

Stella Sueli Lourenço Braga

**Efeito da microcirculação pulpar
simulada e fontes fotoativadoras
na geração de calor na câmara
pulpar durante restaurações bulk
fill**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Odontologia.
Área de concentração: Clínica Odontológica
Integrada

Uberlândia, 2017

Stella Sueli Lourenço Braga

Efeito da microcirculação pulpar simulada e fontes fotoativadoras na geração de calor na câmara pulpar durante restaurações bulk fill

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof^ª. Dr^ª. Gisele Rodrigues da Silva

Prof. Dr. André Luis Faria e Silva

Uberlândia, 2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

B813e
2017 Braga, Stella Sueli Lourenço, 1992
 Efeito da microcirculação pulpar simulada e fontes fotoativadoras na
 geração de calor na câmara pulpar durante restaurações bulk fill / Stella
 Sueli Lourenço Braga. - 2017.
 69 p. : il.

 Orientador: Carlos José Soares.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
 Inclui bibliografia.

 1. Odontologia - Teses. 2. Resinas compostas (Odontologia) - Teses.
 3. Restauração (Odontologia) - Teses. I. Soares, Carlos José. II.
 Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
 Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico n°311 – COPOD

Data: 14/02/2017

Discente: Stella Suelli Lourenço Braga Matrícula: 11512ODO019

Título do Trabalho: Efeito da microcirculação pulpar e fontes fotoativadoras na geração de calor pulpar em restaurações bulk fill.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia.

As oito horas do dia **quatorze de fevereiro ano de 2017** no Anfiteatro Bloco 4L, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2017, assim composta: Professores Doutores: Gisele Rodrigues da Silva (UFU); André Luis Faria e Silva (UFS); e Carlos José Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) Stella Suelli Lourenço Braga.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Carlos José Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.


A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores(as), que passaram a arguir o (a) candidato (a). Após a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

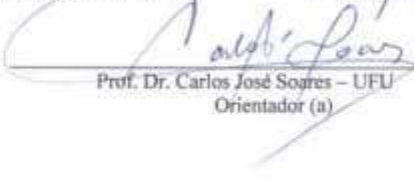
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 50 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof.ª Dra. Gisele Rodrigues da Silva – UFU


Prof. Dr. André Luis Faria e Silva – UFS


Prof. Dr. Carlos José Soares – UFU
Orientador (a)

DEDICATÓRIA

A Deus,

Pelo dom da vida, pelas graças recebidas, sabedoria e discernimento concedidos para a escolha dos melhores caminhos e oportunidades, sempre no caminho do amor e da fé.

Aos meus pais, Clóvis (*in memoriam*) e Sônia,

Os grandes amores da minha vida, principais incentivadores e responsáveis por tudo que sou, dedico a vocês todas as minhas vitórias! Agradeço toda a dedicação que sempre tiveram, fazendo dos meus sonhos os seus, nunca poupando esforços para que eu evoluísse. Meus grandes exemplos de força, caráter e dignidade! Sempre presentes a cada passo, seja fisicamente, em pensamentos ou lembranças. De vocês nunca me faltou amor, apoio ou estímulo, levo comigo todos os ensinamentos e me encho de vida a cada retorno, minha mãe. Tudo o que faço é para ser ao menos um pouco do que vocês são para mim. Como tenho orgulho de ser filha de vocês! Eu amo vocês!

Ao meu irmão, Paulo Henrique,

Meu melhor amigo e companheiro de jornada, o melhor que eu poderia ter! Dedico a você também este trabalho. Pelo seu incansável apoio e torcida, por todo o carinho e amor que sempre me ofereceu! Estou aqui por você e você por mim, e assim seguiremos até o fim. Amo você!

À minha avó Vitória, tios, padrinhos, primos e afilhados,

Muito obrigada por todas as orações, carinho, torcida, momentos felizes que me proporcionaram e compreensão de minha ausência quando não pude estar presente! Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

Ao professor e orientador Carlos José Soares,

Os meus sinceros agradecimentos por me permitir ser sua orientada e aprender com o senhor. Serei eternamente grata por toda a atenção, prontidão, carinho e paciência que sempre teve para me ajudar. Para mim o senhor é um exemplo de pessoa e profissional, sua bondade e altruísmo são admiráveis, nasceu com o dom para o que faz, e demonstrando a paixão pelo que faz, motiva a todos a sua volta a seguirem seus exemplos. Agradeço por todas as oportunidades, ensinamentos e confiança nestes anos, é um grande prazer ser sua orientada e espero conseguir retribuir a altura tamanho ato de bondade! Agradeço também por abrir as portas de sua casa e me permitir conviver com sua família, Priscilla e Bruna, que fazem da família BIOAR sua família também. Muito obrigada!

A professora Gisele Rodrigues da Silva,

Há sete anos você me estendeu a mão e me apresentou um novo caminho a seguir. Neste caminho, durante quatro anos e meio de orientação, me ofereceu muitas oportunidades, as quais abracei, pois sempre foi um prazer trabalhar com você! Entre monitorias, iniciações científicas e projetos de extensão, foi despertado em mim o interesse pela área acadêmica e você foi fundamental nisto! Muito obrigada por todos os ensinamentos, atenção, oportunidades, prontidão e amizade, ficaram em mim lições que extrapolam os muros da faculdade. Sua determinação, inteligência e doçura são admiráveis! Conte sempre comigo! Serei eternamente grata!

Aos professores, Aline Arêdes Bicalho e Crisnicaw Veríssimo,

Muito obrigada a vocês por tudo que me ensinaram e ajudaram nestes anos, sempre tão atenciosos e alegres. Obrigada pela amizade de vocês e pelos

bons momentos que vivemos juntos e com certeza, viveremos muitos outros. A alegria e o coração gigante que vocês têm transbordam, são pessoas iluminadas! Vocês são para mim, exemplos de profissionais a serem seguidos e, com certeza, tem um futuro brilhante pela frente, por tamanha competência que tem!

Aos autores e colaboradores desta pesquisa,

Muito obrigada pela oportunidade de conviver e aprender com profissionais tão competentes e por toda a paciência, auxílio e atenção para realização deste estudo, vocês foram essenciais! Contem sempre comigo!

Aos membros da banca de qualificação, Prof^a. Aline, Prof^a. Samara e pós-doutorando Tales,

Muito obrigada pela disponibilidade, atenção e pela importante discussão que tivemos, foram valiosas as contribuições feitas para melhoria deste trabalho.

Aos professores da Área de Dentística e Materiais Odontológicos da UFU,

Agradeço a todos, pelos conhecimentos transmitidos, exemplos e amizade. Para mim é um prazer aprender e conviver com profissionais que tanto admiro, vocês foram os responsáveis por minha formação como cirurgiã-dentista e são inspiração para trilhar o caminho que escolhi!

Aos professores das demais áreas da Odontologia,

Obrigada a todos os mestres, que de alguma forma contribuíram para o meu crescimento, admiro todos! Obrigada ao professor Alfredo, por compartilhar conosco experiências e nos transmitir importantes lições as quais levarei para toda a vida. Às professoras Priscilla e Camilla, meu carinho por vocês é enorme e aprendo mais e mais a cada clínica de Trauma e Hebiatria com vocês, muito obrigada! Aos professores Márcio Teixeira e Luiz Carlos, por tão importantes ensinamentos e convívio, admiro-os muito.

Aos alunos de iniciação científica e graduação,

Agradeço a todos que de alguma forma contribuíram, em especial a Mariana, agradeço pela oportunidade de auxiliar e colaborar nos trabalhos de iniciação científica, a experiência de ensinar traz grandes lições a quem ensina, as quais para sempre me lembrarei e sou grata. Muito obrigada!

À família BIAOR (Grupo de Pesquisa de Biomecânica aplicada a Odontologia Restauradora),

Agradeço a todos os professores, alunos de doutorado, mestrado e graduação do grupo, vocês se tornaram uma família para mim e agradeço a todos cada bom momento, apoio e a ajuda quando precisei. Tenho a certeza que construímos grandes amizades! Desejo muito sucesso a todos!

Aos novos e antigos amigos,

Muito obrigada aos amigos de infância e adolescência, aos amigos de graduação e aos amigos da pós-graduação, por me proporcionarem bons momentos, comemorarem comigo minhas vitórias e a me ampararem nos

momentos difíceis. Tenho a convicção de que as amizades são os bens mais valiosos que conquistamos durante nossas vidas e agradeço muito a Deus por todos vocês!

Aos amigos, Laís e Rafael,

Vivemos toda esta fase juntos e começaremos outra juntos também! Vocês são essenciais na minha vida! Agradeço imensamente pelo companheirismo em qualquer situação, pelo apoio mútuo, pelos sorrisos e abraços acolhedores. Parabênz pelo brilhante caminho que trilharam e desejo todo o sucesso a vocês! Muito obrigada!

Aos funcionários da UFU, em especial Graça, Brenda, John Douglas, Eliete, Sr. Advaldo e Camila,

Muito obrigada pelo auxílio, pela amizade, atenção e carinho que sempre tiveram comigo, não poupando esforços para ajudar-me. Vocês estão guardados em meu coração!

À Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia (FOUFU) e Hospital Odontológico,

Há sete anos faço parte desta instituição, me orgulho e sou grata a tudo que ela me trouxe. Será uma honra continuar trabalhando aqui e por onde quer que eu vá, levarei esta instituição em meu coração.

Ao CPbio (Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular),

Pelo completo espaço físico e infra-estrutura, na qual foi realizado todo o trabalho.

À ODEME,

Por importante parceria para desenvolvimento do equipamento de simulação de fluxo e pressão pulpar e por toda a atenção durante todo o desenvolvimento e teste, que possamos desenvolver mais parcerias juntos!

Ao CNPq,

Pelo apoio financeiro, por meio da bolsa de mestrado, durante os dois anos de pós- graduação.

EPÍGRAFE

“Nem tão longe que eu não possa ver,
Nem tão perto que eu possa tocar,
Nem tão longe que eu não possa crer,
Que um dia chego lá! ”
(Humberto Gessinger)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO	18
2. PROPOSIÇÃO	22
3. MATERIAL E MÉTODOS	24
4. RESULTADOS	41
5. DISCUSSÃO	50
6. CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	58
ANEXOS	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MARC-RC – Análise de espectrofotometria de emissão (MARC Resin Calibrator)

FTIR – Análise de espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier

LED – Diodo emissor de luz

mW/cm² - Unidade de irradiância (miliwatts por centímetro quadrado)

mW/cm²/nm – Unidade de emissão espectral (miliwatts por centímetro quadrado por nanometro)

J/cm² - Unidade de densidade de energia radiante (Joules por centímetro quadrado)

mW – Potência radiante

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

cm² - Unidade de área (centímetro quadrado)

°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)

Nº - Número

ATR – Reflectância total atenuada

DTGS – Detector de sulfato de triglicina deuterada

MIR – Infravermelho médio

DC – Grau de conversão

P - Polimerizado

NP – Não polimerizado

p - Probabilidade

Hz – Unidade de frequência (Hertz)

s – Unidade de tempo (segundos)

% - Porcentagem

et al. - E colaboradores

RESUMO

Avaliou-se o efeito da fonte fotoativadora e da microcirculação pulpar simulada, na geração de calor na câmara pulpar sob restaurações de resinas compostas inseridas em incremento único. As fontes fotoativadoras (Bluephase G2, Ivoclar e VALO Cordless, Ultradent) foram caracterizadas quanto à irradiância e ao espectro de emissão utilizando MARC Resin Calibrator (MARC-RC, BlueLight) em diferentes condições experimentais. A potência radiante foi caracterizada utilizando medidor de potência de laboratório a *laser*. O grau de conversão foi avaliado, utilizando FTIR, para avaliar a polimerização no topo e na base das amostras de resina composta. Para mensuração da temperatura pulpar, 40 molares humanos receberam preparo oclusal plano resultando em aproximadamente 2 mm de dentina remanescente. As restaurações foram realizadas com sistema adesivo auto-condicionante (Clear Fil SE Bond, Kuraray) e resina composta bulk fill, fluida (SDR, Dentsply) ou de viscosidade regular (AURA, SDI). A temperatura da câmara pulpar foi medida utilizando termopar tipo-J na presença ou ausência de microcirculação pulpar. O pico máximo de aumento de temperatura durante a fotoativação do sistema adesivo e da resina composta foram obtidos. Os dados foram analisados utilizando o teste *t*-Student, Análise de Variância em 2 e 3 fatores, todos os testes empregando $\alpha=0,05$. A irradiância e a potência radiante emitidas pelas fontes fotoativadoras foram maiores sem interposição de dentina/ resina e menores através de 3 mm de resina composta sobrepondo 2 mm de dentina. Em geral, Bluephase G2 obteve maior irradiância e potência radiante que o VALO Cordless. As resinas compostas, as fontes fotoativadoras e a região avaliada influenciaram o grau de conversão, porém em todas as combinações o grau de conversão no topo e na base atingiram valores que confirmam a polimerização dos materiais testados. A simulação da microcirculação pulpar reduziu significativamente o aumento de temperatura na câmara pulpar. O aumento de temperatura mais elevado ocorreu na fotoativação durante o sistema adesivo. O VALO Cordless resultou em menor variação de temperatura durante a ativação do sistema adesivo somente sem simulação de microcirculação pulpar. A resina SDR permite maior transmissão de luz e alcançou maior grau de conversão do que a AURA. O aumento de

temperatura é menor para a fotoativação das resinas bulk fill do que do sistema adesivo. O ponto crítico no aumento de temperatura está na fotoativação do sistema adesivo, sendo que a presença de microcirculação pulpar afeta os resultados.

