.07-11, 2007.

MAGNE, P.; VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W.H. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.81, n3, p.35–44, 1999.

MANHART, J.; KUNZELMANN, K.H.; CHEN, H.Y.; HICKEL, R. Mechanical properties of new composite restorative materials. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.53, n.3, p.53-61, 2000.

MATINLINNA, J.P.; LASSILA, L.V.J.; VALLITTU, P.K. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. **Dental Materials**, v.2, n.3, p.1173-1180, 2007.

MATUMOTO, M. S.; MENDONÇA, M. J.; BUSATO, P. M. R.; LAURINDO, B. M.; CAMILOTTI, V. The influence of three photoactivation techniques on the sorption and solubility of different composite resins. **Revista Odontológica Unesp**, v.47, n.6, p. 395-399, 2018.

MELO, M.A.S.; GUEDES, S.F.F.; XU, H.H.K.; RODRIGUES, L.K.A. Nanotechnology-based restorative materials for dental caries management. **Trends in Biotechnology**, v.31, p.459-467, 2013.

MENIGA, A.; TARLE, Z.; RISTIC, M.; SUTALO, J.; PICHLER, G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. **Biomaterials**, v.18, p.1349-1354, 1997.

MICHELON, C.; HWAS, A.; BORGES, M.F.; MARCHIORI, J.C.; SUSIN, A.H. Restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores – considerações atuais e aplicação clínica. **Revista da Faculdade de Odontologia**, v.14, n.3, p.256-261, 2009.

MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **British Dental Journal**. v.186, n.8, p.388-391, 1999.

MILLS, R.W.; UHL, A.; BLACKWELL, G.B.; JANDT, K.D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. **Biomaterials**, v.23, p.2955–2963, 2002.

MILLS, R.W.; UHL, A.; JANDT, K.D. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units. **Brazilian Dental Journal**, v.193, n.8, p.459-63, 2002.

MOIN-JAN, C. et al. The relationship between leachability of polymerization initiator and degree of conversion of visible light-cured resin. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 58, n. 1, p. 42-46, 2001.

MONTENEGRO, G.; PINTO, T.; GUIMARAES, C.; ASSUNCAO, M.C.A.; BLAZZIO, M.D. Descobrindo seu fotopolimerizador. **Revista APCD**, v.57, n.1, p.66-70, 2003.

MOSELEY, H.; STRANG, R.; MACDONALD, I. Evaluations of the risk associated with the use of blue light polymerizing sources. **Journal of Esthetic Restorative Dentistry**, v.15, p.12-15, 1987.

MOSELEY, H.; STRANG, R.; STEPHEN, K.W. An assessment of visible light polymerizing sources. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.13, p.215-224, 1986.

MOSZNER, N.; SALZ, U. Recent developments of new components for dental adhesives and composites. **Macromolecular Materials and Engineering**, v.292, p.245-271, 2007.

MOSZNER, N.; SALZ, U.; ZIMMERMANN, J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. **Dental Materials**, v.21, p.895-910, 2005.

NAGEM, FILHO H. Classificação das resinas compostas (En-14. carte Especial). **Revista Gaúcha de Odontologia**, v.36, n.3, p.218, 1988.

NAKAMURA, S.; MUKAI, T.; SNOH, M. Candela-class high-brightness InGaN/AlGaIn double-heterostructure blue-light-emitting diodes, **Applied Physics Letters**, v.64, p.1687–1689, 1994.

NAVARRA, C.O.; CADENARO, M.; ARMSTRONG, S.R.; JESSOP, J.; ANTONIOLLI, F.; SERGO, V. Degree of conversion of Filtek Silorane adhesive system and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an in situ Raman analysis. **Dental Materials**, v.25, p.1178–1185, 2010.

NEUMANN, M.G.; MIRANDA, W.G.JR.; SCHMITT, C.C.; RUEGGERBERG, F.A.; CORREA, I.C. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. **Journal of Dentistry**, v.33, p.525-532, 2005.

NIE, J.; LOVELL, L.G.; BOWMAN, C.N. Synthesis and characterization of N-isopropyl, N-methacryloxyethyl methacrylamide as a possible dental resin. **Biomaterials**, v.22, p.535-540, 2001.

