

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

MINIMIZAÇÃO DAS FORÇAS DE CONTRAÇÃO
DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS
COMPOSTAS USANDO O CONTROLE DE
INTENSIDADE DE LUZ NO PROCESSO DE
FOTOATIVAÇÃO

EDILMAR MARCELINO

Botucatu

2020

**MINIMIZAÇÃO DAS FORÇAS DE CONTRAÇÃO
DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS
COMPOSTAS USANDO O CONTROLE DE
INTENSIDADE DE LUZ NO PROCESSO DE
FOTOATIVACÃO**

EDILMAR MARCELINO

Tese de doutorado apresentada
ao Instituto de Biociências da
UNESP, Câmpus de Botucatu,
como requisito para a obtenção
do título de doutor em
Biotecnologia, sob orientação da
Profa. Dra. Ivana Cesarino.

Botucatu

2020

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÊC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Marcelino, Edilmar.

Minimização das forças de contração de polimerização de resinas compostas usando o controle de intensidade de luz no processo de fotoativação / Edilmar Marcelino. - Botucatu, 2020

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Ivana Cesarino

Coorientador: Rafael Plana Simões

Capes: 40209008

1. Polimerização. 2. Resinas compostas. 3. Luzes de cura dentária. 4. Cura luminosa de adesivos dentários.

Palavras-chave: Contração de polimerização;
Fotopolimerização; Resinas compostas.

RESUMO	4
ABSTRACT	5
LISTA DE TABELAS	6
LISTA DE FIGURAS	7
1. INTRODUÇÃO	8
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
3. OBJETIVOS.....	24
4. MATERIAIS E MÉTODOS	25
4.1 AJUSTE DA FUNÇÃO EXPONENCIAL ÀS ENERGIAS DE ATIVAÇÃO OBTIDAS EM RESULTADOS REPORTADOS NA LITERATURA CIENTÍFICA.....	26
4.2 AVALIAÇÃO DA TENSÃO DE CONTRAÇÃO PARA OS DIFERENTES MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO	28
4.3 DETERMINAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL DOS CORPOS DE PROVA (CURA EM PROFUNDIDADE)	30
4.4 DETERMINAÇÃO DA VARIAÇÃO DE TEMPERATURA DA RESINA DURANTE O PROCESSO DE FOTOATIVAÇÃO	32
4.5 AVALIAÇÃO DE DUREZA SUPERFICIAL.....	34
4.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	34
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	35
5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS DE TENSÃO DE CONTRAÇÃO COMPARANDO AS DIFERENTES TÉCNICAS DE FOTOATIVAÇÃO.....	35
5.2 RESULTADOS DE CURA EM PROFUNDIDADE OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE.....	43
5.3 RESULTADOS DE VARIAÇÃO DA TEMPERATURA.....	46
5.4 ANÁLISE CONJUNTA DOS RESULTADOS DE TENSÃO DE CONTRAÇÃO, CURA EM PROFUNDIDADE E VARIAÇÃO DA TEMPERATURA	51
6. CONCLUSÕES.....	54
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55

RESUMO

Em nosso país, o número de pessoas que tem problemas bucais de origem dentária, apresenta dados alarmantes quando comparados a outros países desenvolvidos. Por mais avanço que a Odontologia vem apresentando nas últimas décadas, encontramos problemas nos processos das restaurações dentárias, sejam por causa dos materiais e equipamentos utilizados ou devido às técnicas utilizadas. Visando restabelecer o elemento dental destruído por fraturas ou por cárie, as restaurações dentárias visam devolver a estrutura perdida, reestabelecendo de maneira apropriada a forma e função natural. Com enfoque especial para as resinas compostas, as mesmas são utilizadas como o material de primeira escolha pelos profissionais, levando-se em conta a exigência dos pacientes, os quais buscam além da função mastigatória, um material que apresente estética adequada. Assim, o resultado estético encontrado com o uso das resinas compostas é muito bom, variando da composição das mesmas e indicação específica da região dental em que deverão ser utilizadas, de acordo com a necessidade do profissional. No entanto, alguns comportamentos mecânicos durante e após o processo de fotopolimerização são insatisfatórios, em especial, a elevada contração de polimerização, a qual acarreta infiltrações bacterianas nestas restaurações no decorrer do tempo, levando a destruição dental e perda consequente da restauração. Pelo exposto, o presente estudo avaliou os diferentes métodos de fotoativação: convencional, *pulse-delay*, *soft-start* e exponencial, considerando diferentes níveis de energia de ativação. Foram utilizados três modelos/marcas de resinas compostas para a realização dos ensaios de contração, dureza e variação de temperatura. O método exponencial apresentou resultados promissores para sua aplicação em consultórios odontológicos, pois demonstrou grande potencial para diminuição da contração de polimerização e da variação da temperatura na resina, mantendo a qualidade da restauração quando comparado aos demais métodos de fotoativação.

Palavras-chave: Fotoativação. Resina Composta. Contração de Polimerização.

ABSTRACT

In our country, the number of people who have dental problems of dental origin, presents alarming data when compared to other developed countries. For more advances that Dentistry has been presenting in the last decades, we still find problems in the processes of dental restorations, either because of the materials and equipment used or due to the techniques used. In order to restore the dental element destroyed by fractures or caries, dental restorations aim to restore the lost structure, restoring the natural shape and function in an appropriate way. With special hangings for composite resins, they are used as the material of first choice by professionals, taking into account the demands of patients, who seek, in addition to the masticatory function, a material that presents adequate aesthetics. Thus, the aesthetic results found with the use of composite resins are very good, varying from their composition and specific indications of the dental region in which they should be used, according to the professional's need. However, some mechanical behaviors during and after the photopolymerization process are unsatisfactory, in particular, the high polymerization contraction, which causes bacterial infiltrations in these restorations over time, leading to dental destruction and consequent loss of the restoration. From the above, the present study sought to evaluate the different photoactivation methods: conventional, pulse-delay, soft-start and exponential, considering different levels of activation energy. Three models / brands of composite resins were used to perform the tests of contraction, hardness and temperature variation. The exponential method showed promising results for its application in dental offices, as it demonstrated great potential for reducing polymerization contraction and temperature variation in the resin, maintaining the quality of the restoration when compared to other photoactivation methods.

Keywords: Photoactivation. Composite resin. Polymerization Contraction

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Métodos de fotoativação coletados em revisão bibliográfica	22
Tabela 2. Métodos de fotoativação implementados no equipamento fotoativador.	24
Tabela 3. Comparação da tensão de contração para os métodos de fotoativação convencional e exponencial para as diferentes resinas.....	31
Tabela 4. Comparação da tensão de contração para os métodos de fotoativação <i>pulse-delay</i> e exponencial para as diferentes resinas.	33
Tabela 5. Comparação da tensão de contração para os métodos de fotoativação <i>soft-start</i> e exponencial para as diferentes resinas	35
Tabela 6. Resultado da avaliação da dureza em profundidade com desvio padrão () para as diferentes resinas avaliando os métodos de fotoativação convencional e exponencial.....	39
Tabela 7. Resultado da avaliação da dureza em profundidade com desvio padrão () para as diferentes resinas avaliando os métodos de fotoativação <i>pulse-delay</i> e exponencial.....	40
Tabela 8. Resultado da avaliação da dureza em profundidade com desvio padrão () para as diferentes resinas avaliando os métodos de fotoativação <i>soft-start</i> e exponencial.....	40

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ilustração da diferença estética em restauração dentária utilizando amálgama e resina composta (SILVA et al., 2009).....	08
Figura 2. Imagem da interface entre dente e o material resinoso. Nessa figura pode-se notar a presença de uma fenda causada pela falha de adesão (GUIMARÃES et al., 2018).	10
Figura 3. Espectro de emissão luminosa do LED LZ1-00DB00	21
Figura 4. Esquema experimental para o monitoramento em tempo real da tensão de contração da resina. As resinas foram inseridas entre as duas bases de aço retangulares.....	25
Figura 5. Ilustração da matriz utilizada para realização dos experimentos de cura em profundidade	26
Figura 6. Esquema ilustrativo do processo de fotopolimerização para realização do ensaio de cura em profundidade	27
Figura 7. Esquema ilustrativo do processo de fotopolimerização para realização do ensaio de variação de temperatura.	29
Figura 8. Comparação da tensão de contração de resinas compostas entre os métodos: convencional e exponencial. Resinas: Z-250; Charisma; Ultrafill.	32
Figura 9. Comparação da tensão de contração de resinas compostas entre os métodos: <i>pulse-delay</i> e exponencial. Resinas: Z-250; Charisma; Ultrafill.....	34
Figura 10. Comparação da tensão de contração de resinas compostas entre os métodos: <i>soft-start</i> e exponencial. Z-250; Charisma; Ultrafill.....	37
Figura 11. Avaliação da variação de temperatura para as resinas Charisma, Z-250 e Ultrafill comparando-se os diferentes métodos para a energia máxima de fotoativação.	43
Figura 12. Avaliação da variação de temperatura para as resinas Charisma, Z-250 e Ultrafill comparando-se os diferentes métodos para a energia média de fotoativação.	44
Figura 13. Avaliação da variação de temperatura para as resinas Charisma, Z-250 e Ultrafill comparando-se os diferentes métodos para a energia mínima de fotoativação.	45

1. INTRODUÇÃO

Na área da saúde, nunca se ouviu falar tanto em procedimentos estéticos como na atualidade. A preocupação com a estética, possui a ser algo em que a maioria dos pacientes procura os profissionais, nas mais diversas áreas da saúde. Com enfoque especial, a Odontologia vem se especializando cada vez mais neste ramo e devido à amplitude dos meios de comunicação, muitos pacientes pesquisam quais os melhores tratamentos antes mesmo da procura do profissional, chegando com uma visão decidida do que podem solicitar para seu tratamento. A Odontologia estética é uma tendência atual, sendo que o uso de compostos fotopolimerizáveis vem ganhando destaque (GONÇALEZ, 2012). Na dentística restauradora, muitos trabalhos buscam encontrar um material que poderia ser utilizado em restaurações dentárias e apresentasse condições não somente estéticas, mas também mecânicas, o qual deverá apresentar além da estética, uma função apropriada. No passado, em áreas que necessitassem de maior função mastigatória, os profissionais optavam pelo uso do amálgama, tanto por ser um produto barato, de fácil manuseio, alta durabilidade, e elevada resistência ao trauma oclusal e consequente desgaste. Entretanto estudos mostram que há liberação de mercúrio no organismo humano com o decorrer do tempo, o que fez com que a comunidade científica debatesse quanto sua toxicidade e efeitos colaterais, onde em longo prazo, o mesmo poderia acarretar disfunções renais mesmo em pequenas doses (APAYDIN et al., 2016). Com isso, vários profissionais da área optam por não fazer uso desse material (HAJ-ALI; WALKER; WILLIAMS, 2005), levando a ser indicada sua não utilização pela agência reguladora e pelo Conselho de Classe. Observamos no dia-a-dia clínico, que mesmo os pacientes, onde a maioria se preocupa mais pela estética do que pela função, acabam preferindo o uso da resina composta, a qual

apresenta coloração mais clara quanto ao aspecto metálico-escuro do amálgama.

As primeiras resinas autopolimerizáveis foram introduzidas na Alemanha por volta de 1934 e tiveram um incremento no seu uso durante a II Guerra Mundial. Entretanto, o desempenho clínico destas resinas mostrou que careciam de estabilidade de cor, apresentavam um grau elevado de contração de polimerização, além de uma adaptação marginal precária devido ao alto coeficiente de expansão térmica. A busca incessante para se conseguir uma melhoria nas propriedades físicas da resina acrílica levou Paffenbarger, em 1940, a adicionar uma carga à resina acrílica com a finalidade de eliminar o coeficiente de dilatação e aumentar sua resistência. Em 1951, KnoK e Glenn, baseando-se nas experiências de Paffenbarger, juntaram 15 % de silicato de alumínio à resina acrílica, obtendo o que foi considerado na época como resina composta. Esta denominação foi assim estabelecida uma vez que o produto obtido era composto por outros dois que não reagiam entre si (silicato de alumínio e resina acrílica). Este material não obteve sucesso, pois o silicato de alumínio funcionava como uma cunha na resina acrílica, fraturando-a com facilidade. Posteriormente, estas resinas foram denominadas de pseudocompostas. A grande revolução neste campo ocorreu por volta de 1960, quando Bowen, após várias pesquisas, juntou a resina epóxica com a resina acrílica, obtendo o BISGMA (bisfenol glicidil metacrilato). O éster glicidil do bisfenol A reage com o metacrilato da resina acrílica, dando origem à resina de Bowen, que é parte orgânica unida à matriz através de um agente de união (silano, com o objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas deste material). Atualmente as resinas compostas são os materiais mais utilizados em restaurações dentárias. A Figura 1 ilustra a diferença estética entre o amálgama e a resina composta após o processo de restauração.

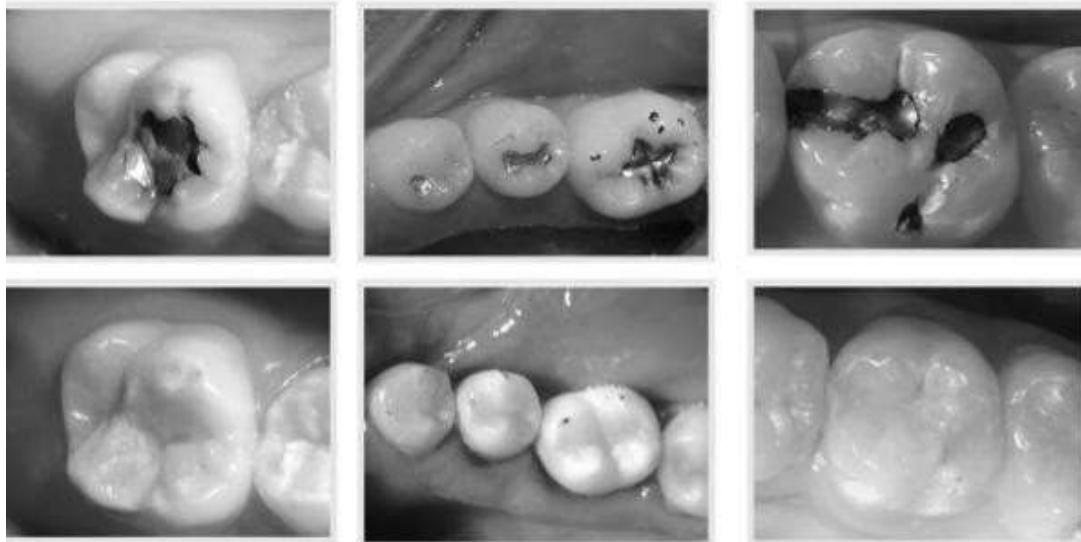


Figura 1. Ilustração da diferença estética em restauração dentária utilizando amálgama (material restaurador mais escuro) e resina composta (material restaurador mais claro) (SILVA et al., 2009).