Palavras chave: fontes fotoativadoras LED, sistema adesivo, resinas compostas, câmara pulpar, temperatura.

ABSTRACT

We evaluated the effect of light curing units (LCUs) and presence of pulpal microcirculation, on pulp chamber temperature changes used by light activation of adhesive system and bulk fill composites used to restore molar teeth. The LCUs (Bluephase G2, Ivoclar and VALO Cordless, Ultradent) were characterized regarding their irradiance and emission spectrum using MARC resin calibrator under different experimental conditions. The radiant power was characterized using laser powermeter. The degree of conversion (DC) achieved on the top and bottom of the bulk fill composite resin was assessed using FTIR. The occlusal face of forty human molars were flattened until left 2.0mm of remaining dentin. Restorations were built up using self-etching adhesive system (ClearFil SE Bond, Kuraray) and bulk fill composite resin, a flowable (SDR, Dentsply) or regular viscosity (AURA, SDI). The pulp chamber temperature was measured using J-type thermocouple with or without pulpal microcirculation simulation. The maximum temperature rise during the light activation of the adhesive system and composite resin were recorded. Data were analyzed using *t*-Student test, two-way and three-way ANOVA, all analyses considered $\alpha = 0.05$. The irradiance and radiant power emitted by LCUs was without any material interposed to top sensor and lowest when through the 3.0 mm of composite resin over 2.0mm of dentin. In general, Bluephase G2 had higher irradiance and radiant power than VALO Cordless. Composite resin, LCU, and the region affected the DC. Pulpal microcirculation simulation significantly the temperature rise. The highest temperature was found for light activation of by adhesive system. VALO Cordless resulted on lower temperature change during activation of adhesive system only in absence of pulpal microcirculation simulation. Therefore, pulpal microcirculation simulation can dissipated the heat, resulting in lower temperature changes. SDR allows more light transmission and achieved higher DC than AURA. The temperature rise was lower for light activation of bulk fill composite resins than when adhesive systems was used. The clinical relevance is the use pulpal microcirculation simulation is important in heat generation by light curing units and bulk fill resins, while the critical point in the increase in temperature is related to the light activation of adhesive system.

Keywords: LED dental curing lights, dental adhesive, composite resins, pulp chamber, temperature.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

As resinas compostas têm sido amplamente utilizadas na Odontologia restauradora há muitos anos e apresentam boa longevidade clínica (Heintze *et al.*, 2012). No entanto, sensibilidade pós-operatória é comumente observada, a qual está associada com estímulos térmicos, osmóticos e mecânicos, os quais provocam rápido fluxo de fluido para fora dos túbulos dentinários (Swift, 2004, Linsuwanont *et al.*, 2008). A polpa dentária saudável é importante na manutenção da integridade dentária. No entanto, vários fatores podem afetar a saúde da polpa, como o aumento da temperatura pulpar (Zach & Cohen, 1965). O aquecimento da polpa é uma preocupação importante nos tratamentos odontológicos, podendo causar danos irreversíveis à polpa (Kim *et al.*, 2002).

Em vários procedimentos odontológicos, o calor pode ser gerado ou transferido para o complexo dentino-pulpar durante, por exemplo, o acabamento e polimento de resinas compostas, no preparo da dentina utilizando brocas rotatórias, durante os clareamentos que utilizam fontes de luz ou pela utilização de fontes fotoativadoras para ativar materiais resinosos (Kodonas *et al.*, 2009a, Kodonas *et al.*, 2009b). O aumento da temperatura pulpar também pode estar relacionado a duração da exposição à luz (Mouhat *et al.*, 2016), a espessura da dentina remanescente (Yazici *et al.*, 2006), a fonte fotoativadora (Choi *et al.*, 2014), e a cor da resina composta (Al-Qudah *et al.*, 2007).

A polimerização das resinas compostas ativadas pela luz provoca tanto reação exotérmica, como também absorção de energia luminosa durante a irradiação (Al-Qudah *et al.*, 2007; Leprince *et al.*, 2010; Shortall *et al.*, 2013). O aumento de temperatura intrapulpar é maior quando se utiliza fontes fotoativadoras de alta intensidade (Choi *et al.*, 2014). É possível que níveis de calor excessivos sejam gerados durante a fotoativação, o que poderia danificar a polpa (Zach & Cohen, 1965, Baldissara *et al.*, 1997). Este aumento da temperatura de reação também é correlacionado com a expansão das resinas compostas (Alnazzawi *et al.*, 2012).

O calor gerado durante a fotoativação de compósitos restauradores depende do tipo de fonte de luz, do tipo de compósito e do substrato usado no experimento (Balestrino *et al.*, 2016). É também influenciada pela composição do material, propriedades de transmissão de luz, reação exotérmica de resinas compostas, intensidade de luz, profundidade da cavidade e duração da exposição à luz (Guiraldo *et al.*, 2008). As resinas compostas de tons escuros geram menores aumentos iniciais de temperatura (Al-Qudah *et al.*, 2007). Recente estudo demonstrou que resinas compostas bulk fill exibem aumentos de temperatura maiores do que resinas compostas de técnica incremental (Kim *et al.*, 2015).

O movimento do fluido nos túbulos dentinários, a microcirculação pulpar, as alterações de fluxo sanguíneo da polpa devido à estimulação do sistema nervoso pulpar, também podem ser fatores que influenciam o comportamento por estímulos térmicos *in vivo* (Raab, 1992). A circulação sanguínea é o principal sistema regulador para a distribuição de calor nos dentes, sendo suficiente para dissipar o calor transferido por estímulos térmicos externos ao complexo dentino-pulpar (Raab, 1992). Assim, para a realização dos ensaios laboratoriais as condições *in vivo* devem ser simuladas. A microcirculação pulpar pode dissipar o calor interno gerado no dente (Kodonas *et al.*, 2009a). Há estudos que utilizam dentes posicionados dentro de um recipiente contendo água a 37 °C, simulando apenas pressão pulpar (Feitosa *et al.*, 2014, Mouhat *et al.*, 2016). Por outro lado, a simulação da microcirculação pulpar por fluxo constante de água a 37 °C dentro da câmara pulpar vazia, resulta em maior correspondência clínica do que estudos realizados sem fluxo de água, cuja ausência reduz a possibilidade de dissipação do calor intrapulpar (Kodonas *et al.*, 2009b).

Poucos estudos avaliaram o aumento da temperatura com a simulação de microcirculação pulpar (fluxo e pressão pulpar), principalmente desenvolvendo ou utilizando um sistema reprodutível. Portanto, tornam-se necessários estudos que avaliem o efeito da simulação de microcirculação pulpar, pelo desenvolvimento de equipamento para simulação de fluxo e pressão

pulpar e que avaliem resinas bulk fill de diferentes viscosidades e fontes fotoativadoras no calor gerado na câmara pulpar pela fotoativação.

PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

2.1. Objetivo geral

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar o efeito da simulação de microcirculação pulpar e o tipo de resinas compostas bulk fill e fonte fotoativadora na geração de calor na câmara pulpar pela fotoativação do sistema adesivo e em cavidades profundas com preparo oclusal plano em dentes molares.

2.2. Objetivos específicos

- 1) Desenvolver equipamento de microcirculação pulpar simulada.
- 2) Avaliar o efeito na geração de calor na câmara pulpar, da simulação de microcirculação pulpar e das fontes fotoativadoras.
- 2) Avaliar a alteração de irradiância e potência radiante através da dentina e das resinas bulk fill e associar a temperatura.

MATERIAL E MÉTODOS

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Delineamento experimental:

1. *Unidades experimentais:* amostras de resinas e molares superiores com preparo planos na superfície oclusal.
2. *Variáveis respostas e respectivos fatores em estudo:*
 - A) Irradiância (mW/cm^2): fonte fotoativadora (em 2 níveis); e condições experimentais (em 6 níveis);
 - B) Potência radiante (mW): fontes fotoativadoras (em 2 níveis) e condições experimentais (em 4 níveis);
 - C) Grau de conversão (%): resina composta bulk fill (em 2 níveis), fonte fotoativadora (em 2 níveis); e região da amostra (em 2 níveis);
 - D) Espessura de dentina remanescente (mm): resina composta bulk fill (em 2 níveis);
 - E) Temperatura pulpar ($^{\circ}\text{C}$): resina composta bulk fill (em 2 níveis); fontes fotoativadoras (em 2 níveis); e microcirculação pulpar (em 2 níveis).
3. *Método de análise:*
 - A) análise por espectrofotometria de emissão;
 - B) medidor de potência de laboratório a *laser*;
 - C) análise por espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR);
 - D) radiografia periapical;
 - E) análise de temperatura por termopar acoplado a equipamento de simulação de microcirculação pulpar.
4. *Forma de análise dos dados:*
 - A e B) Análise de variância em dois fatores foi utilizada para os dados de irradiância e potência. Os espectros de emissão de luz foram analisados qualitativamente;
 - C) Análise de variância em três fatores foram utilizados para comparar dados de grau de conversão;
 - D) Para comparar a espessura de dentina foi utilizado teste *t*-Student;
 - E) Análise de variância em dois fatores foi utilizada para comparar os dados de aumento de temperatura durante a fotoativação do sistema adesivo.

Análise de variância em três fatores foi utilizada para comparar os dados de aumento de temperatura durante a fotoativação da resina composta. O teste pareado *t*-Student foi utilizado para comparar o aumento de temperatura para todas as condições experimentais.

3.2. Grupos experimentais

Foram utilizadas neste estudo duas fontes fotoativadoras multi-pico Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e VALO Cordless (Ultradent, South Jordan, UT, EUA), utilizada no modo padrão de fotoativação, e duas resinas compostas bulk fill com viscosidades diferentes, sendo uma fluida: SDR, SureFil SDR flow (Dentsply, Konstanz, BW, Alemanha) e de viscosidade regular: AURA, Aura (SDI, Bayswater, Perth, Austrália). As características das fontes fotoativadoras estão descritas na Tabela 1 e as resinas e suas composições estão listados na Tabela 2. Inicialmente, as unidades de fotoativação foram caracterizadas quanto à irradiância e espectro de emissão utilizando espectrofotometria de emissão MARC Resin Calibrator (MARC-RC) e a potência usando o medidor de potência de laboratório a *laser*. Quarenta molares superiores humanos receberam preparo oclusal plano padronizados, restando 2,0 mm de dentina remanescente a partir do centro da câmara pulpar. As restaurações foram feitas usando o sistema adesivo auto-condicionante (ClearFil SE Bond, Kuraray, Tóquio, Japão) associado com as resinas compostas. Durante a fotoativação do sistema adesivo e da resina composta, a temperatura pulpar foi medida utilizando termopar inserido na câmara pulpar com presença ou ausência de microcirculação pulpar.