NIE, J. & BOWMAN, N. Synthesis and photopolymerization of N,N'-dimethyl-, N,N'-di(methacryloxy ethyl)-1,6-hexanediamine as a polymerizable amine coiniciator for dental restorations. **Biomaterials**, v.23, p.1221–1226, 2002.

NOBRE, C.F.A.; NETO, V.G.A.N.; NETO, E.P.B.; QUIRINO, A.B.G.; LEMOS, M.V.S.; FEITOSA, V.P. Efeitos de diferentes co-iniciadores hidrofílicos e hidrofóbicos na polimerização de resinas adesivas. **Jornada odontológica dos acadêmicos da católica**, v.2, n.1, 2017.

NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. **Dental Materials Journal**, v.16, n. 1, p.60-73, 1997.

OSTER, G.; YANG, N.L. Photopolymerization of vinyl monomers. **Chemical Reviews**, v.68, p.125-151, 1968.

PAGORIA, D.; LEE, A.; GEURTSSEN, W. The effect of camphorquinone (CQ) and CQ- related photosensitizers on the generation of reactive oxygen species and the production of oxidative DNA damage. **Biomaterials**, v.26, p.4091-4099, 2005.

OTSUKA, M.; SAWADA, M.; MATSUDA, Y.; NAKAMURA, T.; KOKUBO, T. Antibiotic delivery system using bioactive bone cement consisting of Bis-GMA/TEGDMA resin and bioactive glass ceramics. **Biomaterials**, v.18, p.1559-1564, 1997.

PARK, Y.J.; CHAE, K.H.; RAWLS, H.R. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. **Dental Materials**, v.15, p.120-127, 1999.

PEREIRA, S.G.; NUNES, T.G.; KALACHANDRA, S. Low viscosity dimethacrylate comonomer compositions (Bis-GMA and CH3Bis-GMA) for novel dental composites analysis of the network by stray-field MRI, solid-state NMR and DSC & FTIR. **Biomaterials**, v.23, n.18, p.3799-3806, 2002.

PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MANDARINO, F.; RODRIGUES, A.L.J. Efeito da luz halogena e LEDs na microdureza de resinas compostas. **Revista Gaucha de Odontologia**, v.52, n.1, p.7-12, 2004.

PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MANDARINO, F.; RODRIGUES, A.L.J. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores. **Revista APCD**, v.51, n.3, p.257-260, 1997.

PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MENDES, A.J.D. Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. **Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia**. v.5, n.26, p.156-161, 2001.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **European Journal of Oral Sciences**. v.105, p.97-116, 1997.

PHILLIPS, R.W. **Materiais Dentários de Skinner**. 10.ed. Guanabara Koogan : Rio de Janeiro, 1998. p.161-77.

PIRES, J.A.F.; CVITKO, E.; DENEHY, G.E.; SWIFT, J.R.E.J. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. **Quintessence International**, v.24, p.517-21, 1993.

PORTO, L.C.; SOARES, L.E.; MARTIN, A.A.; CAVALLI, V.; LIPORONI, P.C. Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. **Brazilian Oral Research**, v.24, p.475-481, 2010.

PRATI, C.; TOSCHI, E.; MONGIORGI, R.; BERTOCCHI, G. Microleakage in composite resin restorations. **Bollettino della Società Italiana Biologia Sperimentale**, v.67, p.487-92, 1991.

PRICE, R.B.; FERRACANE, J.L.; SHORTALL, A.C. Light-Curing Units: A Review of what we need to know. **Journal of Dental Research**, v.94, n.9, p.1179-1186, 2015.

PULEIO, F.; RIZZO, G.; NICITA, F.; GIUDICE, F.Lo.; TAMÀ, C.; MARENZI, G.; CENTOFANTI, A.; RAFFAELE, M.; SANTONOCITO, D.; RISITANO, G. Chemical and Mechanical Roughening Treatments of a Supra-Nano Composite Resin Surface: SEM and Topographic Analysis. **Applied Sciences**. v.10, n. 4457, p.1-9, 2020.