O uso das resinas compostas foi popularizado pelos aspectos práticos de sua utilização, especialmente pelo controle do momento de solidificação do material resinoso, proporcionando maior facilidade de manipulação. Os sistemas de fotoativação foram inicialmente desenvolvidos na região do ultravioleta (UV) do espectro luminoso, o qual emitia uma radiação luminosa na faixa de 320 a 365 nm. Este sistema ganhou aceitação imediata devido a vantagens como controle do tempo de trabalho, redução da porosidade e melhor estabilidade de cor. Entretanto, tais propriedades não garantiram sua permanência no mercado pelos malefícios causados pela radiação UV (STOLF, 2004) e a limitada profundidade de polimerização (CHAIN, 1995). Estas razões foram suficientes para levar à total substituição deste sistema pelos ativados por luz visível, na região do azul, com menos tempo de exposição da luz ao material (RIBEIRO et al., 2016).

O processo de fotopolimerização inicia-se pela absorção de luz por um composto fotossensível, em geral, a canforoquinona (E OLIVEIRA et al., 2018;

SCHNEIDER et al., 2012). Após a ativação, o composto reage com um agente redutor (amina-N) para a produção de radicais livres e, assim, inicia-se o processo de polimerização em que os monômeros passam a formar uma matriz polimérica (RODRIGUES; NEUMANN, 2003). Nesse processo ocorre o endurecimento (cura) do material, sendo que suas propriedades físicas e químicas são influenciadas pela densidade de energia existente durante o processo de ativação, resultando em polímeros com diferentes estruturas e até influenciando no grau de conversão do monômero em polímero. Notamos que uma grande intensidade de luz no início do processo de fotopolimerização, afetaria as etapas da fase pré-gel da fotopolimerização do material, levando a uma maior contração de polimerização e por outro lado, uma quantidade baixa desta luz durante todo o processo, estaria relacionado com a baixa presa do material (GROHMANN et al., 2017).

As resinas compostas proporcionam um resultado estético imediato de boa qualidade, porém, observava-se ao longo do tempo comportamentos insatisfatórios causados pela excessiva contração de polimerização e por alterações dimensionais bastantes significativas durante as trocas térmicas do processo de fotopolimerização, sendo esse o principal motivo da baixa durabilidade das restaurações utilizando esse tipo de material, devido à possibilidade de infiltrações marginais (SOUZA JUNIOR et al., 2001). Durante a polimerização ocorre a conversão de moléculas de monômero que se unem formando uma rede de polímeros e conforme vai se formando, as moléculas vão se aproximando uma das outras para que ocorram novas ligações. Essa aproximação das moléculas provoca uma contração volumétrica e conseqüente degradação hidrolítica das resinas compostas (GONZALES, 2012). Com o passar do tempo, essa associação de fatores de contração volumétrica e degradação hidrolítica das resinas podem

ocasionar microinfiltrações na interface de união do dente com a resina composta, propiciando a recidiva da lesão de cárie e patologias pulpares, além de afetar a estética, com conseqüente alteração de cor e manchamento da restauração (CELIK; CEHRELI; ARHUN, 2015).

As falhas de adesão da resina ao tecido dentário são resultado de sua estrutura histológica complexa. Mesmo com toda a evolução dos sistemas adesivos em uma restauração direta, os compostos não proporcionam o perfeito selamento das paredes cavitárias, seja em esmalte ou dentina. Desse modo, a contração de polimerização da resina composta leva ao surgimento de fendas na interface entre o dente e a restauração, como demonstrados na imagem de microscopia eletrônica de varredura (MEV) apresentada na Figura 2.



Figura 2. Imagem da interface entre dente e o material resinoso. Nessa figura pode-se notar a presença de uma fenda causada pela falha de adesão (GUIMARÃES et al., 2018).

Vários esforços têm sido realizados para minimizar os efeitos desse comportamento insatisfatório, especialmente no que se refere ao aprimoramento da composição química das resinas, dos elementos fotoativadores e dos agentes catalisadores do processo de polimerização (RÜTTERMANN et al., 2010). No que se refere aos métodos de fotoativação, o modo contínuo ou convencional, com aplicação

máxima e constante da intensidade luminosa é o que promove maior efeito de contração (TAUBÖCK et al., 2014). Dessa forma, alguns protocolos alternativos foram sugeridos com o objetivo de minimizar os efeitos de contração, como *soft-start*, *pulse-delay* e uma nova abordagem para o método exponencial. Esses métodos são baseados na baixa intensidade luminosa inicial, buscando prolongar o tempo pré-gel do composto e promover uma polimerização progressiva do material (SOARES et al., 2017).

O método *soft-start* é um dos mais utilizados para diminuição da contração (CUNHA et al., 2016). Esse método consiste na fotoativação inicial da resina composta com baixa intensidade de luz, seguida pela fotoativação final com alta intensidade. Entretanto, esse método de polimerização pode resultar em polímeros com diferentes estruturas e influenciar até mesmo seu grau de conversão de monômeros em polímeros (ERNST et al., 2003; LEE; FERRACANE; LEE, 2018). O método *pulse-delay* consiste na ativação inicial com baixa irradiância e curto período de tempo, seguido de um momento longo de espera e posteriormente a finalização com um processo contínuo de alta intensidade luminosa. Este método apresentou uma menor contração de polimerização, devido à baixa intensidade da luz inicial no processo de fotopolimerização, porém, apresentou um longo tempo de espera para finalização do processo, dificultando seu uso no dia-a-dia clínico do cirurgião-dentista. Uma recente abordagem para o método exponencial foi baseada no controle da intensidade luminosa por meio de uma função matemática incorporada ao aparelho fotoativador (Equação 1), para o qual foi obtida uma diminuição na contração de polimerização sem alterar significativamente o grau de conversão das moléculas (GUIMARÃES et al., 2018), permitindo seu uso no dia-a-dia clínico, pois o profissional poderia controlar a intensidade de luz inicial e final, assim como o tempo

necessário para fotopolimerização do material.

$$i_{opt}(t) = 0,58309 \cdot e^{\frac{-t}{4,928}} + 300. \quad (1)$$

Desta forma, é importante observar que a variação da intensidade luminosa pode alterar significativamente a contração da resina e a temperatura durante o processo de polimerização.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O trabalho de Baseggio (2011), concluiu que a variação da densidade de potência da fonte de luz do equipamento fotoativador tem influência direta na indução da contração de polimerização de resinas compostas, com geração de forças significativamente maiores à medida que se aumenta os valores de irradiância. O autor ainda enfatiza que a determinação de um intervalo confiável de densidade de potência é de redundante importância. No entanto, os fabricantes de resinas têm concentrado esforços para o desenvolvimento de novos materiais, sem considerar questões essenciais, tais como determinação da energia ótima de polimerização.

No trabalho de Lopes (2008), o autor descreve que desde as primeiras pesquisas científicas, os efeitos deletérios da contração de polimerização das resinas compostas numa cavidade restaurada foram evidenciado, aonde muito dedicação vem sendo realizada para desenvolver resinas compostas com menor contração de polimerização, onde sua diminuição, levará ao aumento do tempo de uso desta restauração. O autor também descreve que o tempo de fotoativação poderá variar para cada marca comercial de resina composta, de acordo com a bula indicativa de uso de cada material e seu respectivo fabricante.

O trabalho de Ishikiriama et al. (2012) conclui que a variação da intensidade luminosa durante o processo de fotoativação utilizando a técnica de pulse-delay pode alterar significativamente o padrão da curva de tensão de contração da resina, quando comparado à técnica de pulso contínuo. Entretanto esse tipo de estudo é limitado às funções dos aparelhos fotoativadores disponíveis no mercado e, por tal fato, ainda é pouco explorado pelos pesquisadores da área.

Os aparelhos fotopolimerizadores, sua evolução e aplicação clínica foram

avaliados no trabalho de Caldarelli et al. (2011). Os autores realizaram uma revisão de literatura desde a década de 60 e avaliaram a evolução dos aparelhos fotoativadores disponíveis no mercado até os dias atuais. Concluiu-se que as resinas compostas fotopolimerizáveis representaram um avanço no que tange aos materiais restauradores na odontologia, apresentando grande vantagem quando comparadas aos materiais autopolimerizáveis. Porém, quando se observou nas condições dos aparelhos fotoativadores, a intensidade da luz exercia influência direta no sucesso clínico da fotopolimerização. Atualmente, os aparelhos de luz visível da lâmpada halógena ainda são muito utilizados e avaliados, sendo que a tecnologia a base de LEDs tem forte tendência à substituição das mesmas.

A influência da temperatura pré-polimerização e o tempo de fotoativação foram relacionadas à microinfiltração marginal por Torres et al. (2004), onde os autores avaliaram o desempenho da fotopolimerização de 60 dentes bovinos, fotopolimerizados com diferentes temperaturas de resinas compostas pré-determinadas antes da inserção do material restaurador na cavidade. Concluiu-se que resinas com maiores temperaturas, podem diminuir significativamente a contração marginal, devido à maior conversão de monômeros em polímeros pelo aumento da temperatura no momento da fotoativação. Observou-se também que quando o material restaurador era fotopolimerizado por 40 segundos, ocorria uma menor contração de polimerização quando comparado ao tempo de 20 segundos de fotoativação do material restaurador.

No trabalho de Souza et al. (2011) os autores avaliaram a técnica de polimerização da resina composta em suas propriedades de sorção e solubilidade. Foram avaliados 30 corpos de prova confeccionados com auxílio de uma matriz metálica circular onde era inserida a resina composta e utilizado as técnicas

convencional e pulse-delay de polimerização em 3 temperaturas: 10, 25 e 60 °C. Concluiu-se que o pré-aquecimento da resina composta influenciou somente a sorção do material somente comparando 10 °C com 60 °C, fato que no dia-a-dia clínico não representava algo a ser considerado.

A influência do método de fotoativação na dureza de uma resina composta também foi investigada por Mori et al. (2014), onde os autores avaliaram a dureza de uma resina composta fotoativada com dois métodos diferentes, contínuo e soft-start, por meio da variação da distância entre a ponta fotoativadora e a resina composta (7 mm e 0 mm). Os autores concluíram que quando se utiliza resina opacas, o uso de incrementos de 2 mm produziu uma polimerização inadequada, tanto para o método contínuo, quanto para o método soft-start, dentro dos parâmetros aplicados. O método soft-start promoveu uma menor dureza apenas nas superfícies opostas a incidência de luz.

O processo de polimerização de resinas compostas é feito utilizando aparelhos fotoativadores com LED. Esses aparelhos, em geral, são fabricados com LEDs denominados de segunda geração que obedecem às especificações para atender os procedimentos operatórios na área da Odontologia Restauradora, tendo por base o desencadeamento do processo de polimerização de sistemas resinosos a partir da emissão de luz com faixa espectral e com potência luminosa específica para polimerização do material restaurador (RUEGGEBERG, 2011). Diversos modelos de LED de 5 W de potência luminosa (ou mais) são especialmente fabricados para aplicações odontológicas. O espectro de emissão luminosa dos LEDs da segunda geração é adequado para a polimerização de resinas compostas, em particular para aquelas na qual o processo de polimerização é iniciado pela canforoquinona. Esse composto absorve energia luminosa em comprimentos de onda que variam de 450 a

500 nm (BHAMRA; FLEMING; DARVELL, 2010). Essa categoria de aparelhos ainda possui baixo consumo de energia elétrica. Todos esses fatores culminaram em um período de grande difusão comercial de aparelhos fotoativadores de LED. Porém, esses novos equipamentos disponíveis no mercado possuem comandos de controle limitados, sendo que, quase que em sua totalidade, permitem ao operador controlar apenas o tempo de ativação e o módulo da densidade de potência luminosa com valores pré-determinados.

A interferência dos métodos de fotopolimerização na microinfiltração marginal de restaurações de resinas compostas também foi avaliada por Jorge et al (2008), no qual os autores avaliaram o selamento marginal de restaurações de resinas compostas em dentes bovinos, empregando-se o teste de microinfiltração, variando-se a fotopolimerização. Os autores mencionam que quando se realiza uma fotopolimerização mais lenta, observa-se uma diminuição da velocidade de conversão de monômeros resinosos em polímeros, aumentando a fase pré-gel da resina que é passível de escoamento. Isto ocorre também porque a reação química libera energia (reação exotérmica), causando uma microvibração na resina que estando em uma fase visco-elástica é passível de escoar e compensar a contração volumétrica, diminuindo a quantidade de falhas marginais e aumentando a longevidade da restauração. No entanto, mesmo com esta técnica, nenhum método de fotopolimerização foi capaz de inibir a microinfiltração marginal.

No trabalho de Michelon et al. (2009), os autores descrevem que para se reduzir a contração de polimerização, o mais adequado seria a inserção da resina composta na cavidade dental com incrementos de no máximo 2 mm de forma piramidal oblíqua, pois em quantidade maiores de resina, a fotopolimerização não seria capaz de polimerizar a resina completamente, contribuindo para o aumento da

contração da mesma. Isto seria compensado no aumento do tempo da polimerização, o que poderia gerar maior temperatura e alterações biológicas nos demais tecidos biológicos que circundam a cavidade dental, conforme descrito no trabalho de Malara et al. (2016).

Verificando o efeito do tipo de inserção (duas camadas ou bloco único) e dos métodos de fotoativação (pulse-delay, convencional e soft-start), Consani et al. (2002) avaliaram o uso da resina Z100 (3M do Brasil) em corpos de prova, comprimidos a uma carga de 1 kgf, concluíram que para esta marca de resina composta encontrou-se maior dureza quando se realizou a inserção do material em duas camadas ao invés de um único incremento, independente do tipo de inserção e incidência de luz no momento da fotoativação.

O efeito da contração de polimerização também foi amplamente estudado por Santos et al. (2002), onde foi observado o efeito de vários fatores que podem contribuir para este problema, sendo que segundo os autores, o resultado da contração de polimerização não é descrito por um único fato e sim por um conjunto de procedimentos que levará ao mesmo, tais como, energia da fotoativação, reação da polimerização, configuração cavitária e intensidade da luz.

No que descreve a irradiância emitida pelos equipamentos fotoativadores, têm-se que os diodos emissores de luz de primeira geração são capazes de emitir pouco mais de 500 mW/cm² (CALDARELLI et al., 2011). Já para os LEDs de segunda geração, a energia varia entre 1200 a 1800 mW/cm², tendo a grande maioria uma energia média de 1400 mW/cm². Essa grande capacidade de irradiância provoca aumento da temperatura da resina e da região próxima ao local de aplicação do material durante o processo de fotoativação (PRICE, 2017). Os locais mais afetados com o aumento da temperatura são dentes e a gengiva, com o

risco potencial de dano à polpa dos dentes e aos tecidos adjacentes, podendo gerar lesões a nível histológico, afetando fibroblastos, diminuindo a proliferação de células e causando alterações no sistema circulatório da região irradiada (RUEGGEBERG et al., 2017; RUNNACLES, 2014). A literatura recente sugere diversos protocolos de densidade de potência (nW/cm^2), com variação do tempo de exposição, distância de aplicação e região de incidência. Contudo, não há um protocolo padrão para esses parâmetros, de modo que o aumento da temperatura pode gerar lesões na região irradiada, fazendo com que sejam ocorrências comuns quando há o uso incorreto dos aparelhos com tecnologia LED (MALARA; ŚWIDERSKI; ŚWIDERSKA, 2016; RUNNACLES, 2014).