Tabela 1. Características das fontes fotoativadoras testadas.

Fontes fotoativadoras	VALO Cordless	Bluephase G2
Irradiância (mW/cm ²)	1297,9 (3,3)	1393,8 (4,5)
Comprimento de onda (nm)	395 – 480	385 – 515
Potência radiante (mW)	529,4 (1,5)	756,4 (3,4)
Diâmetro interno da ponta (mm)	9,6	8,4
Área da ponta (cm ²)	0,72	0,55
Fabricante	Ultradent, South Jordan, UT, EUA	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Tabela 2. Composição dos materiais testados no estudo (informações provenientes dos respectivos fabricantes)

Resina composta	Wt%	Vol%	Tipo de carga	Matriz	Fabricante
AURA	81	65	Sílica, vidro de boro, alumínio silicato.	BisEMA, UDMA, TEGDMA.	SDI (Bayswater, Austrália)
SDR	68	44	Vidros de boro, flúor, alumínio silicato e vidro de estrôncio, alumínio flúor silicato.	UDMA modificado, dimetacrilato e diluentes difuncionais.	Dentsply (Konstanz, Alemanha)

3.3. Irradiância e espectro de emissão

A irradiância (mW/cm^2), espectro de emissão ($\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$) e exposição radiante (J/cm^2) das unidades de fotoativação foram mensurados utilizando MARC Resin Calibrator (MARC-RC, BlueLight Analytics, Halifax, NS, Canadá) (Figura 1A). As medidas foram registradas ($n=5$) em diferentes condições experimentais: Controle; 2,0 mm de dentina; 3,0 mm de cada resina composta; 2,0 mm de dentina com 3,0 mm de cada resina composta, conforme descrição a seguir:

Controle: A irradiância máxima das fontes fotoativadoras foi determinada colocando a ponta das fontes sobre o sensor de topo no equipamento MARC-RC, a ponta foi ajustada a 0 mm do sensor (Figura 2A).

2,0 mm de dentina: Para determinar a irradiância e espectro de emissão através da dentina que atingia a câmara pulpar (Figura 2B), um molar superior humano foi seccionado usando disco de diamante em baixa velocidade (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) sob arrefecimento com água, obtendo-se uma fatia de 2,0 mm de espessura de dentina na região correspondente ao teto da câmara pulpar, abaixo do preparo oclusal plano. A fatia de amostra de dentina de 2,0 mm foi colocada diretamente sobre a superfície do sensor de base do equipamento MARC-RC e então foi realizada a ativação da luz. Antes de cada medição, a fatia de dentina foi imersa em água para hidratação.

3,0 mm de resina composta bulk fill: Para determinar a irradiância e o espectro de emissão através de cada resina composta bulk fill (Figura 2C), foi utilizado matriz plástica em formato de anel (Delrin Ring, DuPont, Mississauga, Ontário, Canadá) com orifício de 6,0 mm de diâmetro e profundidade de 3,0 mm, o qual foi preenchido com cada resina composta em um único incremento. Uma fita Mylar (DuPont Teijin Films, Hopewell, VA, EUA) foi colocada sobre o sensor de base do equipamento e também sobre a matriz preenchida com resina composta, a qual foi centralizada sobre o sensor. As fontes fotoativadoras foram utilizadas por 20 segundos para SDR e 40 segundos para AURA.

3,0 mm de resina composta bulk fill sobre 2,0 mm de dentina: Para determinação da irradiância e do espectro de emissão através da resina composta e da dentina pulpar (Figura 2D e 2E), a fatia de amostra de dentina de 2,0 mm foi colocada diretamente sobre a superfície do sensor de base do equipamento, uma tira de Mylar foi colocada sobre a dentina e outra sobre a matriz preenchida com cada resina composta, a qual foi colocada sobre a fatia de dentina e a fotoativação foi realizada seguindo as recomendações do fabricante.

Para todas as condições testadas, um operador treinado realizou todas as exposições à luz, seguindo as diretrizes (Bhatt *et al.*, 2015) para a técnica de fotoativação e estabilizando a ponta da fonte fotoativadora o mais próximo possível da superfície durante o tempo de fotoativação com uma garra ajustável. O software MARC calculou para cada medida o valor de irradiância médio (mW/cm^2) e espectro de emissão ($\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$) recebidos pelos sensores.

3.4. Área da ponta da fonte fotoativadora e potência radiante

Para calcular o diâmetro da ponta ativa das fontes de luz, as pontas das fontes Bluephase G2 e VALO Cordless foram fotografadas. O diâmetro externo da ponta luminosa foi medido utilizando paquímetro digital (Mitutoyo CD15, Mitutoyo Co, Kawasaki, Japão). Foi utilizado o software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA) para mensuração do diâmetro interno. Utilizando-se a fotografia digital da ponta da fonte fotoativadora, a escala da imagem foi ajustada pela medida obtida de diâmetro externo, possibilitando a obtenção do diâmetro interno pelo software ao traçar uma linha sobre a superfície interna da ponta. A área foi calculada a partir do raio interno da ponta de luz.

A potência radiante (mW) das fontes fotoativadoras foi medida usando um medidor de potência de laboratório a *laser* FieldMate com um sensor PowerMax PM 10 (Coherent Inc., Santa Clara, CA, EUA) (Figura 1B). As baterias foram totalmente carregadas para todas as medições e as fontes fotoativadoras foram estabilizadas por uma garra ajustável. As medidas de potência radiante foram tomadas em três condições ($n = 5$): Controle; 2,0 mm de dentina; e 2,0 mm de dentina e 3,0 mm de cada resina composta, conforme descrição a seguir:

Controle: a ponta da fonte fotoativadora foi posicionada o mais próximo possível da abertura do medidor de potência sem tocar e foi exposta durante 20 segundos (Figura 2G). Os primeiros segundos foram desconsiderados para remover qualquer pico na saída das luzes nos primeiros segundos em que a fonte era ativada. Foram utilizadas as médias de valores no vigésimo segundo de fotoativação.

2,0 mm de dentina: para determinar o quanto de potência da luz atinge a câmara pulpar quando o sistema adesivo é fotoativado. Foi utilizada barreira de 1,0 mm de espessura, a qual cobriu a abertura do medidor de potência e bloqueia a passagem de luz da fonte fotoativadora. Nesta barreira foi feita uma abertura semelhante à restauração (5 x 5 mm). A fatia de dentina foi fixada na barreira sobre a abertura preparada e o conjunto foi colocado entre a fonte fotoativadora e o medidor de potência (Figura 2H). As pontas das fontes fotoativadoras foram posicionadas o mais próximo possível da dentina sem tocar e foi exposta à luz durante 20 segundos.

3,0 mm de cada resina composta sobre 2,0 mm de dentina: para determinar o quanto de potência da luz que atinge a câmara pulpar quando as resinas compostas bulk fill são fotoativadas (Figura 2F e 2I), a matriz em formato de anel de plástico, de 3,0 mm de espessura, foi preenchida com cada resina composta bulk fill e assim, a fatia de amostra de dentina de 2,0 mm foi colocada como descrito anteriormente. Colocou-se tiras de Mylar sobre a dentina e sobre a matriz preenchida com cada resina composta e estas foram posicionadas sobre o corte de dentina. A outra tira de Mylar foi colocada sobre o topo da amostra de resina e fotoativadas seguindo as recomendações do fabricante.

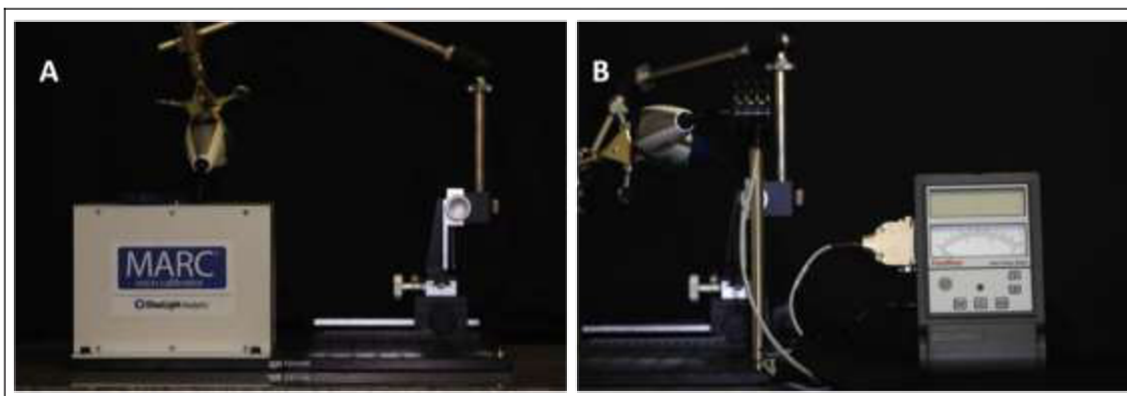


Figura 1. Equipamentos para caracterização das fontes fotoativadoras. A- MARC Resin Calibrator para análise de irradiância e espectro de emissão, B- medidor de potência de laboratório a *laser* FieldMate.

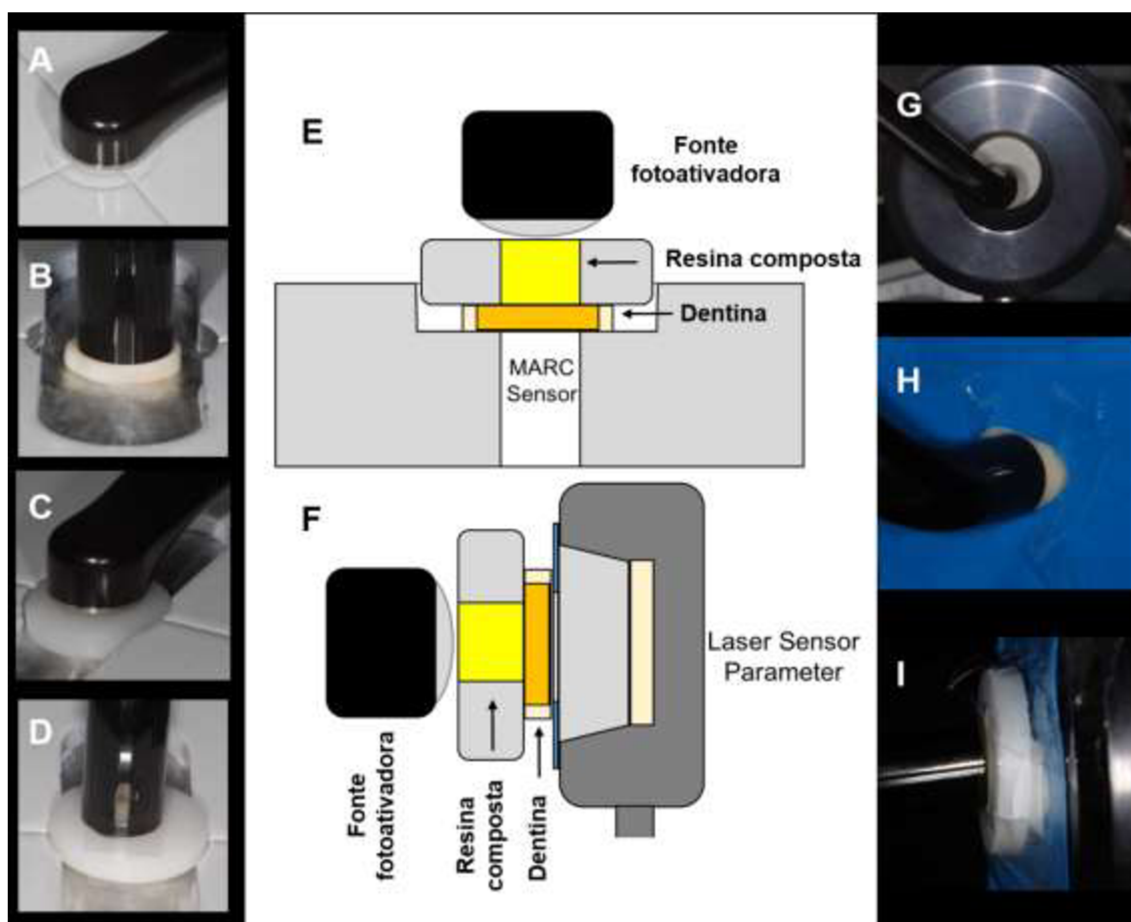


Figura 2. Mensuração da irradiância- mW/cm^2 e espectro de emissão- $\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$ (A a E) e potência radiante (F a I) do desempenho das fontes

fotoativadoras em diferentes condições experimentais; A. VALO Cordless sobre o sensor de topo do MARC; B. Bluephase G2 sobre 2,0 mm de espessura de dentina sobre o sensor de base do MARC; C. VALO Cordless sobre 3,0 mm de resina composta bulk fill e 2,0 mm de dentina sobre o sensor de topo do MARC; D. Bluephase G2 sobre 3,0 mm de resina composta bulk fill e 2,0 mm de espessura de dentina sobre o sensor de base do MARC; E. Diagrama esquemático de medição usando os sistema MARC; F. Diagrama esquemático de medição utilizando medidor de potência de laboratório a *laser*; G. Bluephase G2 sobre o sensor de medição de potência a *laser*; H. Bluephase G2 sobre 2,0 mm de espessura de dentina sobre o sensor de medição de potência a *laser*; I. Bluephase G2 sobre 3,0 mm de resinas composta bulk fill e 2,0 mm de espessura de dentina sobre o sensor de medição de potência a *laser*.