RAHIOTIS, C.; PATSOURI, K.; SILIKAS, N.; KAKABOURA, A. Curing efficiency of high-intensity lightemitting diode (LED) devices. **Journal of Oral Science**, v.52, n.2, p.187-195, 2010.

RASTELLI, A.N.S. **Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz: halógena, laser de argônio e LEDS**. 2002. Dissertação (mestre em odontologia). UNESP, Araraquara. 2002.

RIBEIRO, R.A. de OLIVEIRA; LIMA, F.F. de CARVALHO; LIMA, I.M; NASCIMENTO, A.B.L. do NASCIMENTO; TEIXEIRA, H.M. Avaliação da intensidade de luz e da manutenção

dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas da cidade do Recife – PE. **Revista de Odontologia da UNESP**, v.45, n.6, p.351-355, 2016.

RESTON, E.G.; BARBOSA, N.A.; BUSATO, A.L.S.; KLEIN, J.R.C.A.; CARLI, G.; CARVALHO, C.M.; SCHIRMER, D. Microdureza de resina composta polimerizada com LEDs de diferentes geracoes e luz halogena. **Stomatos**, v.14, n.27, p.17-25, 2008.

RETIEF, D.H. Do adhesives prevent microleakage? **International Dental Journal**, v.44, p.19–26, 1994.

RODE, K.M.; De FREITAS, P.M.; LLORET, P.R.; POWELL, L.G.; TURBINO, M.L. Microhardness evaluation of a micro-hybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. **Lasers in Medical Science**, v.24, n.1, p.87-92, 2009.

RODRÍGUEZ, H.A.; KRIVEN, W.M.; CASANOVA, H. Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state. **Materials Science & Engineering**, v.101, p.274-282, 2019.

RUEGGERBERG, F.A.; BLALOCK, J.S.; CALLAN, R.S. LED curing lights – what’s new? **Compend of Continuing Education in Dentistry**, v.26, p.586-91, 2005.

SANTOS, J.F.F; LEINFELDER, K.F. O estágio atual das resinas compostas. **Revista APCD**, n.3, p.332-335, 1982.

SCHNEIDER, L.F.J.; CAVALCANTE, L.M.; PRAHL, S.A.; PFEIFER, C.S.; FERRACANE, J.L. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. **Dental Materials**, v.28, p.392-397, 2012.

SGARBI, S. C. **Avaliação do grau de conversão de uma resina composta fotoativada por lâmpada halógena de LEDs, por meio de espectrometria no infravermelho e ultravioleta**. 2006. 122f. Dissertação (mestrado em Odontologia). Universidade Estadual de Ponta Grossa. 2006.

SIDERIDOU, I.; TSERKI, V.; PAPANASTASIOU, G. Effect of chemical structure of degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. **Biomaterials**. v.23, n.18, p.19-29, 2002.

SOARES, L.E.S.; ROCHA, R.; MARTIN, A.A.; ZAMPIERI, L.B.M. Monomer conversion of composite dental resins photoactivated by a halogen lamp and a led: a ft-raman spectroscopy study. **Quimica Nova**, v.28, n.2, p.229-232, 2005.

SONG, L.; YE, Q.; GE, X.; MISRA, A.; SPENCER, P. Tris(trimethylsilyl)silane as a co-initiator for dental adhesive: Photo-polymerization kinetics and dynamic mechanical property. **Dental Materials**, v.32, p.102-113, 2016.

SOUZA, C.H.C.; GONÇALVES, A.R.; BRANDIM, A.S.; SOUZA, W.C. Mechanical properties of nanoparticulate and microhybrid resins photoactivated by different light sources. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v.24, n.71, 2015.

SOUZA, M. M. A.; RAMOS, T. M.; GOIS, D. N.; OLIVEIRA, A. H. A.; REIS, G. R.; MENEZES, M. S.; SILVA, A. L. F. Efeito da técnica de polimento na topografia de superfície e na transmitância da resina composta. **Revista de Odontologia da Unesp**, v.43, n.6, p.372-378, 2014.

STAHL, F.; ASHWORTH, S.H.; JANDT, K.D.; MILLS, R.W. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. **Biomaterials**, v.21, p.1379–1385, 2000.