Avaliando a elevação de temperatura produzida por meio da dentina durante a polimerização das resinas compostas, Godoy et al (2007) observaram uma ligação direta entre o tipo de aparelho polimerizador e sua respectiva fonte de luz com a elevação da temperatura no momento da fotopolimerização. Os aparelhos à base de LEDs apresentam incidência menor do aumento da temperatura quando comparados aos aparelhos à base de luz halógena, com exceção dos aparelhos Bluephase (Ivoclar Vivadent) e LEDemetron I (Kerr), os quais também apresentaram aumento da temperatura acima dos aparelhos de LEDs de outras marcas. A reação exotérmica da resina composta não afetou significativamente a elevação da temperatura durante a sua polimerização. O incremento de resina composta reduziu significativamente a elevação de temperatura causada pela luz emitida pelos aparelhos fotoativadores, pois a resina apresenta baixa condutividade térmica, podendo funcionar como um isolante. Os autores também descrevem que procedimentos restauradores que elevaram a temperatura dental acima de 5,5 °C desenvolveram um quadro inflamatório irreversível no órgão pulpar, induzindo a

necrose dental. O trauma térmico pode ser induzido durante a polimerização da resina composta pela reação exotérmica do material e por meio de aparelhos fotopolimerizadores, devido à alta intensidade de luz emitida por esses aparelhos por meio do esmalte e dentina, o tempo de irradiação do material restaurador, a distância da ponta ativa do aparelho até a resina composta e a polpa dental e o modelo de fotopolimerizador utilizado.

Outro trabalho que avaliou a variação de temperatura devido ao uso de fotopolimerizadores foi descrito por Britto et al (2018), no qual os autores descrevem que o aumento da temperatura intrapulpar pode ocorrer em diferentes procedimentos Odontológicos, como por exemplo, no tratamento restaurador por meio da reação exotérmica de polimerização da resina composta e sistema adesivo ou pela energia emitida e absorvida pelos aparelhos fotopolimerizadores, principalmente devida à alta intensidade de luz emitida por esses aparelhos, através do esmalte e da dentina e do tempo de exposição. Outro fator que pode influenciar a variação da temperatura no interior da câmara pulpar é à distância da ponta ativa dos aparelhos até à câmara pulpar, somado ao tipo de aparelho empregado. Os autores também salientam sobre a importância do conhecimento e manutenção dos aparelhos fotoativadores pelos profissionais que os utilizam.

No trabalho de Rodrigues e Neumann (2003), ressalta-se que o interesse na fotoquímica tem crescido nas últimas décadas devido não somente ao grande número de novas aplicações em diferentes materiais, mas também ao ponto de vista econômico, técnico e ecológico. Na Odontologia, muito se tem estudado na polimerização das resinas compostas e um fator que se deve muita atenção é ao fato da elevação de temperatura causada pela fotopolimerização, fato este observado pelos autores que praticamente todos os processos de polimerização são

exotérmicos, de forma que o calor despendido pode ser relacionado com a conversão do monômero em polímero e quanto maior a quantidade de moles de monômero polimerizados, maior será o calor desprendido. Sabemos que o excesso de calor poderá acarretar injúrias aos tecidos adjacentes ao elemento dental e embora não haja consenso, é recomendável que essa temperatura durante a ativação não ultrapasse 38 °C (AMATO et al., 2016).

Diversos estudos têm se dedicado à melhoria da qualidade e das propriedades mecânicas e biológicas das resinas compostas por modificações químicas na composição da resina. Especificamente abordando o problema da contração de polimerização, Bacchi et al. (2018) apresentaram um estudo abordando a adição de tio-uretano (TU) em compósitos para redução dos efeitos da contração de polimerização. Nesse estudo, 20% em peso de TU foram adicionados ao compósito BisGMA-TEGDMA. O estudo mostrou que a adição de TUs resultou em melhorias nas propriedades mecânicas das resinas. A resistência à fratura aumentou de 33-61% em relação ao grupo controle e a tensão de contração reduziu de 23–57% para os grupos modificados com TU, tudo isso sem alterar significativamente o grau de conversão das resinas compostas.

Zhang e Xie (2020) sintetizaram um protótipo de resina fotocurável com a adição de acrilato de monovinila no composto. Nesse estudo, monômero de resina principal BisGMA foi misturado com o diluente na proporção em massa de 7:3. Os resultados mostraram que contração de polimerização e as tensões de contração da nova resina composta foram estatisticamente inferiores às da resina convencional. O estudo mostrou ainda que o grau de conversão obtido para a resina proposta foi estatisticamente melhor do que para as resinas convencionais.

Os estudos de revisão bibliográfica de Fugolin e Pfeifer (2017) e Malarvizhi et

al. (2019) discutem sobre fatores que podem estar associados à redução da tensão de contração pela alteração da composição química das resinas. De maneira geral, esses estudos sintetizam dois principais fatores que podem minimizar os efeitos da contração de polimerização em resinas clássicas: 1- a alteração na cinética da reação química de fotopolimerização e; 2- a diminuição da mobilidade das moléculas, em especial dos monômeros, pela adição de novos compostos químicos nas resinas. Já para as resinas do tipo bulk-fill (as quais se caracterizam como materiais fluidos), a justificativa é que, à medida que o material é exposto à luz, os grupos fotoativos sofrem fotoclivagem e ocorre rompimento das cadeias de oligômeros para acomodar tensões geradas no material pela polimerização. Dessa maneira, esses novos materiais eliminam a necessidade de preenchimento incremental das resinas.

3. OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo foi:

- Desenvolvimento de um método de polimerização exponencial de resinas compostas, avaliando e comparando propriedades físico-químicas e mecânicas das resinas compostas Z250, Charisma e Ultrafill polimerizadas pelos métodos de fotoativação convencional, *pulse-delay* e *soft-start*.

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar a contração e variação térmica de polimerização das resinas compostas Z250, Charisma e Ultrafill em amostras fotoativadas pelos métodos convencional, *pulse-delay*, *soft-start* e exponencial.
- Avaliar a qualidade da resina polimerizada, por meio da dureza de acordo com a extensão de polimerização das resinas compostas Z250, Charisma e Ultrafill em amostras fotoativadas pelos métodos convencional, *pulse-delay*, *soft-start* e exponencial.
- Avaliar a melhoria das propriedades mecânicas das resinas compostas por modificações em suas composições químicas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho, selecionamos três modelos/marcas de resinas compostas. As duas primeiras resinas foram selecionadas por serem muito citadas em artigos científicos de natureza semelhante ao realizado. São elas: Z250 (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) e; Charisma (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany). A terceira resina selecionada foi a Ultrafill (Biodinâmica, Paraná, Brasil). Essa última foi selecionada por ser muito utilizada em atendimentos odontológicos realizados pelo Sistema Único de Saúde (SUS) do Brasil.

Para a fotoativação foi utilizado o protótipo do fotopolimerizador capaz de variar continuamente a irradiância emitida pelo LED fotoativador por meio de uma função ou um conjunto de funções de irradiância no domínio do tempo, as quais podem ser pré-definidas pelo usuário. O aparelho utilizado possui como fonte de luz um LED azul de segunda geração, modelo (LZ440B2080000, LED Engin Inc; San Jose, California, USA). Esse modelo de LED possui alta potência luminosa (10 W) e pequena dimensão (4,4 mm x 4,4 mm), ideal para a aplicação proposta. A curva do espectro de emissão desse modelo de LED é apresentada na Figura 3.

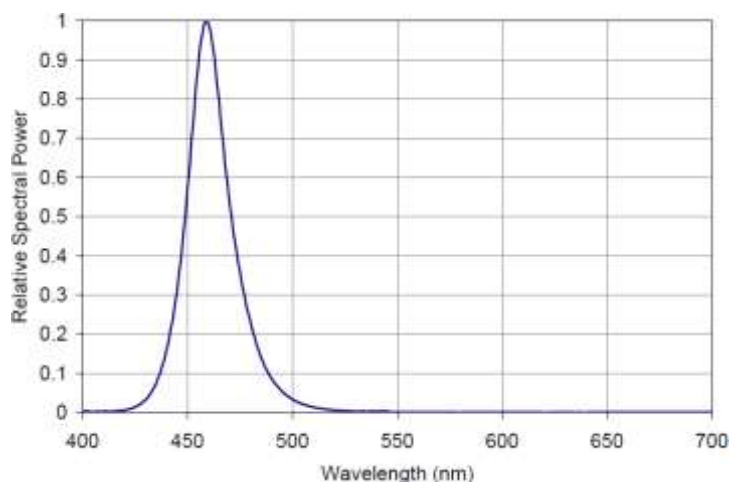


Figura 3. Espectro de emissão luminosa do LED LZ1-00DB00.

4.1 Ajuste da função exponencial às energias de ativação obtidas em resultados reportados na literatura científica

A fim de se comparar as técnicas de fotoativação, foi realizada uma revisão bibliográfica para verificar os parâmetros de fotopolimerização utilizados em diferentes estudos, conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1. Métodos de fotoativação coletados em revisão bibliográfica.

Técnica	Parâmetros de Fotoativação	Energia (J)	Referência
Convencional	20 s – 1000 mW/cm ²	20	(BELTRAMI et al., 2016)
	30 s – 1200 mW/cm ²	36	(ZORZIN et al., 2015)
	20 s – 1200 mW/cm ²	24	(AL SUNBUL; SILIKAS; WATTS, 2016)
	40 s – 1200 mW/cm ²	48	(LAU et al., 2015)
	60 s – 1000 mW/cm ²	60	(WANG et al., 2015)
	20 s – 1000 mW/cm ²	20	(BOROUJENI; MOUSAVINASAB; HASANLI, 2015)
	20 s – 1200 mW/cm ²	24	(AL-AHDAL et al., 2015)
	20 s – 1200 mW/cm ²	24	(GAMARRA et al., 2018)
	40 s – 1200 mW/cm ²	48	
	40 s – 700 mW/cm ²	28	(PICCIONI et al., 2014)
Pulse-delay	40 s – 750 mW/cm ²	30	(SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000)
	6 s – 350 mW/cm ² ; 180 s de espera; 37 s – 700 mW/cm ²	28	(PICCIONI et al., 2014)
	5 s – 650 mW/cm ² ; 300 s de espera; 30 s – 120 mW/cm ²	39	(SCHNEIDER et al., 2016a)
	3 s – 100 mW/cm ² ; 180 de espera; 30 s – 500 mW/cm ²	15	(YAP; SOH; SIOW, 2002)
	20 s – 200 mW/cm ² ; 180 s de espera; 30 s – 500 mW/cm ²	19	
Soft-start	5 s – 650 mW/cm ² ; 15 s – 1200 mW/cm ²	21	(GAMARRA et al., 2018)
	10 s – 650 mW/cm ² ; 30 s – 1200 mW/cm ²	43	
	10 s – 350 mW/cm ² ; 35 s – 700 mW/cm ²	28	(PICCIONI et al., 2014)
	10 s – 200 mW/cm ² ; 30 s – 750 mW/cm ²	25	(SILIKAS; ELIADES; WATTS, 2000)

Os dados apresentados na Tabela 1 revelam que não há padronização técnica/operacional para a fotoativação das resinas, uma vez que os dados apresentam ampla divergência. Isso também se deve ao fato da existência diferentes modelos e marcas de resinas. Contudo, nenhum artigo apresenta uma metodologia sistematizada para determinar os parâmetros ótimos para os tempos e as energias de ativação.

Sendo assim, para fins de comparação com o método exponencial, determinaram-se as energias máxima (E_{max}), média (E_{med}) e mínima (E_{min}) de cada técnica de fotoativação a partir dos resultados obtidos pela revisão bibliográfica. O objetivo foi ajustar a função do método exponencial de modo que sua energia seja equivalente a E_{med} , E_{max} e E_{min} . A curva exponencial tem o padrão apresentado na Equação X:

$$i_{opt}(t) = a \cdot e^{\frac{t}{b}} + i_0, \quad (1)$$

de modo que os parâmetros a , b e i_0 podem ser ajustados para atender as recomendações dos fabricantes para o processo de fotoativação. No presente trabalho, os parâmetros foram ajustados para: $a=0,58309$, $b=4,928$ e $i_0=300$. Para ajustar a energia de ativação da Equação 1 aos parâmetros E_{med} , E_{max} e E_{min} foi necessário calcular o tempo de fotoativação do método exponencial, de modo que a energia de ativação obedeça a lei da reciprocidade. O tempo t foi calculado a partir da integral apresentada na Equação (2), na qual a energia é numericamente igual à área abaixo da função de integração. Nessa equação verifica-se que o parâmetro de irradiância inicial (I_0) teve seu valor fixado em 300 mW/cm^2 . Dessa maneira, o tempo é a única variável de integração para ajuste às energias de ativação.

$$\int_0^t 0,58309 + e^{t/4,928} + 300 dt. \quad (2)$$

Os parâmetros E_{med} , E_{max} e E_{min} obtidos para todos os métodos de fotoativação são apresentados na Tabela 2. Todos esses parâmetros foram implementados no equipamento fotoativador para dar sequência aos experimentos.

Tabela 2. Métodos de fotoativação implementados no equipamento fotoativador.