3.5. Grau de conversão das resinas compostas

O grau de conversão no topo e na base das amostras de resina composta bulk fill preparadas anteriormente no MARC-RC ($n = 5$) foi avaliado após 24 horas (Figura 3). As amostras foram preparadas em sala escura e com luminosidade proveniente de lâmpadas amarelas, as quais não interferem na reação de polimerização. Foram identificadas e armazenadas em recipiente a seco, em estufa a 37°C, protegidas de luminosidade. O grau de conversão foi avaliado utilizando FTIR (Vertex 70, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Alemanha) com elemento acoplado de reflectância total atenuada (ATR), infravermelho médio (MIR) e detector de sulfato de triglicina deuterada (DTGS) (Bruker Optik). Os espectros foram obtidos entre os modos vibracionais de absorbância de ligações C=C de cadeias aromáticas (1608 cm^{-1}) e de ligações C=C de cadeias alifáticas (1638 cm^{-1}), com resolução de 4 cm^{-1} e 32 escaneamentos. Todas as análises foram realizadas sob condições controladas de temperatura ($25 \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$) e umidade ($60 \pm 5\%$). O grau de conversão foi calculado a partir das proporções molares equivalentes alifáticas (1638 cm^{-1}) e aromáticas (1608 cm^{-1}) de amostras de resina composta bulk fill polimerizadas (P) e não polimerizadas

(NP). A fórmula para calcular o grau de conversão foi: $DC (\%) = (1 - P / NP) \times 100$.

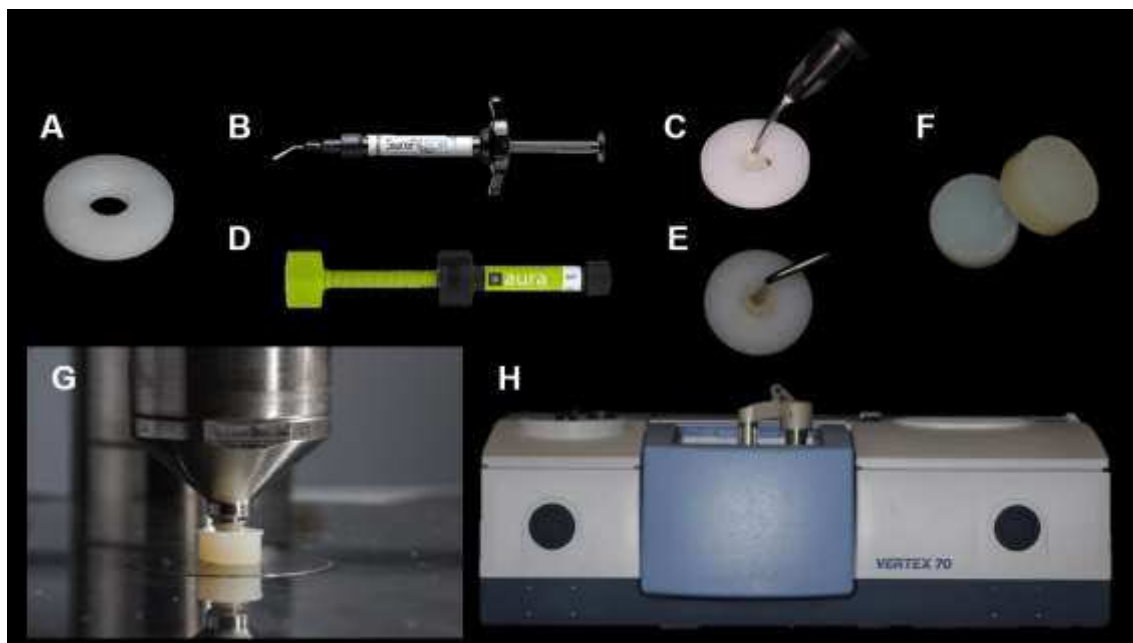


Figura 3. Leitura do grau de conversão das resinas compostas- %; A. Matriz; B. SDR; C. Preenchimento da matriz com resina SDR; D. Resina composta bulk fill AURA; E. Preenchimento da matriz com resina AURA; F. Amostras após a fotoativação no sensor de base do MARC, G. Posicionamento da amostra no espectrofotômetro FTIR; H. Equipamento para leitura do grau de conversão.

3.6. Preparo dos dentes e mensuração da espessura de dentina

Foram utilizados neste estudo quarenta terceiros molares superiores, hígidos, extraídos, com câmara pulpar ampla (dentes jovens), que possuísem duas raízes separadas e divergentes, inclusive dentes com ápice aberto (aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia nº 1.451.872) (Figura 4A). Este critério de inclusão foi definido pela facilidade de inserção de agulhas para entrada e saída de água, permitindo a microcirculação no interior da câmara pulpar. Ao mesmo tempo pela divergência das raízes, permite a perfuração na região de furca para viabilizar a inserção do

termopar. Os ápices das raízes foram seccionados 5,0 mm apicalmente a furca (Figura 4B) para expor o canal radicular e permitir a inserção dos tubos metálicos de 1,2 mm obtidos das agulhas de irrigação (40 x 1,2 18G1 1/2, Embramac, Campinas, SP, Brasil). Depois da limpeza dos canais radiculares realizados com lima endodôntica e irrigação com soro fisiológico, dois tubos metálicos foram inseridos 2 mm nos orifícios do canal radicular, um na raiz palatina e outro na raiz vestibular mantendo 5 mm expostos, e foram fixados usando resina composta (Filtek Z250, 3M-ESPE, St Paul, MN, EUA). A terceira raiz destes molares foi vedada com a mesma resina composta (Figura 4C). Os grupos sem simulação de microcirculação pulpar, após o preparo tiveram todas as raízes seladas com resina composta (Figura 4D). As raízes dentárias foram inseridas em 10 mm de resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil), abaixo da junção cimento-esmalte (Figura 4E e 4F). A câmara pulpar foi acessada manualmente através da furca com ponta diamantada (#1016 HL KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) utilizando peça de mão de alta rotação com irrigação constante, evitando danos na dentina pulpar do topo da câmara pulpar. Para cada dente, foi realizada radiografia (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, EUA) para confirmar a dimensão da coroa e a anatomia da câmara pulpar para orientar o preparo de cavidades planas aproximadamente 2 mm acima da câmara pulpar. O corte da coroa foi feito usando disco de diamante de precisão (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Após o preparo, foi realizada outra radiografia para confirmar a espessura remanescente da dentina (mm) e a posição do termopar. A espessura dentino- pulpar remanescente foi medida usando o software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA) com fotografia digital feita da radiografia (Figura 5). Uma borracha de 2,0 mm foi fixada usando cola de cianoacrilato (Super Bonder Flex Gel, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil) para selar a área na qual o termopar foi posicionado.

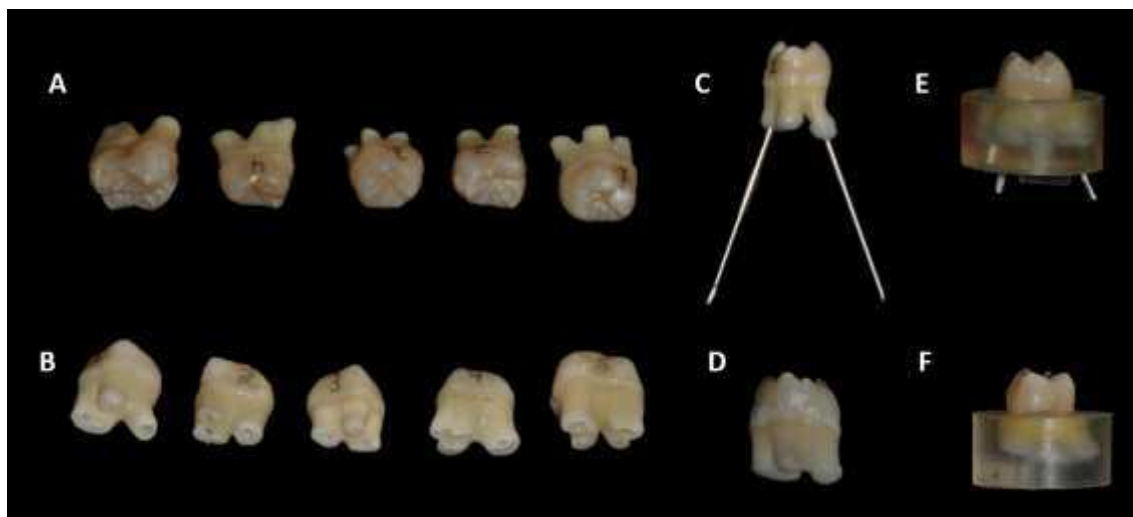


Figura 4. Seleção e preparo das amostras. A. Molares superiores humanos selecionados; B. Raízes cortadas a 5,0 mm da furca; C. Dente com tubos metálicos fixados para circulação do fluido pulpar; D. Dente com raízes vedadas para teste sem simulação de microcirculação pulpar; E. Dente incluído em 10 mm de poliestireno para simulação de microcirculação pulpar; F. Dente incluído para os testes sem microcirculação pulpar.



Figura 5. Radiografias feitas para direcionamento do corte da coroa dentária e para análise da espessura de dentina remanescente no software Image J.

3.7. Mensuração do aumento de temperatura

O termopar foi utilizado para medir a mudança de temperatura produzida dentro da câmara pulpar durante a fotoativação do sistema adesivo auto-condicionante e durante a fotoativação das resinas compostas bulk fill. O termopar tipo J (Ecil Produtos e Sistemas para Medição e Controle Ltda, Piedade, SP) foi inserido na câmara pulpar através da perfuração na região da furca, mantendo contato com a dentina pulpar no topo da câmara pulpar. O termopar tipo J pode capturar variações de temperatura variando de 0 °C a 480 °C. O termopar foi conectado ao equipamento de simulação de microcirculação pulpar desenvolvido pelos autores em parceria com a ODEME (Luzerna, SC, Brasil) e em processo de patente já aceito pelo INPI (Protocolo INPI nº BR 2016 016624 1) (Figura 6A). A temperatura registrada foi transferida para um computador usando software dedicado desenvolvido em conjunto com o

equipamento. Os dados obtidos a 1 Hz, foram gravados em tempo real da fotoativação e expressos graficamente, foi também possível exportá-los para arquivo de Excel.