TEIDER, L.D.; BALDI, R.L.; MARTINS, R.; LEITE, T.M.; COTRINA, L.D.; PEREIRA, S.K. Eficiência de dois sistemas de luz: Halógena X Leds. **UEPG Ciências Biológicas e da Saúde**, v.11, n.3, p.73-78, 2008.

TESHIMA, W.; NOMURA, Y.; TANAKA, N.; URABE, H.; OKASAKI, M.; NAHARA, Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. **Biomaterials**, v.24, n.20, p.97-103, 2003.

TILBROOK, D.A.; CLARKE, R.L.; HOWLE, N.E.; BRADEN, M. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. **Biomaterials**, v.21, p.1743-1753, 2000.

UHL, A.; SIGUSCH, B.W.; JANDT, K.D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dental Materials**, v.20, n.1, p.80-87, 2004.

UHL, A.; MILLS, B.R.W.; JANDT, K.D. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. **Biomaterials**, v.24, p.1787–1795, 2003.

VIEIRA, G.F.; FREIRE, I.A.; AGRA, C.M.; GOVEIA, J.C.; MATSON, E. Análise da irradiação de diversos aparelhos fotopolimerizadores. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v.12, n.4, p.395-99, 1998.

VELO, M.M.A.C.; COELHO, L.V.B.F.; BASTING, R.T.; AMARAL, F.L.B.; FRANÇA, F.M.G. Longevidade de restaurações diretas em resina composta: revisão de literatura. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 64, n.3, p.320-326, 2016.

WANG, R.; ZHANG, M.; LIU, F.; BAO, S.; WU, T.; JIANG, X.. ZHANG, Q.; ZHU, M. Investigation on the physical-mechanical properties of dental resin composites reinforced with novel bimodal sílica nanostusctures, **Materials Science and Engineering**, v.50, p.266-273, 2015.

WATTS, D.C.; CAHN, R.W.; HAANSEN, P.; KRAMER, E.J. **Dental restorative materials**. In: Materials Science and Technology, v.14. John Wiley & Sons Ltd, 1992. p.208–58.

WHITTERS, C.J.; GIRKIN, J.M.; CAREY, J.J. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. **Optics Letters**, v.24,n.1, p.67-68, 1999.

WIGGINS KM. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. **Journal of the American Dental Association**, v.135, n.10, p.1471-1479, 2004.

WILSON, K.S.; ZHANG, K.; ANTONUCCI, J.M. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. **Biomaterials**, v.26, n.25, p.5095-5103, 2005.

XU, Z.; XIONG, Y.; YU, P.; ZHAO, P.; ARLOA, D.; GAO, S. Wear and damage at the bonded interface between tooth enamel and resin composite. **Journal of Densistry**, v.83, p.40-49, 2019.

YIU, C.K.Y.; KING, N.M.; PASHLEY, D.H.; SUH, B.I.; CARVALHO, R.M.; CARRILHO, M.R.O.; TAY, F.R. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strenght. **Biomaterials**, v.25, p.5789-5796, 2004.

YU, P.; XIONG, Y.; ZHAO, P.; XU, Z.; YU, H.; AROLA, D.; GAO, S. On the wear behavior and damage mechanism of bonded interface: Ceramic vs resin composite inlays. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.101, p.103430, 2019.

YU, X.; HE, J.; LI, S.; LIU, F.; YANG, J.; DENG, F. Preparation of experimental resin composites with an anti-adhesion effect against S. mutans using branched silicone methacrylate. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.101, p.103414, 2020.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surgery**, v.19, p.515-530, 1965.

ZHAO, K.; ZHAO, K.; SUN, P. A method to describe the shapes of UV-vis absorbance spectra during the aggregation processo f conjugated Polymer solutions quantitatively. **Chemical Physics Letters**, v.730, p.582-586, 2019.

ZIMMERLI, B; STRUB, M.; JEGER, F.; STADLER, O.; LUSSI, A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications- A Literature Review. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, v.120, n.11, p.972-986, 2010.

3M – **Ficha de Informações de Segurança de Produtos Químicos**. Disponível em:<https://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSuUn_zu8lZgvMY_Snx2vMvVsN17zHvu9lxUb7SSSSSS--> Acesso em 14 de outubro de 2019.