Técnica	Parâmetros de fotoativação	Parâmetros correspondentes para a técnica exponencial
Convencional	$E_{max} = 60 \text{ J} / 60 \text{ s} - 1000 \text{ mW/cm}^2$	$E_{max} = 60 \text{ J} / 48 \text{ s}$
	$E_{med} = 33 \text{ J} / 33 \text{ s} - 1000 \text{ mW/cm}^2$	$E_{med} = 33 \text{ J} / 44 \text{ s}$
	$E_{min} = 20 \text{ J} / 20 \text{ s} - 1000 \text{ mW/cm}^2$	$E_{min} = 20 \text{ J} / 40 \text{ s}$
Pulse-delay	$E_{max} = 39 \text{ J} / 5 \text{ s} - 650 \text{ mW/cm}^2$; 300 s de espera; 36 s – 1000 mW/cm ²	$E_{max} = 39 \text{ J} / 45 \text{ s}$
	$E_{med} = 23 \text{ J} / 9 \text{ s} - 320 \text{ mW/cm}^2$; 210 s de espera; 32 s – 725 mW/cm ²	$E_{med} = 23 \text{ J} / 40 \text{ s}$
	$E_{min} = 15 \text{ J} / 3 \text{ s} - 100 \text{ mW/cm}^2$; 180 de espera; 30 s – 500 mW/cm ²	$E_{min} = 15 \text{ J} / 36 \text{ s}$
Soft-start	$E_{max} = 43 \text{ J} / 10 \text{ s} - 650 \text{ mW/cm}^2$; 36 s – 1000 mW/cm ²	$E_{max} = 43 \text{ J} / 45 \text{ s}$
	$E_{med} = 29 \text{ J} / 10 \text{ s} - 463 \text{ mW/cm}^2$; 33 s – 963 mW/cm ²	$E_{med} = 29 \text{ J} / 43 \text{ s}$
	$E_{min} = 22 \text{ J} / 5 \text{ s} - 650 \text{ mW/cm}^2$; 18 s – 1000 mW/cm ²	$E_{min} = 22 \text{ J} / 40 \text{ s}$

4.2 Avaliação da tensão de contração para os diferentes métodos de fotoativação

O monitoramento da tensão de contração foi realizado com base na metodologia descrita em diversos trabalhos na literatura (BASEGGIO et al., 2017; CAIXETA et al., 2015; ROSATTO et al., 2015). Para isso foi utilizada uma máquina de ensaios universal Emic DI 3000 (EMIC Equipamentos e 2wSistemas de Ensaios Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brazil) com adaptação de duas bases de aço acopladas

aos braços do equipamento e ajustadas para a inserção e polimerização da resina conforme ilustrado na Figura 4 (SCHNEIDER; CAVALCANTE; SILIKAS, 2009). O espaço entre as bases de ferro foi ajustado para que os corpos de prova seguissem as dimensões 6mm x 2mm x 1mm, totalizando 12 mm³. Assim, cada resina foi acoplada à máquina e submetida ao processo de fotoativação.

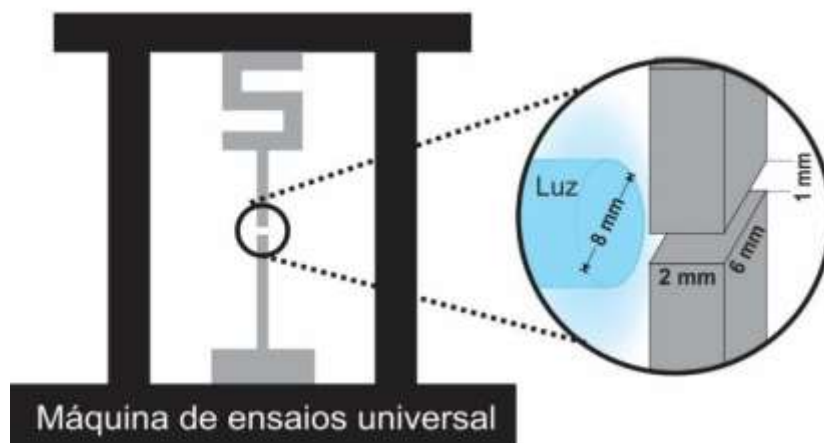


Figura 4. Esquema experimental para o monitoramento em tempo real da tensão de contração da resina. As resinas foram inseridas entre as duas bases de aço retangulares.

Durante o processo de polimerização, o *software* controlador da máquina traçou a curva da tensão de contração em função do tempo de polimerização. A força foi obtida pela célula de carga acoplada à máquina, a qual realiza medidas com base na variação da resistência ôhmica de um sensor denominado extensômetro quando submetido a deformações. Apesar de a fotoativação ser normalmente efetuada em no máximo 50 segundos, o tempo de monitoramento para cada processo foi de 300 segundos (para os métodos: convencional, *soft-start* e exponencial) e 450 segundos (para o método *pulse-delay*, por conta do intervalo de espera durante a fotoativação, característico do método). Isso porque a contração das resinas continua ocorrendo mesmo após a ativação. Os ensaios foram realizados em triplicata para cada modelo

de resina e método de fotoativação.

4.3 Determinação da dureza superficial dos corpos de prova (cura em profundidade)

Foram confeccionados inicialmente corpos de prova utilizando matrizes de suporte com cavidade para inserção da resina com dimensões 15 mm x 4 mm x 2 mm, conforme ilustrado na Figura 5. O ensaio de cura em profundidade foi realizado com base na metodologia descrita por Alrahlah (2014) (ALRAHLAH; SILIKAS; WATTS, 2014).

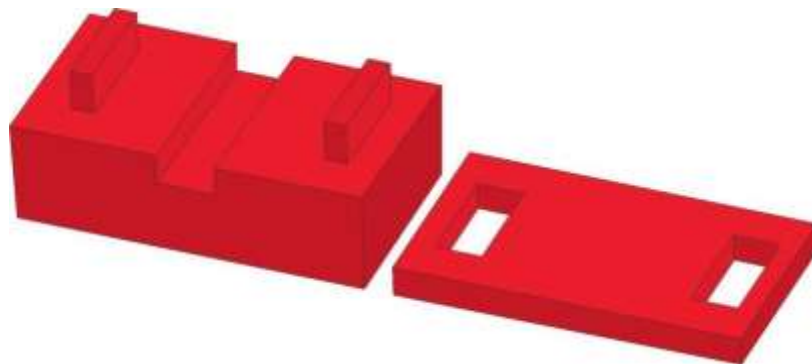


Figura 5. Ilustração da matriz utilizada para realização dos experimentos de cura em profundidade.

Sequencialmente, para cada ensaio, a resina foi inserida na cavidade da matriz e as laterais foram raspadas para retirar o excesso de material. As resinas foram polimerizadas em somente um dos lados da matriz, de forma a simular o que ocorre em um processo real de fotopolimerização na prática de restauração dentária (Figura 6). Essa técnica possibilitou avaliar a profundidade de polimerização para os diferentes métodos de fotoativação e as diferentes resinas. Após a fotopolimerização, o lado polimerizado foi identificado para diferenciá-lo da outra extremidade no momento de realização do ensaio de dureza. Todos os corpos de prova foram armazenados em ambiente seco sem incidência luminosa por 24h a 37 °C.

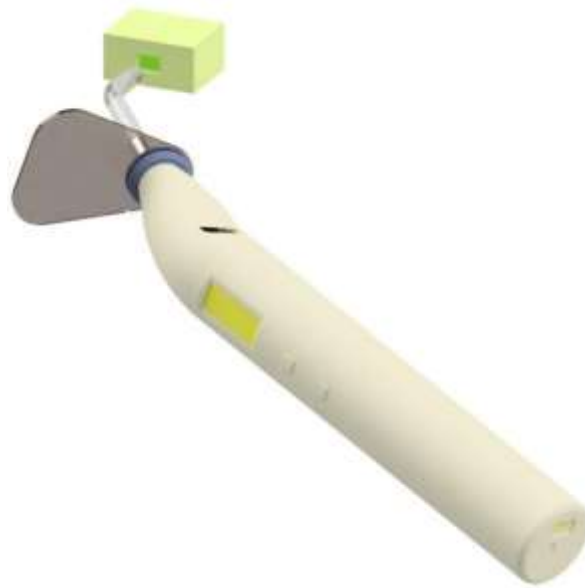


Figura 6. Esquema ilustrativo do processo de fotopolimerização para realização do ensaio de cura em profundidade.

Para avaliação da profundidade de cura a superfície superior da matriz foi retirada. A dureza Vickers (VHN) foi medida a partir da superfície fotopolimerizada em função da profundidade do material no intervalo de 2 mm para cada medida até atingir o valor de 4 mm. O experimento foi realizado utilizando um microdurômetro (Model HM-112, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan). Para as medidas, foi fixada uma carga de 300 g por 15 s. O procedimento foi realizado em triplicata e os dados foram analisados estatisticamente utilizando o teste Chi Quadrado (FRONZA et al., 2015). Para isso foi utilizado o software R (versão 3.2.2, R Foundation for Statistical Computing, Viena, Áustria). Ressalta-se que a metodologia utilizada é importante para avaliar a qualidade das resinas fotopolimerizáveis, pois determina com clareza a extensão da polimerização, e não apenas um valor médio de polimerização como é obtido com experimentos de grau de conversão.

4.4 Determinação da variação de temperatura da resina durante o processo de fotoativação

Os ensaios para determinar a variação da temperatura da resina durante a fotoativação foram realizados utilizando um sensor de temperatura sem contato (Modelo MLX90614, Melexis, Ypres, Belgium), utilizado em conjunto com um microcontrolador (Modelo ATmega32u4, Aduino, Duemilanove, Italy) e uma plataforma de aquisição de dados Parallax Data Acquisition tool (PLX-DAQ). Essa montagem permitiu medir a variação da temperatura durante o processo de fotoativação em intervalos de 0,5 segundos. A variação da temperatura foi monitorada durante 300 segundos a partir do início dos processos de fotoativação (para os métodos: convencional, soft-start e exponencial) e 450 segundos (para o método pulse-delay).

Os experimentos foram realizados utilizando uma matriz de aço inoxidável com cavidade para inserção da resina com dimensões 6 mm x 2 mm x 2 mm. O aparelho fotoativador foi então posicionado em uma extremidade da matriz, e o sensor posicionado a 1,5 cm de distância da amostra como apresentado na Figura 7. Os ensaios foram realizados em triplicata para todos os métodos de fotoativação e marcas de resinas compostas avaliadas no presente estudo.

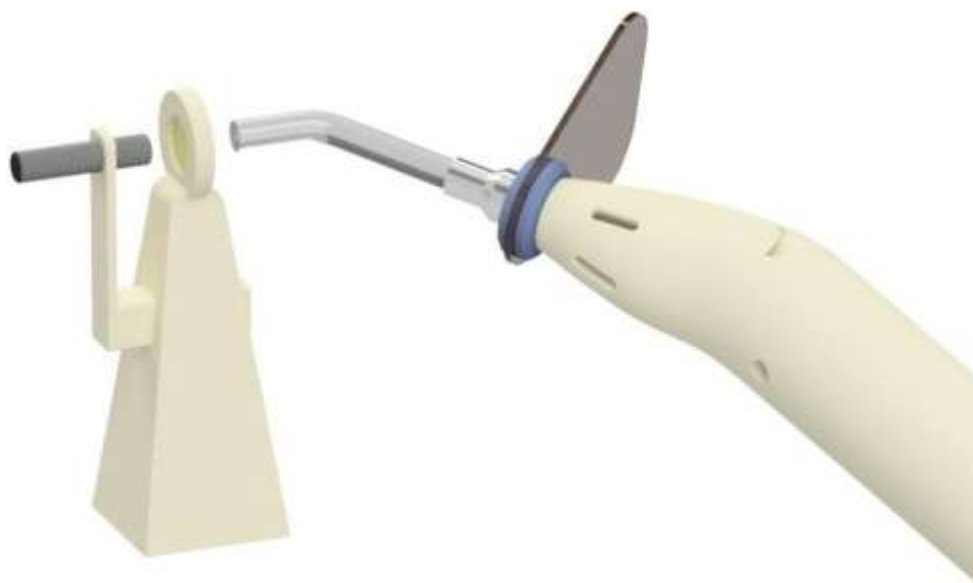


Figura 7. Esquema ilustrativo do processo de fotopolimerização para realização do ensaio de variação de temperatura.

4.5. Avaliação de dureza superficial

A dureza superficial foi analisada utilizando um durômetro em escala Shore D Bareiss HPE II FFF (Bareiss, Oberdischingen, Germany). Foram confeccionados corpos de prova para cada amostra de compósito com dimensões de 6 mm x 5 mm x 5 mm, sendo que a polimerização foi realizada em camadas de 2 mm para garantir melhor polimerização em todo volume da amostra (PERALTA et al., 2019). Cada corpo de prova foi submetido a três medidas com carga de 100 g por 10 s para cada endentação. Todas as medidas foram realizadas em triplicata.

4.6. Microscopia eletrônica de varredura

A análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi realizada no equipamento Mira 3 XMU (MIRA 3 XMU, TESCAN, Czech Republic) equipado com Oxford Aztec X-max EDS (energy dispersive detector system). Foi aplicada uma camada de 10 nm de platina Pt/Pd no com o auxílio do equipamento Cressington 208 h sputter coater (Cressington

Scientific Instruments, Watford, England) para garantir a emissão de elétrons secundários e viabilizar a obtenção das imagens.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Análise dos resultados de tensão de contração comparando as diferentes técnicas de fotoativação

A aplicação do método exponencial gerou novos padrões de tensão de contração para as resinas analisadas. As Figuras 8, 9 e 10 apresentam os gráficos para os métodos de polimerização: convencional, *pulse-delay*, *soft-start*, todos eles comparados com o método exponencial com energia de fotoativação equivalente, utilizando como padronização dos processos as energias E_{max} , E_{med} e E_{min} . As Tabelas 3, 4 e 5 apresentam a tensão de contração ao final do monitoramento.

Analisando primeiramente os resultados obtidos para a comparação entre o método convencional e o método exponencial de fotoativação, observa-se que o método exponencial reduziu a contração para todas as energias de ativação e modelos/marcas de resinas, conforme ilustrado na Figura 8. Na Tabela 3, observa-se que a diferença da tensão ao final do monitoramento é estatisticamente significativa entre os dados de contração dos métodos convencional e exponencial. Dessa maneira, conclui-se que o método exponencial promove uma redução significativa da tensão de contração para todas as marcas/modelos de compósitos analisados, principalmente para a resina Ultrafill a qual apresentou valores elevados para contração pelo método convencional. Essa redução pode ser explicada pela baixa irradiância no início da fotoativação pelo método exponencial, o que pode estender a fase pré-gel da polimerização, alterando a cinética da reação química de polimerização.

Tabela 3. Comparação da tensão de contração para os métodos de fotoativação convencional e exponencial para as diferentes resinas.

Resina	Energia	Tensão de Contração (MPa)		P-value
		Convencional	Exponencial	
Charisma	E _{max}	1.51 ± 0.13	0.79 ± 0.03	0.0382
Z-250		1.56 ± 0.03	1.03 ± 0.09	
Ultrafill		2.04 ± 0.36	0.98 ± 0.13	
		Convencional	Exponencial	
Charisma	E _{med}	1.35 ± 0.02	1.21 ± 0.03	0.2441
Z-250		1.18 ± 0.06	0.94 ± 0.03	
Ultrafill		2.36 ± 0.02	1.28 ± 0.17	
		Convencional	Exponencial	
Charisma	E _{min}	1.06 ± 0.16	0.92 ± 0.12	0.1391
Z-250		1.26 ± 0.07	1.03 ± 0.09	
Ultrafill		1.48 ± 0.18	0.91 ± 0.03	

A Figura 9 apresenta a comparação da tensão de contração do método de fotoativação *pulse-delay* com o método exponencial. Pelos resultados é possível observar que os padrões da tensão de contração são bastante diferentes para os dois processos. Entretanto, os valores finais da tensão de contração são equivalentes. Essa informação é confirmada ao se avaliar os resultados estatísticos das análises apresentadas na Tabela 4, onde consta a quantificação da tensão de contração ao final dos experimentos, além da análise estatística desses resultados.