O equipamento desenvolvido de microcirculação pulpar, simulando fluxo e pressão pulpar, possui bomba peristáltica para controle de fluxo e reservatório com temperatura ajustável e de pressão controlável. A simulação da pressão hidrostática pulpar foi ajustada para 20 cm H₂O (Sauro *et al.*, 2009, Feitosa *et al.*, 2014) no reservatório. O fluxo pulpar foi mantido a 37 °C dentro da câmara pulpar (Kodonas *et al.*, 2009a; Kodonas *et al.*, 2009b), simulado com água destilada, injetada através de tubos metálicos em fluxo de 1,4 ml/min. Dois tubos de polietileno, um para entrada e outro para saída de água destilada, foram conectados aos tubos metálicos dos dentes nos quais a microcirculação foi simulada (Figura 6B).

Os dentes foram divididos em 8 grupos (n= 5), definidos por três fatores de estudo:

1. simulação de microcirculação pulpar: presença ou ausência;
2. fontes fotoativadoras: Bluephase G2 ou VALO Cordless;
3. resinas compostas bulk fill: SDR ou AURA.

O protocolo restaurador (Figura 7) foi realizado com sistema adesivo auto-condicionante (ClearFil SE Bond), seguindo as recomendações do fabricante para todos os grupos. Aplicou-se ativamente o *primer* sobre a superfície da dentina por 10 s, seguido de suave jato de ar, em seguida, aplicou-se o adesivo, foi removido o excesso e fotoativado utilizando uma das fontes durante 20 s com a ponta posicionada o mais próximo da dentina sem que tocasse a mesma. A restauração foi realizada com matriz de impressão de polivinilsiloxano (Express XT, 3M-ESPE, St Paul, EUA) com 5 mm de largura e 3 mm de profundidade posicionada sobre a superfície da dentina. A matriz foi posicionada centralizada sobre a superfície do dente e foi preenchida em incremento único, evitando bolhas, pela utilização de sonda exploradora para resina fluida e condensador de resina para resina regular. As resinas compostas foram fotoativadas como recomendado pelos fabricantes: SDR por 20 s e AURA

por 40 s. A temperatura foi registrada durante todo o processo restaurador e o pico máximo de mudança de temperatura foi calculado em dois momentos: durante a fotoativação do sistema adesivo e da resina composta.

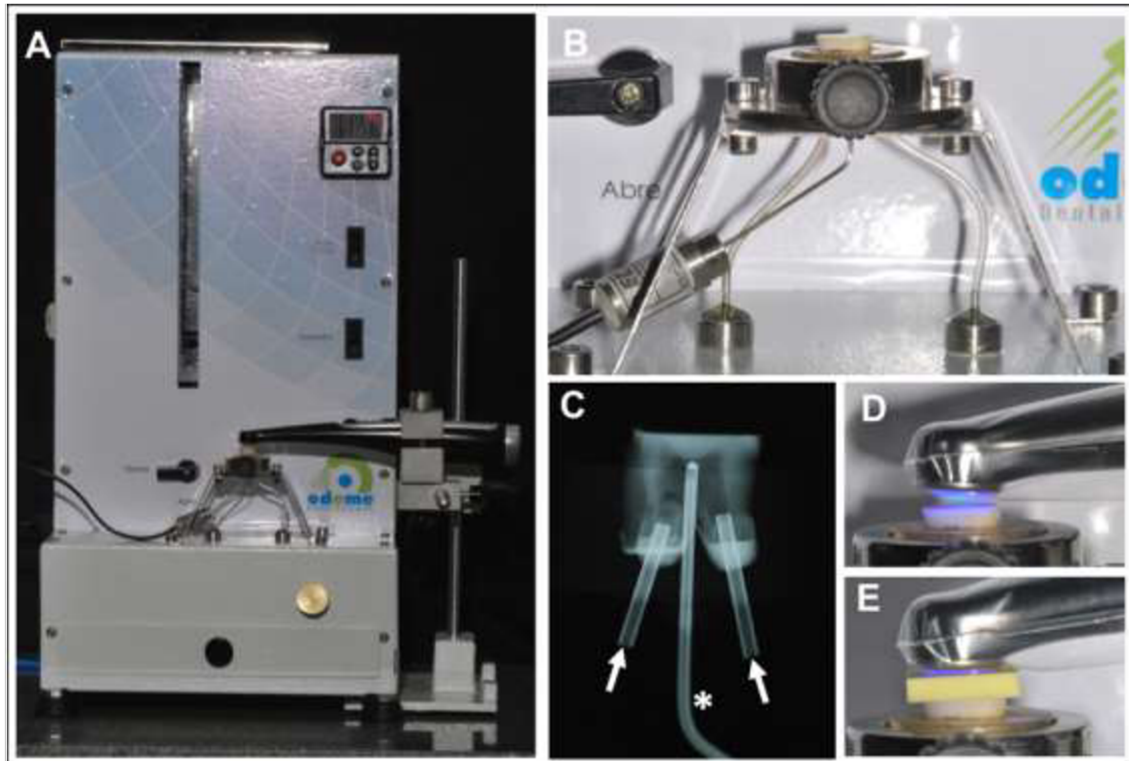


Figura 6. Mensuração da temperatura em condições experimentais; A. Equipamento de simulação de microcirculação pulpar e suporte de fonte fotoativadora; B. suporte de amostras dentárias; C. Radiografia periapical da amostra dentária com dois tubos metálicos e termopar em contato com o topo de dentina do assoalho pulpar, as setas indicam as agulhas e o asterisco indica o termopar; D. VALO Cordless usado na fotoativação do sistema adesivo; E. VALO Cordless usado na fotoativação da resina composta bulk fill inserida utilizando matriz de silicone.

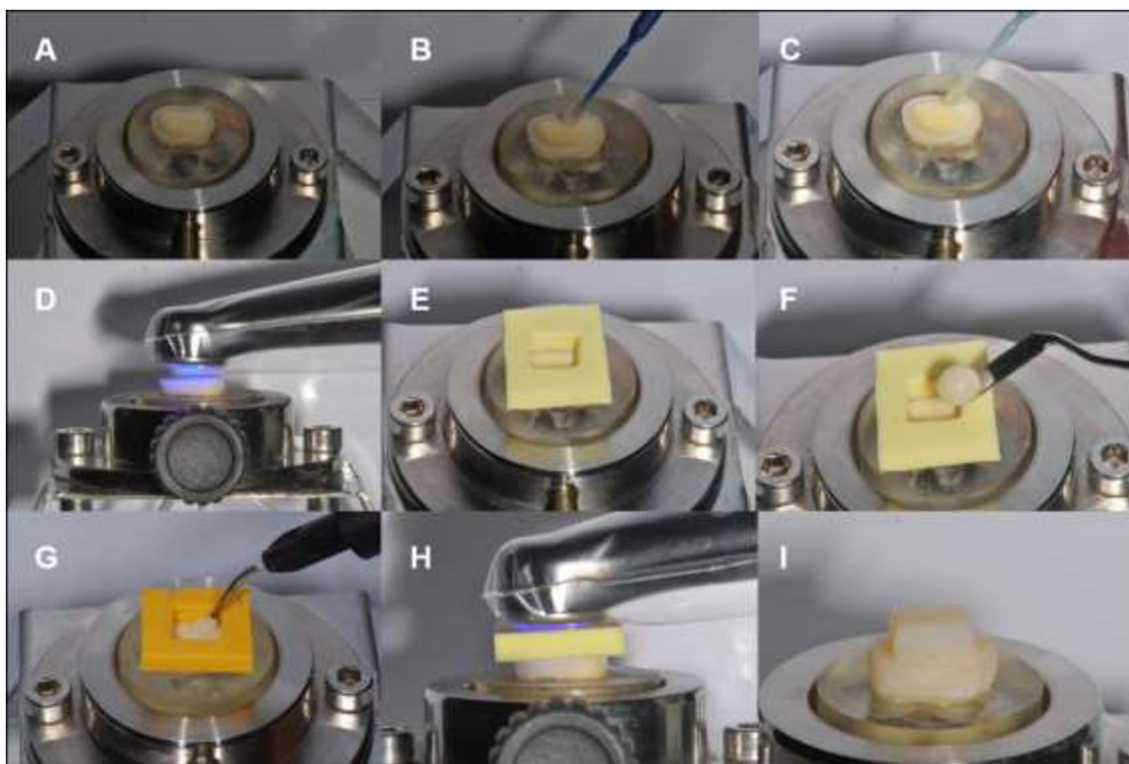


Figura 7. Procedimento restaurador. A. Preparo oclusal plano; B. Aplicação do primer do sistema adesivo; C. Aplicação do adesivo; D. Fotoativação do sistema adesivo; E. Posicionamento da matriz de silicone; F. Inserção da resina bulk fill AURA para os dentes alocados nesse grupo; G. Inserção da resina bulk fill SDR para os dentes alocados nesse grupo; H. Fotoativação da resina composta bulk fill; I. Restauração finalizada.

3.8. Análise estatística

Os dados de espessura da dentina (mm), irradiância máxima (mW/cm^2), potência radiante (mW), grau de conversão da resina composta (%) e temperatura ($^{\circ}\text{C}$) foram testados para distribuição normal (Shapiro-Wilk, $P > 0,05$) e igualdade de variâncias (teste de Levene), seguido de testes estatísticos paramétricos. O teste *t*-Student foi utilizado para comparar a espessura da dentina (mm). Análise de variância em 2 fatores foi usada para comparar o efeito da resina composta, fonte fotoativadora e sua interação para os dados de irradiância e potência radiante. Utilizou-se Análise de variância em 3 fatores para comparar o efeito da resina composta, fonte fotoativadora e região de amostra

nos dados de grau de conversão. Análise de variância em 2 fatores foi utilizada para comparar o efeito da fonte fotoativadora e da simulação da microcirculação pulpar nos dados de aumento de temperatura durante a fotoativação do sistema adesivo. Utilizou-se Análise de variância em 3 fatores para comparar o efeito da resina composta, fonte fotoativadora e simulação da microcirculação pulpar nos dados de aumento de temperatura durante a fotoativação da resina composta. Utilizou-se o teste *t*-Student pareado para comparar o aumento de temperatura durante ambos os momentos, ativação do sistema adesivo e da resina composta, para todas as combinações experimentais. Todos os testes empregaram $\alpha = 0,05$ de nível de significância e todas as análises foram realizadas com o programa estatístico Sigma Plot versão 13.1. Os espectros de emissão da luz foram apresentados qualitativamente.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Espessura de dentina remanescente - mm

A dentina remanescente do assoalho pulpar medida após o preparo (mm) dos dentes alocados aleatoriamente para AURA ($1,89 \pm 0,42$) foi estatisticamente similar ($P = 0,596$) aos dentes alocados para SDR ($1,99 \pm 0,43$). Demonstrando similaridade entre as espessuras alocados nos dois grupos experimentais.

4.2. Irradiância, espectro de emissão e potência radiante das fontes fotoativadoras

A irradiância máxima (mW/cm^2) e os espectros de emissão ($\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$) emitidos para duas fontes fotoativadoras em diferentes posições simulando as condições experimentais são apresentados na Tabela 3 e na Figura 8, respectivamente. A Análise de Variância mostrou efeito significativo na interação entre as fontes fotoativadoras e a condição de medida da irradiância emitida pelas fontes fotoativadoras ($P < 0,001$). A irradiância emitida por fontes fotoativadoras foi significativamente maior quando mais próxima do sensor de topo (controle) e menor quando medida através de 3,0 mm de resina composta e 2,0 mm de dentina. Bluephase G2 teve maior irradiância comparado ao VALO Cordless quando na condição controle ($P < 0,001$), sobre 2,0 mm de dentina ($P < 0,001$), sobre 3,0 mm de AURA ($P < 0,001$) e sobre 3,0 mm de SDR ($P < 0,001$). No entanto, não houve diferença significativa entre as fontes fotoativadoras quando medidas com 3,0 mm de AURA sobre 2,0 mm de dentina ($P = 0,794$) e 3,0 mm de SDR sobre 2,0 mm de dentina ($P = 0,480$).