A exceção ocorre apenas para os resultados obtidos para a resina Ultrafill na energia máxima, para a qual a tensão de contração obtida pela técnica *pulse-delay* foi superior à obtida pelo método exponencial. Apesar do método *pulse-delay* produzir baixos valores de tensão de contração, sua utilização na prática é inviável, pois foi necessário um intervalo mínimo de 180 segundos entre as etapas de fotoativação.

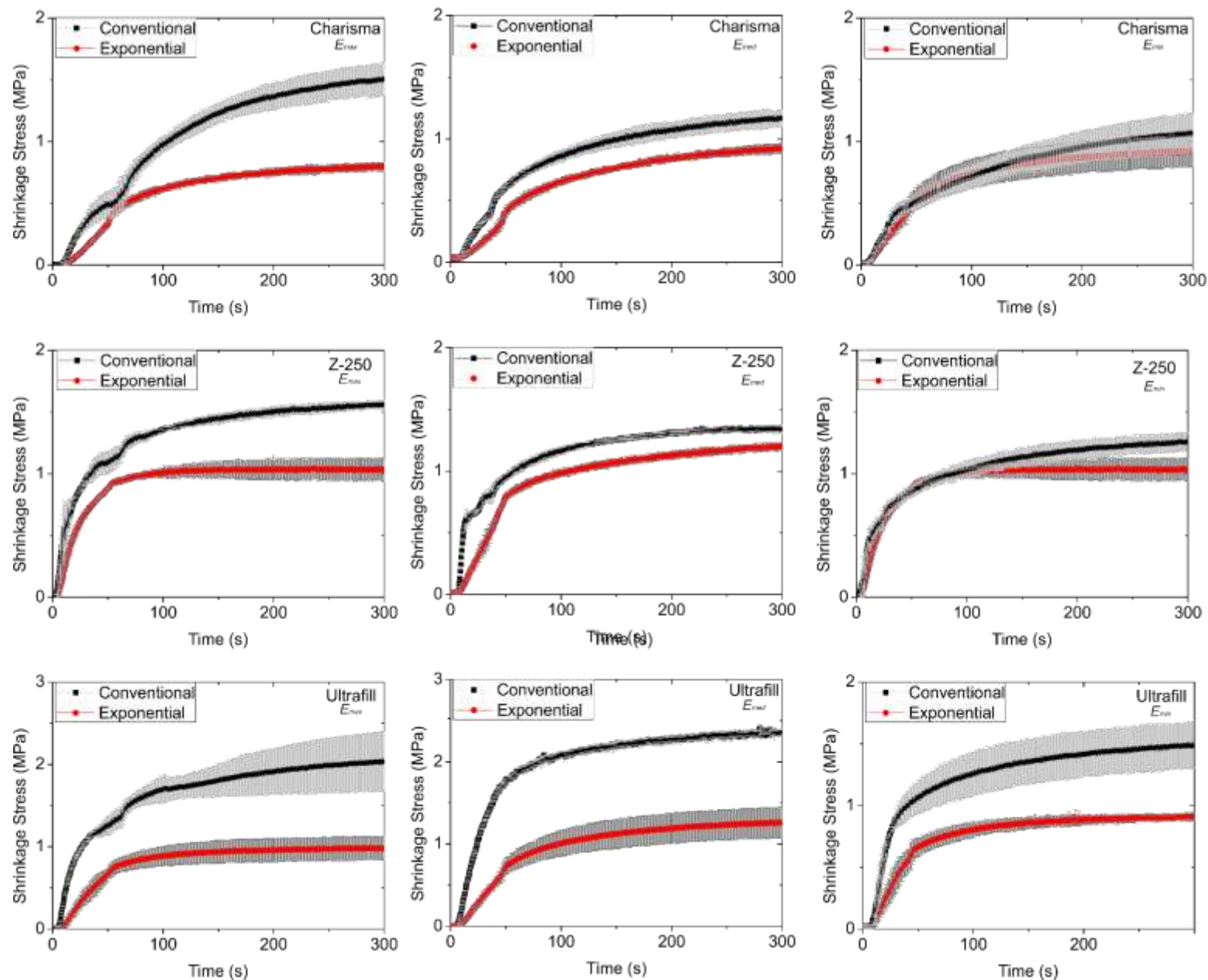


Figura 8. Comparação da tensão de contração de resinas compostas entre os métodos: convencional e exponencial. Resinas: Z-250; Charisma; Ultrafill.

Tabela 4. Comparação da tensão de contração para os métodos de fotoativação *pulse-delay* e exponencial para as diferentes resinas.

Resina	Energia	Tensão de Contração (MPa)		P-value
		<i>Pulse-delay</i>	Exponencial	
Charisma	E _{max}	0.77 ± 0.02	1.01 ± 0.18	0.7295
Z-250		0.99 ± 0.01	0.91 ± 0.11	
Ultrafill		1.24 ± 0.09	0.87 ± 0.04	
		<i>Pulse-delay</i>	Exponencial	
Charisma	E _{med}	1.09 ± 0.14	1.15 ± 0.13	0.7852
Z-250		0.93 ± 0.09	0.95 ± 0.10	
Ultrafill		1.17 ± 0.21	1.12 ± 0.24	
		<i>Pulse-delay</i>	Exponencial	
Charisma	E _{min}	0.55 ± 0.07	0.84 ± 0.16	0.6003
Z-250		0.92 ± 0.08	0.80 ± 0.08	
Ultrafill		0.91 ± 0.05	0.96 ± 0.02	

A Figura 10 apresenta os gráficos de comparação entre os métodos de fotoativação *soft-start* e exponencial. A Tabela 5 apresenta os valores finais obtidos para o processo de fotoativação *soft-start* e exponencial, assim como a comparação entre esses valores.

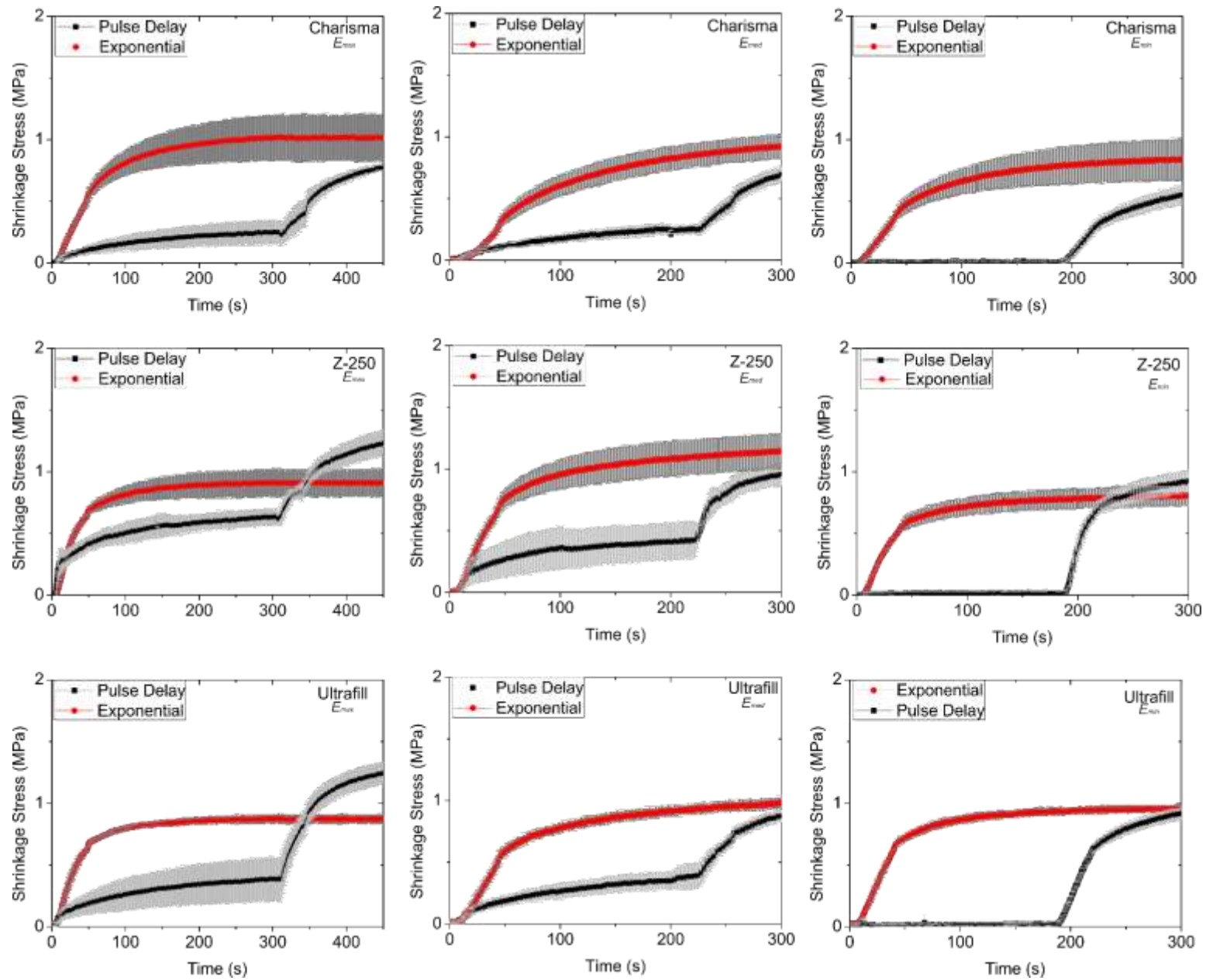


Figura 9. Comparação da tensão de contração de resinas compostas entre os métodos: *pulse-delay* e exponencial. Resinas: Z-250; Charisma; Ultrafill.

A aplicação do método *soft-start* gerou valores superiores quando comparado ao método exponencial para as resinas Z-250 e Ultrafill, já a resina Charisma apresentou resultados semelhantes de contração para ambos os métodos de fotoativação quando analisada a energia máxima de fotoativação. Para a energia média o método *soft-start* apresentou valores equivalentes ao método exponencial, sendo significativamente superior apenas para a resina Z-250. Mesmo que os dois métodos apresentem uma semelhança na aplicação, o *soft-start* não tem uma padronização matemática definida (limitada pelas funções de fotoativação dos aparelhos fotopolimerizadores convencionais), o que pode prejudicar o processo dependendo dos tempos utilizados nas etapas de menor e maior irradiância.

Tabela 5. Comparação da tensão de contração para os métodos de fotoativação *soft-start* e exponencial para as diferentes resinas.

Resina	Energia	Tensão de Contração (MPa)		P-value
		Soft-start	Exponencial	
Charisma		1.05 ± 0.04	0.98 ± 0.09	
Z-250	E _{max}	1.35 ± 0.08	0.94 ± 0.10	0.1249
Ultrafill		1.46 ± 0.07	1.18 ± 0.24	
		Soft-start	Exponencial	
Charisma		1.46 ± 0.05	1.14 ± 0.03	
Z-250	E _{med}	1.26 ± 0.05	0.95 ± 0.12	0.6003
Ultrafill		1.51 ± 0.02	1.28 ± 0.11	
		Soft-start	Exponencial	
Charisma		1.21 ± 0.10	0.95 ± 0.19	
Z-250	E _{min}	1.66 ± 0.17	0.92 ± 0.05	0.0647
Ultrafill		1.54 ± 0.08	0.95 ± 0.04	

Adicionalmente, se forem considerados todos os ensaios realizados para o método exponencial, observa-se uma padronização nos valores de tensão de

contração. Tal fato pode ser destacado como favorável, pois é um indício de que a função de minimização pode resultar em comportamentos mais bem definidos dos padrões de contração das resinas.

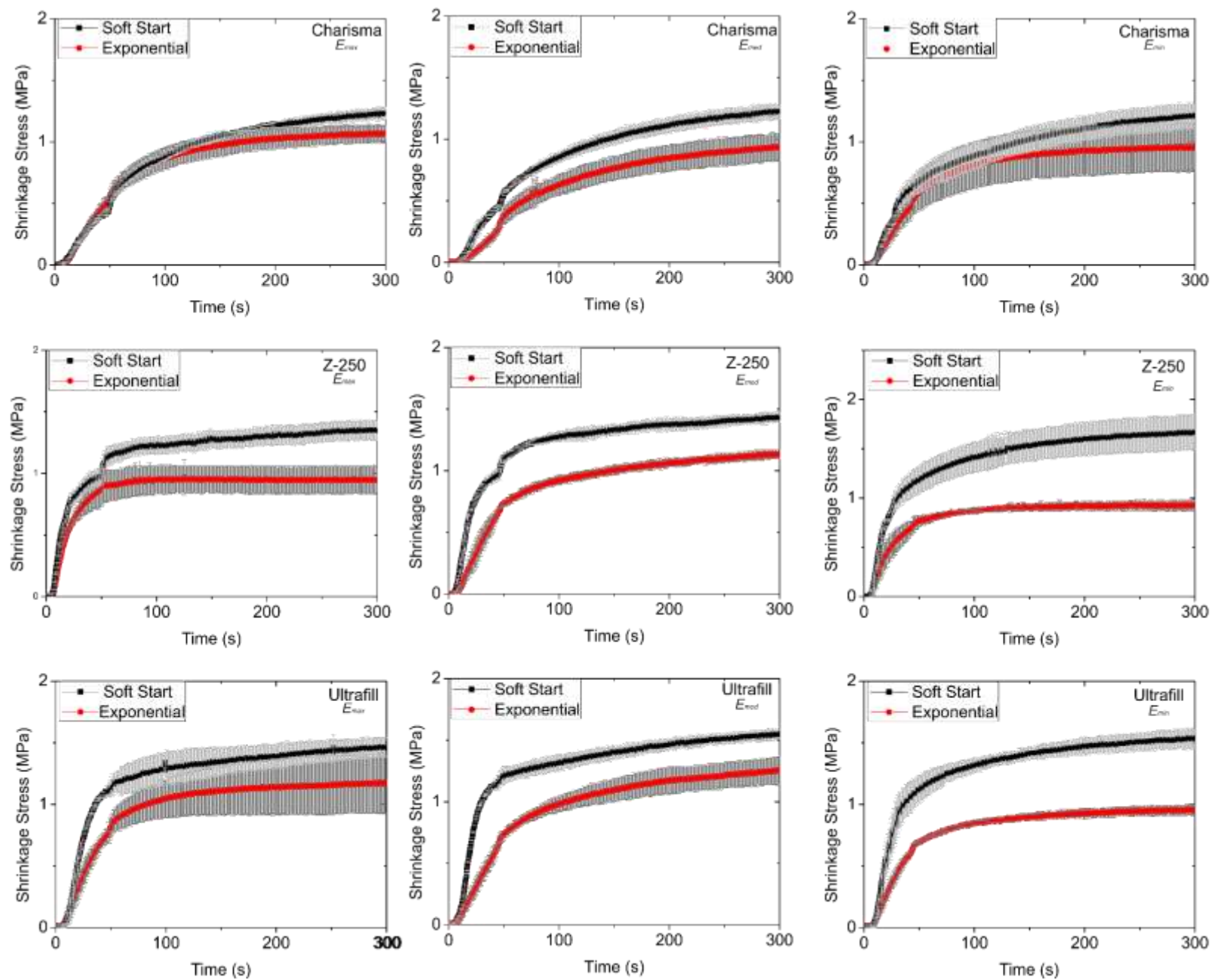


Figura 10. Comparação da tensão de contração de resinas compostas entre os métodos: *soft-start* e exponencial. Z-250; Charisma; Ultrafill.

5.2 Resultados de cura em profundidade obtidos experimentalmente

A microdureza da resina composta foi utilizada para avaliar a extensão da polimerização, permitindo fazer inferências sobre a eficácia dos processos de fotoativação. Os resultados para as medidas de dureza estão presentes nas Tabelas 6, 7 e 8, onde é realizada a comparação entre os métodos de fotoativação convencional, *soft-start*, *pulse-delay* e exponencial para as resinas Z-250, Charisma e Ultrafill considerando as diferentes energias E_{med} , E_{max} e E_{min} .

Os valores obtidos para a comparação entre o método convencional e exponencial não apresentam diferenças significativas. No geral, os valores obtidos foram semelhantes considerando as diferentes energias e resinas analisadas, demonstrando que ambos os métodos de fotoativação promovem resultados semelhantes e aceitáveis relativos à qualidade da resina após o processo de fotopolimerização.

Ao analisar a comparação entre os métodos de fotoativação *pulse-delay* e exponencial, observa-se que os valores não possuem diferença significativa considerando uma análise estatística geral dos resultados. Entretanto, em alguns casos, o método *pulse-delay* apresentou valores inferiores na extensão de 4 mm, caracterizando uma menor dureza de acordo com a profundidade do material. Desse modo, analisando os dois métodos, nota-se que o método exponencial proporciona uma melhor polimerização considerando toda sua extensão.

A comparação entre os métodos *soft-start* e exponencial mostram valores significativamente semelhantes para toda a extensão do material analisado. Tal fato pode ser explicado pela semelhança de aplicação entre os dois métodos, visto que ambos os processos utilizam baixa intensidade luminosa no início da fotoativação.

porém o método exponencial segue uma padronização matemática a qual favorece sua aplicação.

De maneira geral, avaliando de forma conjunta os resultados das Tabelas 6, 7 e 8, pode-se avaliar que todos os métodos resultam em cura em profundidades semelhantes ao método exponencial. Dessa forma pode-se concluir que o método de fotoativação exponencial pode substituir qualquer outro método de fotoativação (convencional, *pulse-delay* e *soft-start*) sem causar prejuízo à qualidade final da resina após o processo de polimerização.

Tabela 6. Resultado da avaliação da dureza em profundidade com desvio padrão () para as diferentes resinas avaliando os métodos de fotoativação convencional e exponencial.

Charsima	Convencional			Exponencial			P-value
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	80,7 (1)	57,6 (0,92)	36,8 (1,03)	78,8 (0,5)	57,1 (0,61)	35,5 (1,04)	0.8544
E_{med}	68,4 (2,54)	52,7 (1,69)	34,4 (1,18)	83 (1,8)	60,6 (1,39)	31,6 (0,87)	0.9976
E_{min}	62,2 (0,65)	53,4 (0,85)	28,5 (0,7)	62,3 (1,1)	53,2 (1,15)	27,3 (1,02)	0.9546
Z-250	Convencional			Exponencial			P-value
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	87,2 (6,01)	59,9 (0,85)	34,33 (4,35)	81,8 (0,44)	56,26 (4,37)	31,6 (0,87)	0.9975
E_{med}	77,1 (1,17)	53,7 (1,11)	37,5 (1,98)	78,7 (0,4)	54 (0,42)	41,4 (1,5)	0.9456
E_{min}	72,3 (0,75)	40,9 (1,79)	24,4 (1,08)	69,5 (1,15)	38,3 (0,6)	26,4 (0,95)	0.9154
Ultrafill	Convencional			Exponencial			P-value
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	80,7 (0,7)	64,1 (0,91)	42,9 (1,65)	77,7 (0,95)	57,1 (1,44)	35,5 (1,04)	0.8544
E_{med}	87,2 (6,09)	59,9 (0,85)	34,3 (4,34)	81,8 (0,44)	56,3 (4,37)	31,6 (0,87)	0.9976
E_{min}	58,3 (1,89)	38,4 (0,66)	25,6 (1,18)	59,9 (0,81)	36,9 (0,7)	27,3 (1,02)	0.9546

Tabela 7. Resultado da avaliação da dureza em profundidade com desvio padrão () para as diferentes resinas avaliando os métodos de fotoativação *pulse-delay* e exponencial.

Charisma	<i>Pulse-delay</i>			Exponencial			<i>P-value</i>
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	78,1 (0,62)	54,9 (1,46)	38,5 (0,93)	79,1 (1,02)	55,2 (1,37)	27,5 (1,31)	0.4585
E_{med}	82,4 (0,87)	59,3 (0,6)	26,1 (0,86)	78,9 (0,51)	55,4 (2,26)	24,1 (0,74)	0.9914
E_{min}	53,2 (1,25)	30,7 (1,05)	19,6 (1,71)	54,9 (0,61)	37,2 (0,4)	24,4 (0,57)	0.8163
Z-250	<i>Pulse-delay</i>			Exponencial			<i>P-value</i>
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	87,3 (1,07)	59,5 (4,95)	23 (1,59)	81,4 (2,66)	57,5 (4,33)	33,6 (2,6)	0.3321
E_{med}	77,5 (1,53)	67,2 (1,51)	34,1 (0,47)	80,4 (1,25)	53,7 (0,95)	39,7 (1,47)	0.3838
E_{min}	67,1 (1,35)	33,2 (0,75)	23 (0,75)	68,5 (0,78)	38,3 (0,6)	26,4 (0,95)	0.8912
Ultrafill	<i>Pulse-delay</i>			Exponencial			<i>P-value</i>
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	78 (1,55)	46,6 (1,72)	24,1 (0,66)	78,1 (0,68)	49,8 (0,95)	32,3 (1,27)	0.6468
E_{med}	72,6 (0,42)	42,9 (0,6)	17,8	72,3 (0,42)	42,6 (0,66)	17,8	0.9998
E_{min}	51,3 (1,98)	32,3 (1,36)	17,9 (0,15)	50,3 (0,85)	32,4 (0,83)	23,4 (0,91)	0.7258

Tabela 8. Resultado da avaliação da dureza em profundidade com desvio padrão () para as diferentes resinas avaliando os métodos de fotoativação *soft-start* e exponencial.

Charisma	<i>Soft-start</i>			Exponencial			<i>P-value</i>
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	79,4 (0,71)	57,9 (1,54)	40,1 (0,93)	78,1 (0,8)	55,6 (2,21)	35,8 (0,7)	0.9412
E_{med}	78,7 (2,85)	55,6 (0,91)	26,1 (0,86)	83,4 (0,87)	62,9 (1,51)	38,4 (4,18)	0.5416
E_{min}	68,7 (0,71)	48 (0,4)	29,1 (1,7)	67,2 (0,72)	53,4 (1,58)	27,1 (0,6)	0.8340
Z-250	<i>Soft-start</i>			Exponencial			<i>P-value</i>
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	85,7 (1,42)	59,1 (2,87)	31,7 (1,34)	84,3 (2,5)	62,9 (4,59)	43,2 (3,2)	0.5039
E_{med}	78,5 (0,7)	53,4 (0,87)	39,3 (1)	78,9 (0,81)	53 (0,67)	38,8 (0,55)	0.9975
E_{min}	72,2 (1,38)	42,6 (1)	26,2 (1)	70,8 (0,62)	43,2 (0,67)	28,4 (0,26)	0.9514
Ultrafill	<i>Soft-start</i>			Exponencial			<i>P-value</i>
	0 mm	2 mm	4 mm	0 mm	2 mm	4 mm	
E_{max}	80,3 (1,71)	63,2 (1,61)	42,3 (0,9)	76,7 (0,66)	55,8 (1,16)	34,2 (1,32)	0.8326
E_{med}	74 (1,83)	61,3 (0,51)	40,7 (1,05)	72,5 (0,75)	55,5 (1,14)	22,6 (0,55)	0.1716
E_{min}	60,3 (0,92)	38,1 (1,36)	26,6 (0,74)	59,4 (0,83)	38,7 (1,04)	27,3 (0,91)	0.9901

5.3 Resultados de variação da temperatura

As Figuras 11, 12 e 13 apresentam o *box plot* da variação de temperatura para as diferentes resinas e métodos de fotoativação considerando as diferentes energias utilizadas no presente estudo. De maneira geral, foram verificadas diferenças estatisticamente significativas de variação de temperatura para todos os processos de fotoativação quando comparados com o método exponencial.

Uma das variáveis para obtenção de padrões diferentes de temperatura durante a fotoativação se constitui por diferenças na composição das resinas compostas (GODOY, 2008), o que justifica que a avaliação dos diferentes métodos de fotoativação seja realizada em diferentes marcas de resinas compostas. Dessa forma, a partir dos resultados obtidos, observa-se que as diferentes resinas produzem padrões distintos de variação de temperatura. Em alguns casos, como no método convencional, a temperatura apresenta grande variação, podendo alcançar valores superiores a 32 °C, isso ocorre por conta da elevada energia utilizada nesse procedimento, visto que a luz permanece constante na potência máxima do aparelho. É importante ressaltar que temperaturas nesse nível podem ocasionar diversos problemas na região de incidência da luz, como quadros inflamatórios irreversíveis no órgão pulpar (ZACH; COHEN, 1965).

O método *soft-start*, assim como o convencional, também apresentou valores de temperatura superiores a 30 °C. Isso ocorre porque, mesmo tendo um início de fotoativação com baixa irradiância, o processo é caracterizado por rigorosas elevações na irradiância. Já o método *pulse-delay*, mesmo tendo diferente forma de aplicação, apresentou grandes variações durante a fotoativação. Isso ocorre principalmente na segunda etapa de pulso, quando se incide a energia máxima constante na resina.

Já no método exponencial, a baixa variação de temperatura para todas as marcas/modelos de resinas pode ser explicada pelo fato de a energia máxima só ser alcançada no final do procedimento, com um tempo relativamente curto de exposição da resina.

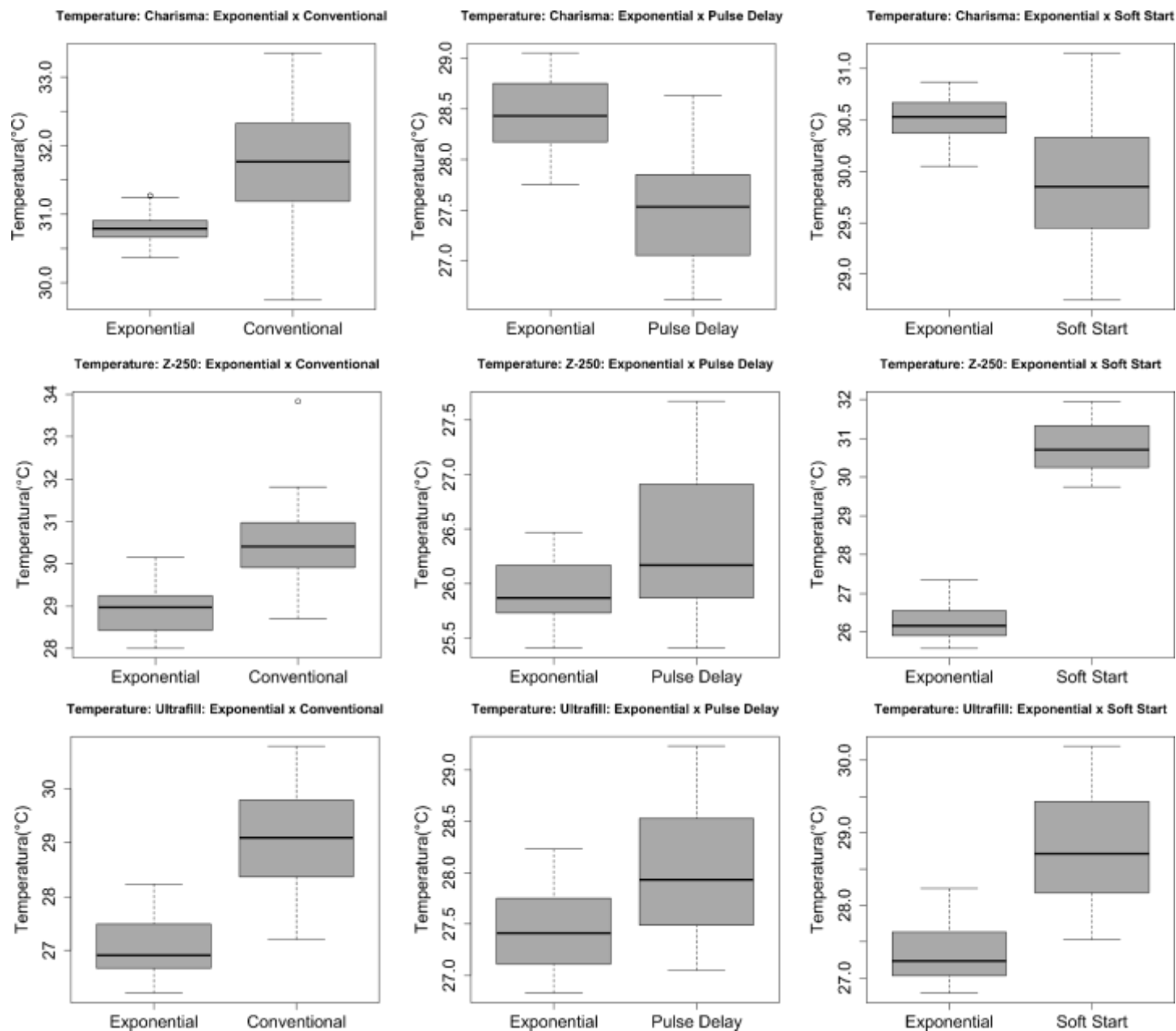


Figura 11. Avaliação da variação de temperatura para as resinas Charisma, Z-250 e Ultrafill comparando-se os diferentes métodos para a energia máxima de fotoativação.