A potência radiante (mW) emitida para duas fontes fotoativadoras em diferentes posições simulando as condições experimentais são relatadas na Tabela 4. A Análise de Variância mostrou que foi observado efeito significativo para a interação entre fontes fotoativadoras e condição de medição da potência radiante emitida pelas fontes ($P < 0,001$). A potência radiante emitida por fontes fotoativadoras foi significativamente maior na condição controle e menor quando medida através de 3,0 mm de resina composta sobre 2,0 mm de dentina.

Bluephase G2 apresentou maior potência do que VALO Cordless quando medida na condição controle ($P < 0,001$) e sobre 2,0 mm de dentina ($P = 0,005$). Entretanto, não houve diferença significativa entre as fontes fotoativadoras quando medida sobre 3,0 mm de AURA sobre 2,0 mm de dentina ($P = 0,192$) e 3,0 mm de SDR sobre 2,0 mm de dentina ($P = 0,231$).

Tabela 3. Irradiância (mW/cm^2) das fontes fotoativadoras testadas em diferentes condições experimentais e percentual de atenuação em relação ao controle

Fontes fotoativadoras	Controle	Dentina 2.0mm	3.0 mm Aura	3.0 mm SDR	SDR 3.0mm + dentina 2.0 mm	Aura 3.0mm + dentina 2.0 mm
VALO Cordless	1297,9 (3,3) ^{Ab}	237,6 (3,0) ^{Bb} 81,7%	124,2 (3,2) ^{Cb} 90,4%	237,2 (13,5) ^{Db} 81,7%	67,2 (9,6) ^{Ea} 94,8%	37,0 (1,6) ^{Fa} 97,2%
Bluephase G2	1393,8 (4,5) ^{Aa}	290,6 (9,8) ^{Ba} 79,2%	166,0 (7,5) ^{Ca} 88,1%	324,2 (21,7) ^{Da} 76,7%	71,3 (6,1) ^{Ea} 94,9%	38,5 (4,2) ^{Fa} 97,2%

Letras diferentes indicam diferença significativa – letras maiúsculas foram usadas para comparação da condição experimental de medição e letras minúsculas foram usadas para comparação entre fontes ($p < 0,05$).

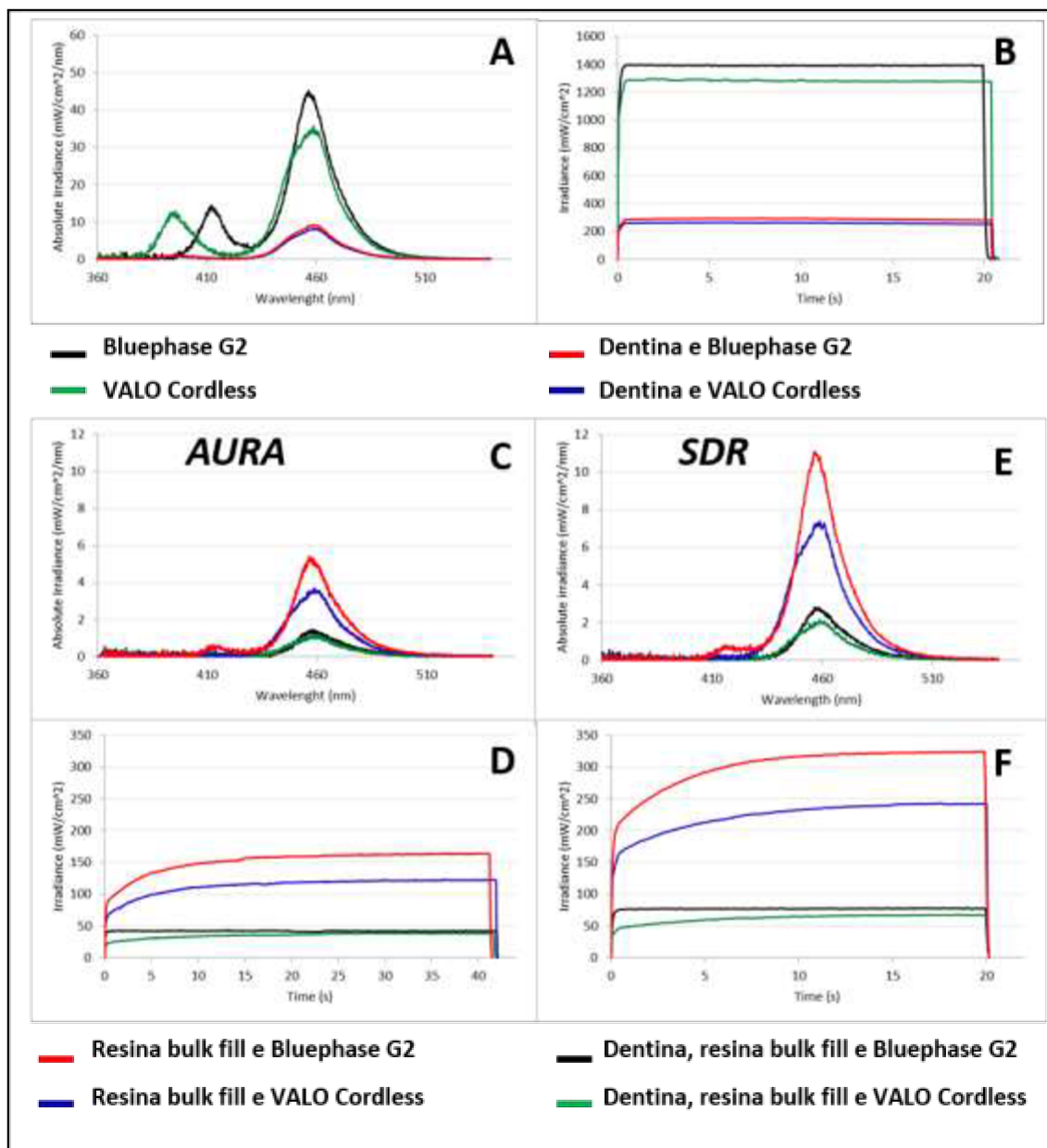


Figura 8. Espectro de emissão ($\text{mW}/\text{cm}^2/\text{nm}$) e irradiância (mW/cm^2) emitidas pelas fontes fotoativadoras em diferentes condições experimentais; A. Espectro de emissão das fontes fotoativadoras sobre o sensor de topo (controle) e através de 2,0 mm de espessura de dentina no sensor de base; B. Irradiância das fontes fotoativadoras sobre o sensor de topo e através de 2,0 mm de dentina no sensor de base; C. Espectro da resina bulk fill AURA; D. Irradiância através da resina bulk fill AURA; E. Espectro através da resina bulk fill SDR. F. Irradiância através da resina bulk fill SDR.

Tabela 4. Potência radiante (mW) das fontes fotoativadoras testadas em diferentes condições experimentais e percentual de atenuação em relação ao controle

Fontes fotoativadoras	Controle	Dentina 2.0mm	SDR 3.0mm + dentina 2.0 mm	Aura 3.0mm + dentina 2.0 mm
Bluephase G2	756,4 (3,4) ^{Aa}	52,4 (2,6) ^{Ba}	15,8 (1,9) ^{Ca}	11,8 (1,9) ^{Ca}
		93,1%	97,8%	98,4%
VALO Cordless	529,4 (1,5) ^{Ab}	43,0 (5,7) ^{Bb}	13,6 (1,9) ^{Ca}	9,4 (1,5) ^{Ca}
		91,9%	97,4%	98,2%

Diferentes letras indicam diferença significativa- letras maiúsculas foram usadas para comparar as condições de medição e letras minúsculas usadas para comparação das fontes fotoativadoras ($p < 0,05$).

4.3. Grau de conversão (%) das resinas compostas

As médias e desvios padrão do grau de conversão para as resinas SDR e AURA, em região de topo e de base, quando fotoativadas utilizando Bluephase e VALO Cordless são mostrados na Tabela 5. A Análise de Variância mostrou que apenas os fatores de estudo isolados: resina composta ($P < 0,001$), fontes fotoativadoras ($P < 0,001$) e a região ($P < 0,001$) influenciaram significativamente o grau de conversão. A SDR obteve grau de conversão significativamente maior do que a AURA, independente da fonte fotoativadora utilizada e da região medida. O VALO Cordless resultou em maior grau de conversão do que o Bluephase G2 independente das resinas compostas e da região medida. O topo das amostras apresentou grau de conversão maior do que a base, independente das resinas compostas e da fonte fotoativadora utilizada.

Tabela 5. Grau de conversão (%) no topo e na base das resinas compostas testadas quando ativadas pelas fontes fotoativadoras testadas.

Resinas compostas	Bluephase G2			VALO Cordless			Média agrupada
	Topo	Base	Atenuação Topo/Base	Topo	Base	Atenuação Topo/Base	
Aura	65,6 (5,4)	61,9 (4,5)	94,4%	76,4 (3,2)	66,6 (6,3)	87,2%	67,6 (7,2) ^B
SDR	76,4 (3,2)	64,6 (2,7)	84,5%	79,7 (3,3)	75,6 (4,7)	94,8%	74,1 (6,7) ^A
Média agrupada	67,1 (6,8) ^b			74,6 (6,5) ^a			

Diferentes letras indicam diferença significativa- letras maiúsculas foram usadas para comparar as resinas compostas e letras minúsculas foram usadas para comparar as fontes fotoativadoras ($p < 0,05$)

4.4. Mensuração do aumento de temperatura

As médias e desvios padrão da variação máxima de temperatura no assoalho de dentina da câmara pulpar, medida durante a fotoativação do sistema adesivo, são mostrados na Figura 9. A Análise de Variância mostrou efeito significativo para a interação entre a simulação de microcirculação pulpar e as fontes fotoativadoras na temperatura medida durante a ativação do sistema adesivo autocondicionante ($P < 0,001$). Durante a ativação da luz do sistema adesivo, a ausência de microcirculação pulpar resultou em maior variação de temperatura do que com presença de simulação da microcirculação pulpar, independente da fonte fotoativadora ($P < 0,001$). O VALO Cordless resultou em menor variação de temperatura do que o Bluephase G2 durante a ativação do sistema adesivo somente sem a microcirculação pulpar (Figura 9, $P < 0,001$).

As médias e desvios padrão da variação máxima de temperatura no assoalho de dentina pulpar, medida durante a fotoativação das resinas compostas bulk fill, são mostradas na Tabela 6. A Análise de Variância revelou efeito significativo somente para a simulação da microcirculação pulpar ($P < 0,001$). A variação de temperatura foi significativamente maior sem a simulação da microcirculação pulpar do que com a simulação da microcirculação pulpar, independente da fonte fotoativadora e da resina composta bulk fill testada. Não houve diferença significativa entre VALO Cordless e Bluephase G2 ($P = 0,974$) e também entre AURA e SDR ($P = 0,340$), nem entre a interação de dois fatores: fonte fotoativadora e resina composta ($P = 0,564$); fontes fotoativadoras e simulação da microcirculação pulpar ($P = 0,438$), resina composta e simulação da microcirculação pulpar ($P = 0,284$); e também pela interação entre os três fatores de estudo: simulação da microcirculação pulpar, fontes fotoativadoras e resina composta ($P = 0,857$).

A variação de temperatura entre a fotoativação do sistema adesivo e a resina composta com e sem simulação da microcirculação pulpar são mostradas na Figura 10. O teste *t*-Student pareado mostrou que as alterações de temperatura foram significativamente mais elevadas durante a ativação do sistema adesivo do que durante a ativação resina composta para todas as combinações sem simulação da microcirculação pulpar. No entanto, nenhuma diferença foi encontrada para todas as combinações com a simulação da microcirculação pulpar.

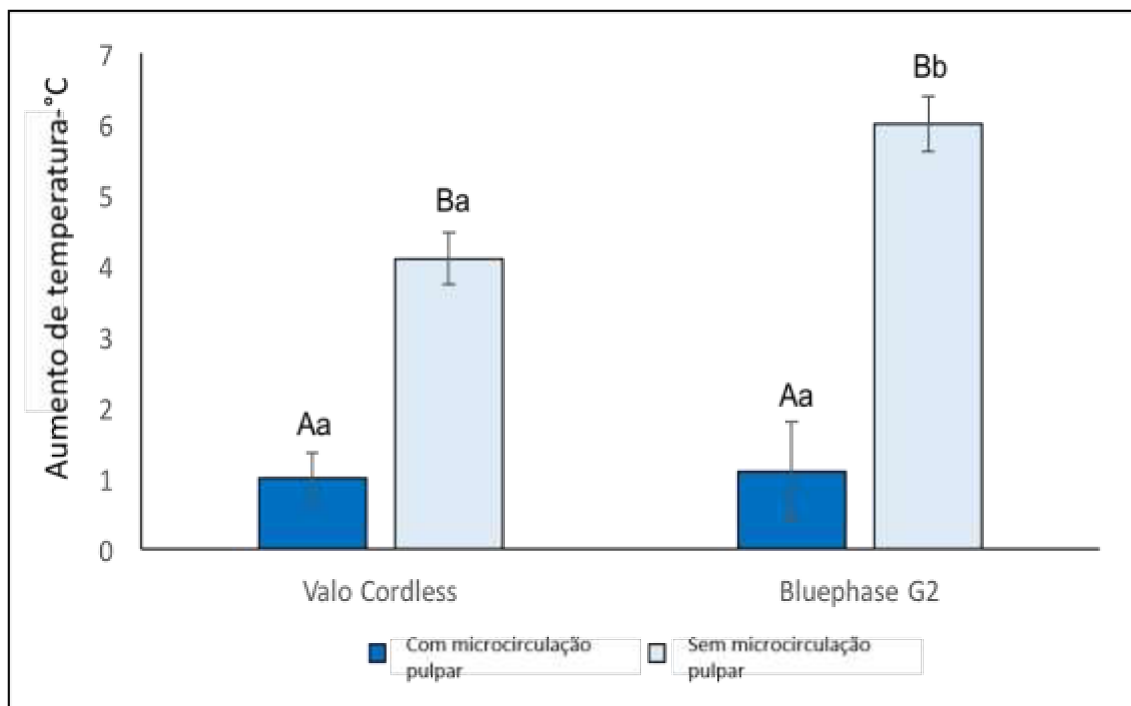


Figura 9. Médias e desvio padrão do aumento de temperatura máximo (°C) para a fotoativação do sistema adesivo com ou sem simulação da microcirculação pulpar (n=10). Diferentes letras indicam diferença significativa- letras maiúsculas foram usadas para comparar a microcirculação pulpar e letras minúsculas foram usadas para comparar as fontes fotoativadoras ($p < 0,05$)

Tabela 6. Médias (desvio padrão) do aumento máximo de temperatura (°C) na fotoativação das resinas compostas com e sem simulação de microcirculação pulpar (n=5).

Resinas compostas	Bluephase G2		VALO Cordless	
	Com microcirculação	Sem microcirculação	Com microcirculação	Sem microcirculação
Aura	0,6 (0,2) ^{Aa}	3,0 (0,7) ^{Ab}	0,7 (0,2) ^{Aa}	3,1 (0,6) ^{Ab}
SDR	1,0 (0,4) ^{Aa}	3,1 (0,7) ^{Ab}	0,9 (0,3) ^{Aa}	2,9 (0,8) ^{Ab}

Letras diferentes indicam diferença significativa- letras maiúsculas foram usadas para comparar as resinas compostas e letras minúsculas usadas para comparar a simulação da microcirculação pulpar (p<0,05).

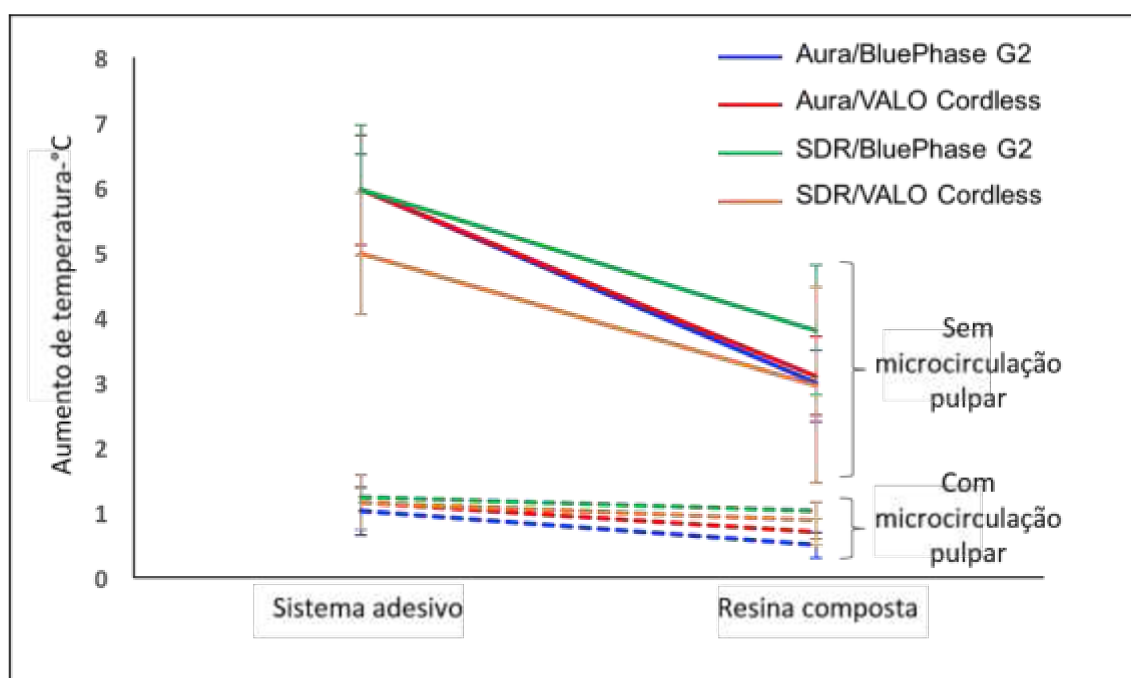


Figura 10. Transição entre máximo aumento de temperatura (médias e desvio padrão- °C) para ambos os momentos de fotoativação, sistema adesivo e resina composta, com ou sem simulação da microcirculação pulpar (n=5).

DISCUSSÃO

5. Discussão

Os resultados deste estudo demonstram que a simulação da microcirculação pulpar e as fontes fotoativadoras influenciaram a temperatura gerada na câmara pulpar. Além disso, a irradiância e a potência radiante da ponta da fonte fotoativadora são diferentes através da dentina e das resinas compostas bulk fill.

A temperatura intrapulpar aumenta quando se usam as fontes fotoativadoras de maior intensidade (Choi *et al.*, 2014). Com estas fontes podem gerar mais calor, o que pode comprometer a vitalidade da pulpar (Park *et al.*, 2010). Assim, é importante medir a irradiância, o espectro de emissão e a potência radiante das fontes fotoativadoras para estimar o quanto de luz chega à câmara pulpar através de diferentes materiais e dentina remanescente. Os valores de irradiância (mW/cm^2), são provenientes da potência radiante total emitida pela fonte fotoativadora sobre superfície de dimensões conhecidas, assim, para alcançar as propriedades mecânicas ideais, o material composto deve receber energia suficiente nos comprimentos de onda apropriados da luz necessários para efetiva fotopolimerização (Price *et al.*, 2015). Para caracterizar a saída de luz é necessário medir a potência radiante e o diâmetro da ponta da fonte (Shimokawa *et al.*, 2016). O espectro de emissão das fontes fotoativadoras foi fornecido por sistemas espectrofotômetros calibrados presentes no MARC-RC.

Para a fotopolimerização de resinas compostas é necessário o intervalo espectral necessário para ativar os fotoiniciadores da resina composta (Price *et al.*, 2015). As fontes fotoativadoras tem potência radiante e espectro de emissão diferentes (Harlow *et al.*, 2016). Contudo, este aspecto não foi suficiente para determinar a diferença na temperatura quando a resina bulk fill foi fotoativada. O calor gerado depende da irradiância e da quantidade de material (Price *et al.*, 2015). Caracterizando as configurações de saída das fontes fotoativadoras usadas, mostrou-se que Bluephase G2 teve maior potência radiante e irradiância do que VALO (Harlow *et al.*, 2016). Isso pode explicar os maiores resultados de Bluephase G2. Decidimos medir o grau de conversão das

resinas compostas para confirmar a polimerização. Conforme relatado anteriormente (Zorzin *et al.*, 2015), e confirmando com este estudo a resina composta SDR permitiu maior transmissão de luz, devido à maior translucidez e matriz de monômero com UDMA. Este aspecto pode explicar porque a SDR resultou em maior grau de conversão na base do que a AURA, independente da fonte fotoativadora utilizada. Embora o Bluephase G2 apresentasse maior irradiância e potência radiante, o VALO Cordless resultou em maior grau de conversão na base das amostras. Este aspecto pode ser explicado pela maior penetrabilidade do espectro emitido por VALO Cordless (Harlow *et al.*, 2016). Além disso, cada luz tinha diferentes amplitudes de espectro de emissão, o VALO emite três picos de comprimento de onda (azul, azul médio e violeta) enquanto que Bluephase G2 possui dois picos (violeta e azul) (Harlow *et al.*, 2016).

Estudo anterior demonstrou que o aumento de temperatura quando utiliza-se resina fluida foi significativamente maior do que em comparação com outros tipos de compósitos (Al-Qudah *et al.*, 2005). Os autores explicam que este fato é devido ao maior conteúdo de matriz em compósitos fluidos, em comparação com compósitos em pasta, resultando em maior aumento de temperatura devido a maior reação exotérmica (Baroudi *et al.*, 2009). Entretanto, no presente estudo isso não foi verificado quando a microcirculação pulpar foi simulada. Sem microcirculação pulpar a AURA teve aumento de temperatura pouco mais elevada do que SDR. Esse resultado conflitante, pode ser explicado pela energia de ativação de luz fornecida para ambas as resinas compostas. A SDR (20s) recebeu a metade da energia entregue para AURA (40s).

As estruturas dentárias, esmalte e dentina, possuem baixa condutividade térmica (Brown *et al.*, 1970) e difusividade, desta forma protegem a polpa de estímulos térmicos nocivos (Lin *et al.*, 2010). Durante o preparo cavitário a perda do esmalte faz com que a dentina responda mais rápido aos estímulos térmicos, comparado ao dente hígido (Chidchuangchai *et al.*, 2007). A diferença dos valores de calor específico que representa a energia consumida para aumentar a temperatura em 1°C (Lin *et al.*, 2010), é também uma propriedade determinante na transmissão de calor através da estrutura dentária.

A influência de estímulos térmicos na temperatura pulpar também se dá por fatores, como a profundidade da cavidade e a espessura da dentina remanescente (Yazici *et al.*, 2006). Quando um preparo profundo está envolvido em um procedimento restaurador, espera-se uma atenuação da luz menor da dentina, devido à espessura dentinária remanescente ser fina (Price *et al.*, 2000). O fluxo sanguíneo pulpar pode dissipar o calor da câmara pulpar gerado pela exposição à fonte fotoativadora (Kodonas *et al.*, 2009b, Park *et al.*, 2010). Adicionalmente, a camada de resina é capaz de bloquear parcialmente e consumir parte da energia emitida fornecida pelas fontes fotoativadoras. Estes aspectos podem explicar o maior aumento de temperatura na fotoativação do sistema adesivo em comparação com a resina composta bulk fill e menor alteração de temperatura quando há simulação da microcirculação pulpar.