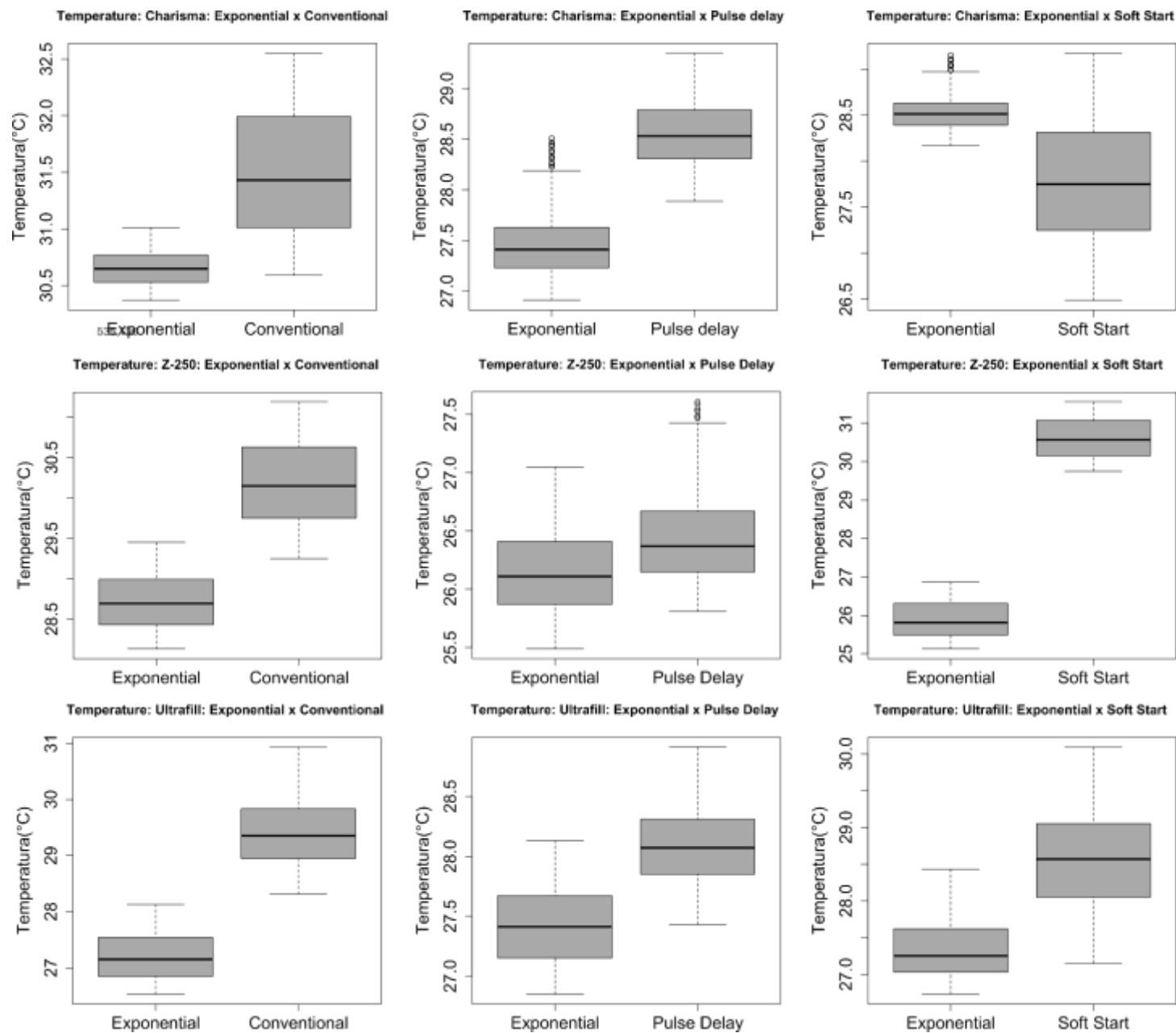


Figura 12. Avaliação da variação de temperatura para as resinas Charisma, Z-250 e Ultrafill comparando-se os diferentes métodos para a energia média de fotoativação.

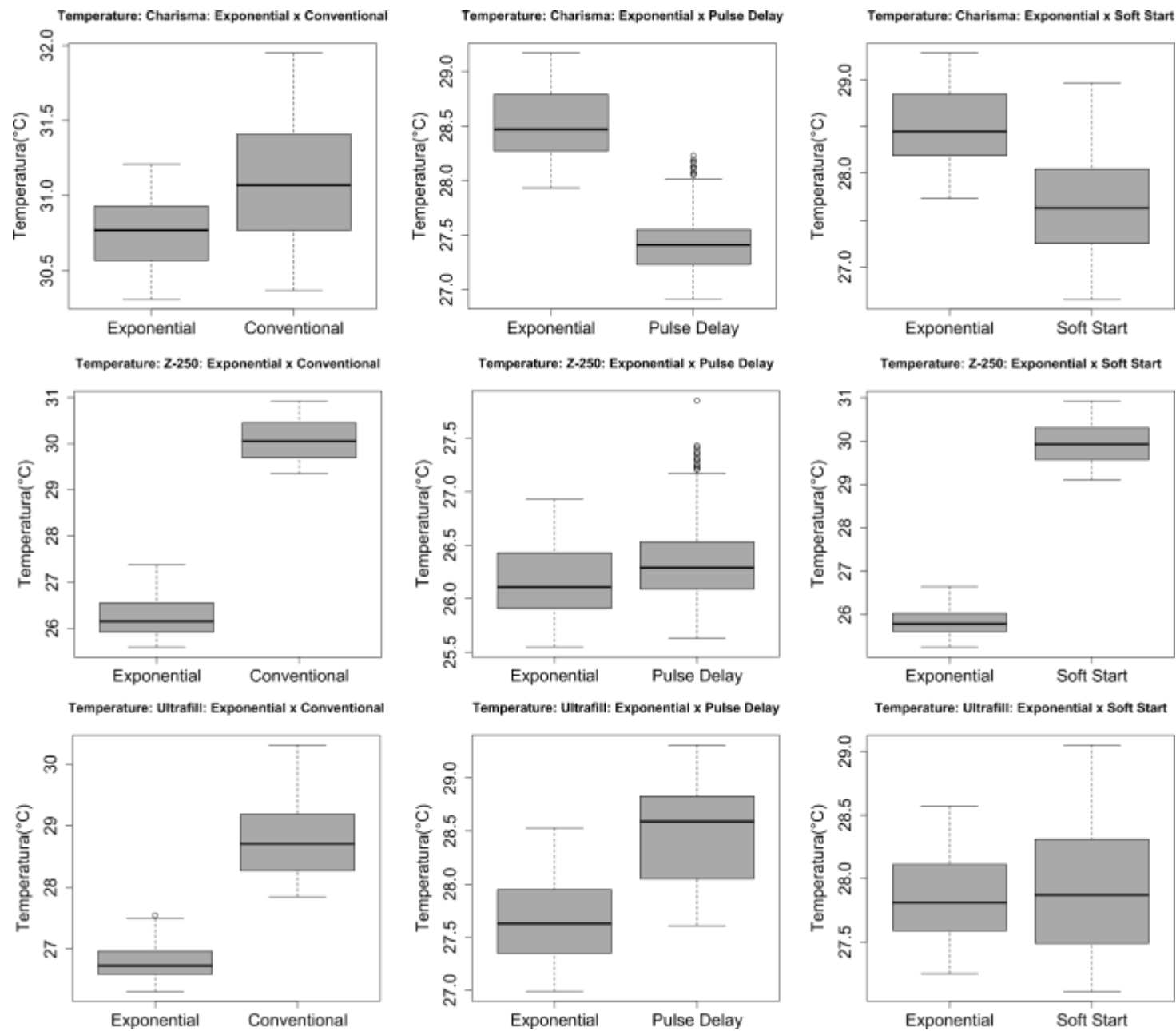


Figura 13. Avaliação da variação de temperatura para as resinas Charisma, Z-250 e Ultrafill comparando-se os diferentes métodos para a energia mínima de fotoativação.

5.4 Análise conjunta dos resultados de tensão de contração, cura em profundidade e variação da temperatura

A aplicação do método exponencial gerou novos padrões de tensão de contração para as resinas analisadas. Os resultados apresentados indicam que o método exponencial reduziu a contração para todos os modelos de resinas testados e técnicas de fotoativação, exceto para o método *pulse-delay*. Todavia os dois métodos se diferem quanto sua aplicação, visto que a técnica de *pulse-delay* é excessivamente demorada, não sendo viável para aplicações práticas. Já o método exponencial pode ser aplicado em menos de um minuto, sendo um ponto positivo para a rotina dos consultórios odontológicos.

A redução da contração promovida pelo método exponencial pode ser explicada pela baixa irradiância no início do processo, o que pode estender a fase pré-gel da polimerização, alterando a cinética da reação química de polimerização (CARVALHO et al., 2012; TAUBÖCK et al., 2014). Nessa fase pré-gel, as moléculas têm maior mobilidade e podem adquirir novas posições e orientações de modo a compensar a tensão gerada pela contração de polimerização. Nesse sentido, apesar do método de fotoativação *soft-start* assemelhar-se ao método exponencial (pois em ambas as técnicas se utiliza baixa luminosidade no início do processo), há no *soft-start* uma variação abrupta da irradiância durante a fotoativação, o que não favorece a redução da contração de polimerização.

A avaliação da qualidade da polimerização da resina composta pôde ser realizada com as medidas de dureza analisando a profundidade de polimerização, sendo a microdureza considerada uma propriedade física associada à qualidade e efetividade de polimerização desse tipo de material (ANFE et al., 2008; MARTINS et

al., 2002).

Ao analisar os resultados obtidos para os ensaios de microdureza Vickers, observa-se uma diferença entre os valores obtidos na proximidade superficial onde ocorre a incidência de luz e a outra extremidade do material. Isso ocorre, pois a superfície que está em contato direto com a luz do aparelho fotopolimerizador recebe uma quantidade superior de fótons que irão atuar sobre os fotoiniciadores (SCHNEIDER et al., 2016b). Como a outra extremidade encontra-se afastada do aparelho fotopolimerizador e pela ocorrência dos fenômenos de absorção e dispersão da luz, sua intensidade é reduzida, diminuindo a capacidade de interação dos fótons com os fotoiniciadores. Isso resulta numa baixa conversão dos monômeros em polímeros, induzindo a menores valores de microdureza e menor eficiência de polimerização na outra extremidade (FLURY; PEUTZFELDT; LUSI, 2014; SON et al., 2014). Indiretamente, pode-se inferir que restaurações em que cavidade dentária é profunda devem ser realizadas em incrementos. Para o profissional, observar a quantidade destes incrementos será necessário observando dados do fabricante das resinas compostas, onde na maioria das marcas comerciais, o incremento deverá ser no máximo de 2 mm por camada de material.

Já os resultados de variação da temperatura da resina durante a polimerização mostram que o método exponencial apresentou menor variação da temperatura em comparação aos outros métodos de ativação para todas as marcas/modelos de resinas utilizadas neste estudo. A partir disso, infere-se que sua aplicação pode ser favorável por diminuir potenciais danos aos pacientes decorrentes do aumento de temperatura durante a fotoativação. Clinicamente, para o dia-a-dia clínico do profissional, esta menor variação da temperatura apresentada pelo método

exponencial é de grande valia, visto que a maioria dos pacientes relata um desconto e resultante dor por aquecimento dental no momento da fotopolimerização, fato este relacionado que quanto maior o tempo de exposição e a maior proximidade do dente, maior o desconforto gerado. Em casos de atendimento pediátrico, quanto maior o aumento da temperatura no momento da fotopolimerização de dentes decíduos, maior o risco de necrose da polpa, devido ao aumento do calor e maior amplitude da polpa dental nestes dentes, com menor camada de esmalte e dentina.

A partir dos resultados, verificou-se que a variação da irradiância durante a fotoativação tem grande influência sobre os padrões da tensão de contração e da variação da temperatura da resina durante a polimerização. Entretanto, isso tem pouca influência sobre a profundidade de cura, pois, apesar de alguns resultados serem estatisticamente diferentes, eles não apresentam tendências diferentes para os modelos/marcas de resinas estudadas.

6 CONCLUSÕES

Conforme os resultados encontrados neste estudo, podemos concluir que o controle da irradiância durante o processo de fotoativação tem influência direta no comportamento dinâmico da polimerização da resina composta. O método exponencial demonstrou potencial para diminuição da contração de polimerização e da variação da temperatura na resina, mantendo a qualidade da restauração quando comparado aos diferentes métodos de fotoativação, mostrando ser um potencial método para aplicação durante a rotina de um consultório odontológico, facilitando o trabalho do cirurgião-dentista e contribuindo para o sucesso do tratamento restaurador.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABITBOL, T. et al. Nanocellulose, a tiny fiber with huge applications. **Current Opinion in Biotechnology**, Systems biology • Nanobiotechnology.

v. 39, p. 76–88, 1 jun. 2016.

AL SUNBUL, H.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 32, n. 8, p. 998–1006, 2016.

AL-AHDAL, K. et al. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 31, n. 10, p. 1207–1213, out. 2015.

ALRAHLAH, A.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 30, n. 2, p. 149–154, fev. 2014.

AMATO, P. et al. Influence of different wavelengths peaks in LED units on the degree of conversion of orthodontic composites. **Journal of the World Federation of Orthodontists**, v. 5, n. 4, p. 118–121, 1 dez. 2016.

ANFE, T. E. DE A. et al. Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. **Brazilian Oral Research**, v. 22, n. 4, p. 358–363, dez. 2008.

APAYDIN, F. G. et al. Subacute effects of low dose lead nitrate and mercury chloride exposure on kidney of rats. **Environmental Toxicology and Pharmacology**, v. 41, p. 219–224, jan. 2016.

BACCHI, A. et al. Shrinkage / stress reduction and mechanical properties improvement in restorative composites formulated with thio-urethane oligomers. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 78, p. 235–240, 1 fev. 2018.

BAI, X. et al. Preparation of Zn doped mesoporous silica nanoparticles (Zn-MSNs) for the improvement of mechanical and antibacterial properties of dental resin composites. **Dental Materials**, v. 36, n. 6, p. 794–807, 1 jun. 2020.

¹De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023 (2002).

BASEGGIO, W. **Influência da variação da densidade de potência na contração de polimerização e adaptação marginal de resinas compostas à base de metacrilato e silorano.** text—[s.l.] Universidade de São Paulo, 16 set. 2011.

BASEGGIO, W. et al. Thermal-induced polymerization shrinkage in silorane versus methacrylate based resin composite. **Bioscience Journal**, v. 33, n. 2, 30 mar. 2017.

BELTRAMI, R. et al. Comparison of shear bond strength of universal adhesives on etched and nonetched enamel. **Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials**, v. 14, n. 1, p. e78-83, 6 abr. 2016.

BHAMRA, G. S.; FLEMING, G. J. P.; DARVELL, B. W. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 26, n. 2, p. 148–155, fev. 2010.

BOYD, S. et al. Cellulose Nanofibre Mesh for Use in Dental Materials. **Coatings**, v. 2, p. 120–137, 11 jul. 2012.

BOROUJENI, P. M.; MOUSAVINASAB, S. M.; HASANLI, E. Effect of configuration factor on gap formation in hybrid composite resin, low-shrinkage composite resin and resin-modified glass ionomer. **Journal of Investigative and Clinical Dentistry**, v. 6, n. 2, p. 156–160, maio 2015.

BREUER, O.; SUNDARARAJ, U.; TOOGOOD, R. W. The design and performance of a new miniature mixer for specialty polymer blends and nanocomposites. **Polymer Engineering & Science**, v. 44, n. 5, p. 868–879, 2004.

BRITTO, Bárbara Andrade Lisboa. et al. **Avaliação da variação de temperatura com o uso de fontes externas: Revisão bibliográfica.** Rev. Mult. Psic. V.12, n.42, 2018.

CAIXETA, R. V. et al. **Push-Out Bond Strength of Restorations with Bulk-Fill, Flow, and Conventional Resin Composites.** Research article. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/tswj/2015/452976/abs/>>. Acesso em: 17 mar. 2019.

CALDARELLI, P. G. et al. Aparelhos fotopolimerizadores: evolução e aplicação clínica - uma

revisão da literatura. **Odontol. clín.-cient**, p. 317–321, 2011.

CAMPANO, C. et al. Enhancement of the fermentation process and properties of bacterial cellulose: a review. **Cellulose**, v. 23, n. 1, p. 57–91, 1 fev. 2016.

CARVALHO, A. A. et al. Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin. **Journal of Applied Oral Science**, v. 20, n. 2, p. 246–252, abr. 2012.

CELIK, C.; CEHRELI, S. B.; ARHUN, N. Resin composite repair: Quantitative microleakage evaluation of resin-resin and resin-tooth interfaces with different surface treatments. **European Journal of Dentistry**, v. 9, n. 1, p. 92–99, mar. 2015.

CHINGA-CARRASCO, G.; YU, Y.; DISERUD, O. Quantitative electron microscopy of cellulose nanofibril structures from Eucalyptus and Pinus radiata kraft pulp fibers. **Microscopy and Microanalysis: The Official Journal of Microscopy Society of America, Microbeam Analysis Society, Microscopical Society of Canada**, v. 17, n. 4, p. 563–571, ago. 2011.

CONSANI, Simonides. et al. Efeito dos métodos de fotoativação e de inserção sobre a dureza de resinas compostas. **Pesq. Odontol. Bras.** 2002; 16(4):355-360.

CUNHA, L. G. et al. Effect of photoactivation methods and base materials on the stress generated by the polymerization shrinkage of a resin composite. **Brazilian Journal of Oral Sciences**, p. 609–614, 12 dez. 2016.

CURVELLO, R.; RAGHUWANSHI, V. S.; GARNIER, G. Engineering nanocellulose hydrogels for biomedical applications. **Advances in Colloid and Interface Science**, v. 267, p. 47–61, 1 maio 2019.

E OLIVEIRA, L. S. et al. Photoinitiator and anesthetic incorporation into mesoporous silica. **Powder Technology**, v. 326, p. 62–68, 15 fev. 2018.

ERNST, C.-P. et al. Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]**, v. 15, n. 2, p. 93–103; discussion 104, 2003.

FERREIRA, A. P. B. et al. Wavelength of Experimental LEDS: Hardness, Elastic Modulus, Degree of Conversion and Temperature Rise of a Microhybrid Composite. **Materials Research**, v. 18, n. 2, p. 240–244, abr. 2015.

FISCHER, M. R. et al. Biossíntese e caracterização de nanocelulose bacteriana para engenharia de tecidos. **Matéria (Rio de Janeiro)**, v. 22, n. suppl 1, 8 jan. 2018.

FLURY, S.; PEUTZFELDT, A.; LUSSI, A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 30, n. 10, p. 1104–1112, out. 2014.

FRONZA, B. M. et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. **Dental Materials**, v. 31, n. 12, p. 1542–1551, dez. 2015.

FUGOLIN, A. P. P.; PFEIFER, C. S. New Resins for Dental Composites. **Journal of Dental Research**, v. 96, n. 10, p. 1085–1091, 1 set. 2017.

GAMARRA, V. S. S. et al. Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. **Odontology**, v. 106, n. 1, p. 56–63, jan. 2018.

GODOY, E. DE P. Avaliação da capacidade de polimerização e elevação de temperatura produzida por aparelhos fotopolimerizadores. 26 fev. 2008.

GODOY, Eloisa de Paula et al. Aparelhos fotopolimerizadores: elevação de temperatura produzida por meio da dentina e durante a polimerização da resina composta. **Rev. Pesq. Odontol.** 2007 jan/abr;3(1):11-20.

GONZALEZ, Mariana Rodrigues. Et al. Avaliação da tensão de contração durante a polimerização de uma resina em função da área aderida. **Rev. Bras. Odontol.** Rio de Janeiro, v.69, n.1, p. 21-24. 2012.

GROHMANN, C. V. S. et al. Influence of Different Concentration and Ratio of a Photoinitiator System on the Properties of Experimental Resin Composites. **Brazilian Dental Journal**, v. 28, n. 6, p. 726–730, dez. 2017.

GUIMARÃES, G. F. et al. Minimization of polymerization shrinkage effects on composite resins by the control of irradiance during the photoactivation process. **Journal of Applied Oral Science**, v. 26, 2018.

HABIBI, Y.; LUCIA, L. A.; ROJAS, O. J. Cellulose Nanocrystals: Chemistry, Self-Assembly, and Applications. **Chemical Reviews**, v. 110, n. 6, p. 3479–3500, 9 jun. 2010.

HAJ-ALI, R.; WALKER, M. P.; WILLIAMS, K. Survey of general dentists regarding posterior restorations, selection criteria, and associated clinical problems. **General Dentistry**, v. 53, n. 5, p. 369–375; quiz 376, 367–368, out. 2005.

IGUCHI, M.; YAMANAKA, S.; BUDHIONO, A. Bacterial cellulose—a masterpiece of nature’s arts. **Journal of Materials Science**, v. 35, n. 2, p. 261–270, 1 jan. 2000.

ISHIKIRIAMA, S. K. et al. The influence of “C-factor” and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. **Journal of Applied Oral Science**, v. 20, n. 6, p. 603–606, dez. 2012.

JORGE, André Luis Cervantes. Interferência dos métodos de fotopolimerização na microinfiltração marginal de restaurações de resina composta. **Cienc. Odontolog. Bras.**;2008;11(2):36-43.

ISOGAI, A.; SAITO, T.; FUKUZUMI, H. TEMPO-oxidized cellulose nanofibers. **Nanoscale**, v. 3, n. 1, p. 71–85, 12 jan. 2011.

KARGARZADEH, H. et al. Recent developments on nanocellulose reinforced polymer nanocomposites: A review. **Polymer**, v. 132, p. 368–393, 6 dez. 2017.

KARGARZADEH, H. et al. Advances in cellulose nanomaterials. **Cellulose**, v. 25, n. 4, p. 2151–2189, 1 abr. 2018.

LAU, A. et al. A study of polymerization shrinkage kinetics using digital image correlation. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 31, n. 4, p. 391–398, abr. 2015.

LEE, C.-H.; FERRACANE, J.; LEE, I.-B. Effect of pulse width modulation-controlled LED light on the polymerization of dental composites. **Dental Materials**, v. 34, n. 12, p. 1836–1845, dez. 2018.

LOPES, Guilherme Carpena. Resina Composta de Baixa Contração. **International Journal of Brazilian Dentistry**. V.4, n.4, p. 348-351. 2008.

MALARA, P.; ŚWIDERSKI, W.; ŚWIDERSKA, J. Temperature changes influenced by different types of light curing units during polymerization of resin-based dental composite

materials. **Archives of Materials Science and Engineering**, v. 79, n. 2, p. 64–70, 1 jun. 2016.

MALARVIZHI, D. et al. **Shrinkage in composites: An enigma** **Journal of International Oral Health** Wolters Kluwer Medknow Publications, , 2019.

MARIANO, M.; KISSI, N. E.; DUFRESNE, A. Cellulose nanocrystals and related nanocomposites: Review of some properties and challenges. **Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics**, v. 52, n. 12, p. 791–806, 2014.

MARTINS, F. et al. Microdureza de resinas em função da cor e luz halógena. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v. 16, n. 3, p. 246–250, set. 2002.

MARTINS, F. et al. Microdureza de resinas em função da cor e luz halógena. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v. 16, n. 3, p. 246–250, set. 2002.

MICHELON, Carina et al. Restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores – considerações atuais e aplicações clínica. **RFO**, v.14, n.3, p. 256-261. 2009.

MORI, Monique. Et al. Influência do método de fotoativação na dureza de uma resina composta. **Clin Lab Res Dent**. 2014;20(3):131-6.

MOSZNER, N.; KLAPDOHR, S. Nanotechnology for dental composites. **International Journal of Nanotechnology**, v. 1, n. 1–2, p. 130–156, 1 jan. 2004.

MÜLLER, A. et al. The Biopolymer Bacterial Nanocellulose as Drug Delivery System: Investigation of Drug Loading and Release using the Model Protein Albumin. **Journal of Pharmaceutical Sciences**, v. 102, n. 2, p. 579–592, 1 fev. 2013.

NGUYEN, T. M. T. et al. Dental cement's biological and mechanical properties improved by ZnO nanospheres. **Materials Science and Engineering: C**, v. 97, p. 116–123, 1 abr. 2019.

PERALTA, S. L. et al. Development and characterization of a novel bulk-fill elastomeric temporary restorative composite. **Journal of Applied Oral Science**, v. 27, 2019.

PICCIONI, M. A. R. V. et al. Cuspal movement related to different polymerization protocols. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 15, n. 1, p. 26–28, 1 jan. 2014.

PRICE, R. B. T. Light Curing in Dentistry. **Dental Clinics of North America**, v. 61, n. 4, p. 751–778, 2017.

RIBEIRO, R. A. DE O. et al. 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, 12 dez. 2016.

RODRIGUES, M. R.; NEUMANN, M. G. Fotopolimerização: princípios e métodos. **Polímeros**, v. 13, n. 4, p. 276–286, dez. 2003.

RÖMLING, U.; GALPERIN, M. Y. Bacterial cellulose biosynthesis: diversity of operons, subunits, products, and functions. **Trends in Microbiology**, v. 23, n. 9, p. 545–557, 1 set. 2015.

ROSATTO, C. M. P. et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 12, p. 1519–1528, dez. 2015.

RUEGGEBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring--a review. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 39–52, jan. 2011.

RUEGGEBERG, F. A. et al. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. **Brazilian Oral Research**, v. 31, n. suppl 1, p. e61, 28 ago. 2017.

RUNNACLES, P. Efeitos da luz de um fotopolimerizador led na temperatura pulpar basal in vivo em pré-molares humanos e sua correlação com as características anatômicas dentais ex vivo. 2014.

RÜTTERMANN, S. et al. Impact of replacing Bis-GMA and TEGDMA by other commercially available monomers on the properties of resin-based composites. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 26, n. 4, p. 353–359, abr. 2010.

SANTOS, Maria Jacinta Moraes Coelho. et al. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das Resinas Compostas. **JBD – Journal Brasileiro de Dentística e Estética**. v.1 – n.1 – jan/mar – 2002.

SCHNEIDER, A. C. et al. Influência de três modos de fotopolimerização sobre a microdureza de três resinas compostas. **Polímeros**, v. 26, n. spe, p. 37–42, 19 jan. 2016a.

SCHNEIDER, A. C. et al. Influência de três modos de fotopolimerização sobre a microdureza de três resinas compostas. **Polímeros**, v. 26, n. spe, p. 37–42, 19 jan. 2016b.

SCHNEIDER, L. F. J. et al. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. **Dental Materials**, v. 28, n. 4, p. 392–397, 1 abr. 2012.

SCHNEIDER, L. F. J.; CAVALCANTE, L. M.; SILIKAS, N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. **Journal of Dental Biomechanics**, v. 2010, 30 set. 2009.

SILIKAS, N.; ELIADES, G.; WATTS, D. C. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 16, n. 4, p. 292–296, jul. 2000.

SILVA, J. M. F. DA et al. Resinas compostas: estágio atual e perspectivas. **Odonto**, v. 16, n. 32, p. 98–104, 1 abr. 2009.

SILVA, R. M. et al. Dental glass ionomer cement reinforced by cellulose microfibers and cellulose nanocrystals. **Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications**, v. 58, p. 389–395, 1 jan. 2016.

SOARES, C. J. et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? **Brazilian Oral Research**, v. 31, n. suppl 1, p. e62, 28 ago. 2017.

SON, S.-A. et al. The effect of resin thickness on polymerization characteristics of silorane-based composite resin. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 39, n. 4, p. 310–318, nov. 2014.

SOUZA JUNIOR, M. H. DA S. E et al. **Odontologia estética: fundamentos e aplicações clínicas: restaurações indiretas sem metal: resinas compostas e cerâmica**. [s.l.] Santos, 2001.

SOUZA, Samara R. Et al. Influência da temperatura e da técnica de Polimerização da resina composta em suas propriedades de sorção e solubilidade. **Revista Odontolog Brasileira Central**. 2011; 20(55).

STOLF, Sheila Cristina. Fotopolimerização das Resinas Compostas. Monografia apresentada ao curso de Especialização em Dentística, Universidade Federal de Santa Catarina, para obtenção do título de especialista em Dentística. Florianópolis, 2004.

TARLE, Z. et al. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. **Clinical Oral Investigations**, v. 19, n. 4, p. 831–840, maio 2015.

TAUBÖCK, T. T. et al. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. **European Journal of Oral Sciences**, v. 122, n. 4, p. 293–302, ago. 2014.

TORRES, Adriana Cristina Mello et al. Influência da temperatura pré-polimerização e do tempo de fotoativação na microinfiltração marginal. **Revista Odontologia da UNESP**. 20004: 33(4): 163-168.

WANG, R. et al. Investigation on the physical–mechanical properties of dental resin composites reinforced with novel bimodal silica nanostructures. **Materials Science and Engineering: C**, v. 50, p. 266–273, 1 maio 2015.

XIA, Y. et al. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. **Journal of Dentistry**, v. 36, n. 6, p. 450–455, 1 jun. 2008.

YAP, A. U. J.; SOH, M. S.; SIOW, K. S. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. **Operative Dentistry**, v. 27, n. 1, p. 44–49, fev. 2002.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 19, n. 4, p. 515–530, abr. 1965.

ZHANG, N.; XIE, C. Polymerization shrinkage, shrinkage stress, and mechanical evaluation of novel prototype dental composite resin. **Dental Materials Journal**, v. advpub, 2020.

ZORZIN, J. et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, v. 31, n. 3, p. 293–301, mar. 2015.