In vitro, o aumento da temperatura depende de muitos fatores, tais como o tipo de estímulo, a espessura do tecido dentário, a microcirculação pulpar (Kodonas *et al.*, 2009b) e também o substrato usado no experimento (Balestrino *et al.*, 2016). Em estudo laboratorial encontrado, posicionam os dentes dentro de um recipiente contendo água a 37 °C simulando apenas a pressão pulpar (Feitosa *et al.*, 2014). No entanto, este método não é frequentemente utilizado, sendo substituído por simples armazenamento em água e ciclos térmicos, mas ambos os métodos são demorados (Van Meerbeek *et al.*, 2010, Mouhat *et al.*, 2016). O método clássico (Prati *et al.*, 1991) de simulação pressão pulpar é trabalhoso (Feitosa *et al.*, 2014), e poucos estudos usaram este protocolo, pois trata-se de um aparelho complexo e no manuseio pode haver redução da pressão hidrostática por perda de água (Adu-Arko *et al.*, 2010). Em estudo, foi desenvolvido dispositivo para simular a pressão da polpa, obtendo resultados satisfatórios semelhantes ao método clássico (Feitosa *et al.*, 2014). A microcirculação é um dos fatores importantes a serem considerados para regulação da temperatura intrapulpar quando o calor é transferido por estímulos térmicos externos para o complexo dentino-pulpar (Kodonas *et al.*, 2009a). Portanto, a falta de microcirculação pode superestimar valores em estudos que avaliam as mudanças na temperatura intrapulpar (Ramoglu *et al.*, 2015). Este aspecto nos estimulou a desenvolver e patentear um equipamento de simulação

da microcirculação pulpar (fluxo e pressão). A pressão da polpa deve ser de 19,6 cm H₂O para reproduzir o efeito vasoconstrictor dos anestésicos locais (Ciucchi *et al.*, 1995). Assim, a simulação da pressão pulpar hidrostática em estudos foi ajustada para 20 cm H₂O (Sauro *et al.*, 2009, Feitosa *et al.*, 2014). O fluxo sanguíneo pulpar quando estimado em dentes saudáveis, verificou-se ser de 40 ml min⁻¹ por 100 g de tecido (Meyer, 1993; Matthews & Andrew, 1995). Em estudos laboratoriais (Kodonas *et al.*, 2009a, Kodonas *et al.*, 2009b) o fluxo pulpar é mantido a 37 °C dentro da câmara pulpar, simulado com água destilada, injetada por meio de agulha em fluxo de 1 ml min. Esta taxa de fluxo excede a taxa de fluxo em dentes saudáveis, entretanto, há aumento da perfusão sanguínea quando o complexo dentino-pulpar é estimulado por procedimentos operatórios (Kodonas *et al.*, 2009a). No presente estudo, a taxa de fluxo do equipamento desenvolvido foi ajustada em 1,4 ml min⁻¹. A câmara pulpar dos dentes testados é geralmente colocada a uma temperatura de 37 °C, o que simula a temperatura corporal (Kodonas *et al.*, 2009a, Kodonas *et al.*, 2009b). Contudo, em estudo recente foi descoberto que a polpa humana coronal *in vivo* apresenta 35 °C, temperatura abaixo da temperatura corporal (Runnacles *et al.*, 2015).

De acordo com um estudo clássico (Zach & Cohen, 1965), relatou que um aumento de 5,5 °C dentro da câmara pulpar causou danos irreversíveis. Em estudo *in vitro*, as fontes fotoativadoras quando analisadas na presença de simulação de fluxo pulpar, não demonstraram aumento de temperatura dentro da câmara pulpar acima do ponto crítico de 6 °C (Kodonas *et al.*, 2009b). Devido ao efeito de arrefecimento que o fluxo de água exerce no interior da câmara, todas as fontes fotoativadoras analisadas revelaram-se seguras para utilização. No entanto, os dados de temperatura sem simulação do fluxo de polpa foram suficientemente altos e podiam ser prejudiciais (Kodonas *et al.*, 2009b). Em estudo prévio, sem microcirculação simulada, apresentou que a fina camada de sistema adesivo não foi capaz de bloquear o calor gerado pela fonte fotoativadora e apresentou aumento de temperatura acima do ponto crítico (Soares *et al.*, 2017). O presente estudo confirmou o aumento crítico de

temperatura sem a simulação da microcirculação pulpar para a fotoativação do sistema adesivo com Bluephase G2.

A associação de metodologias é uma ferramenta importante para melhor explicar a questão da pesquisa e também contribuir com a validação dos novos experimentos e equipamentos através da correlação dos resultados de diferentes testes. Muitos estudos avaliam o efeito dos procedimentos restauradores com as mudanças da temperatura na polpa (Gomes *et al.*, 2013; Balestrino *et al.*, 2016) porém poucos estudos simulam a microcirculação pulpar na aquisição desses valores (Kodonas *et al.*, 2009b; Ramoglu *et al.*, 2015). A presença de microcirculação nos dentes testados reflete em resultados mais próximos das situações clínicas quando comparados aos estudos realizados sem fluxo pulpar ou água (Kodonas *et al.*, 2009b).

Não há equipamento no mercado, no conhecimento dos autores, que combine os três fatores (fluxo, pressão e temperatura) no mesmo aparelho, o que permite estudar e simular condições clínicas, pois permite o preparo e a restauração de amostras (dentes humanos ou bovinos) sob condições similares as condições *in vivo*. O equipamento descrito neste estudo aproxima os estudos *in vitro* das condições *in vivo*. Este novo equipamento possibilita a obtenção de valores de temperatura e de pressão pulpar, o que pode ser importante contribuição para outros testes biomecânicos, como medição de deformação por contração de polimerização, testes de adesão que pode ser realizado na mesma amostra, além de permitir usar dados de temperatura, simulação de microcirculação pulpar em análise por elementos finitos.

conclusão

6. CONCLUSÃO

Dentro das limitações impostas pelo delineamento deste estudo, pode-se concluir que:

- Resina fluida permitiu maior transmissão de luz, resultando em maior grau de conversão em áreas profundas;
- O Bluephase G2 apresentou maior irradiância e potência radiante em todas as condições experimentais simuladas, por outro lado, o VALO Cordless resultou em maior grau de conversão.
- A simulação da microcirculação pulpar reduziu o calor gerado no interior da polpa pela fotoativação tanto do sistema adesivo quanto da resinas compostas;
- O aumento de temperatura pulpar foi menor na fotoativação quando as resinas compostas bulk fill estão presentes do que quando apenas o sistema adesivo é aplicado em 2 mm de remanescente de dentina.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Adu-Arko AY, Sidhu SK, McCabe JF, Pashley DH. Effect of an Er,Cr:YSGG laser on water perfusion in human dentine. **Eur J Oral Sci.** 2010 Oct;118(5):483-8.
2. Alnazzawi A, Watts DC. Simultaneous determination of polymerization shrinkage, exotherm and thermal expansion coefficient for dental resin-composites. **Dent Mater.** 2012 Dec;28(12):1240-9.
3. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. **J Dent.** 2007 Mar;35(3):238-45.
4. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. **J Dent.** 2005 Aug;33(7):593-602.
5. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. **J Oral Rehabil.** 1997 Nov;24(11):791-801.
6. Balestrino A, Veríssimo C, Tantbirojn D, García-Godoy F, Soares CJ, Versluis A. Heat generated during light-curing of restorative composites: Effect of curing light, exotherm, and experimete substrate. **Am J Dent.** 2016 Aug;29(4):234-40.
7. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. **Int J Paediatr Dent.** 2009 Jan;19(1):48-54.
8. Bhatt S, Ayer CD, Price RB, Perry R. Effect of curing light and restoration location on energy delivered. **Compend Contin Educ Dent.** 2015 Mar;36(3):208-10, 212, 214.
9. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. **J Dent Res.** 1970 Jul-Aug;49(4):752-5.
10. Chidchuangchai W, Vongsavan N, Matthews B. Sensory transduction mechanisms responsible for pain caused by cold stimulation of dentine in man. **Arch Oral Biol.** 2007 Feb;52(2):154-60.

11. Choi SH, Roulet JF, Heintze SD, Park SH. Influence of cavity preparation, light-curing units, and composite filling on intrapulpal temperature increase in an in vitro tooth model. **Oper Dent**. 2014 Sep-Oct;39(5):E195-205.
12. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. **J Endod**. 1995 Apr;21(4):191-4.
13. Feitosa VP, Gotti VB, Grohmann CV, Abuná G, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Correr AB. Two methods to simulate intrapulpal pressure: effects upon bonding performance of self-etch adhesives. **Int Endod J**. 2014 Sep;47(9):819-26.
14. Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, Yamazaki L, Silva L, Zezell D. Temperature increase at the light guide tip of 15 contemporary LED units and thermal variation at the pulpal floor of cavities: an infrared thermographic analysis. **Oper Dent**. 2013 38(3):324-33.
15. Guiraldo RD, Consani S, Mastrofrancisco S, Consani RL, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of light curing unit and ceramic thickness on temperature rise during resin cement photo-activation. **Bull Tokyo Dent Coll**. 2008 Nov;49(4):173-8.
16. Harlow JE, Sullivan B, Shortall AC, Labrie D, Price RB. Characterizing the output settings of dental curing lights. **J Dent**. 2016 Jan;44:20-6.
17. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. **J Adhes Dent**. 2012 Aug;14(5):407-31.
18. Kim RJ, Son SA, Hwang JY, Lee IB, Seo DG. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. **J Dent**. 2015 Sep;43(9):1093-8.
19. Kim S, Trowbridge H, Suda H. Pulpal reactions to caries and dental procedures In: Cohen S, Burns RC, editors. **Pathways of the pulp**. 8th ed. St Louis, MO, USA: Mosby; 2002 p.573–600.
20. ^aKodonas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. **Int Endod J**. 2009 Mar;42(3):247-52.

21. ^bKodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. **J Dent**. 2009 Jun;37(6):485-90.
22. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. **Oper Dent**. 2010 Mar-Apr;35(2):220-30.
23. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling. **Dent Mater**. 2010 Jun;26(6):501-13.
24. Linsuwanont P, Versluis A, Palamara JE, Messer HH. Thermal stimulation causes tooth deformation: a possible alternative to the hydrodynamic theory? **Arch Oral Biol**. 2008 Mar;53(3):261-72.
25. Matthews B, Andrew D. Microvascular architecture and exchange in teeth. **Microcirculation**. 1995 Dec;2(4):305-13.
26. Meyer MW. Pulpal blood flow: use of radio-labelled microspheres. **Int Endod J**. 1993 Jan;26(1):6-7.
27. Mouhat M, Mercer J, Stangvaltaite L, Örtengren U. Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development-potential risk for patients. **Clin Oral Investig**. 2016 Oct 1.
28. Park SH, Roulet JF, Heintze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. **Oper Dent**. 2010 May-Jun;35(3):353-61.
29. Prati C, Erickson R, Tao L, Simpson M, Pashley DH. Measurement of dentin permeability and wetness by use of the Periotron device. **Dent Mater**. 1991 Oct;7(4):268-73.
30. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. **J Dent Res**. 2015 Sep;94(9):1179-86.
31. Price RB, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*. 2000 Oct;31(9):659-67.
32. Raab WH. Temperature related changes in pulpal microcirculation. **Proc Finn Dent Soc**. 1992;88 Suppl 1:469-79.

33. Ramoglu SI, Karamehmetoglu H, Sari T, Usumez S. Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. **Angle Orthod**. 2015 May;85(3):381-5.
34. Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, dos Santos FA, Coelho U, Gomes JC, De Goes MF, Gomes OM, Rueggeberg FA. Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature. **Dent Mater**. 2015 Jan;31(1):53-9.
35. Sauro S, Mannocci F, Toledano M, Osorio R, Thompson I, Watson TF. Influence of the hydrostatic pulpal pressure on droplets formation in current etch-and-rinse and self-etch adhesives: a video rate/TSM microscopy and fluid filtration study. **Dent Mater**. 2009 Nov;25(11):1392-402.
36. Shimokawa CA, Turbino ML, Harlow JE, Price HL, Price RB. Light output from six battery operated dental curing lights. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**. 2016 Dec 1;69:1036-42.
37. Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. **J Dent**. 2013 May;41(5):455-63.
38. Soares CJ, Ferreira MS, Bicalho AA, Rodrigues MP, Braga SSL, Versluis A. Effect of light activation of pulp capping materials and composite incremental filling technique on dentin deformation and temperature change on pulp chamber **Oper Dent**. 2017 [Ahead of print].
39. Swift EJ Jr. Causes, prevention, and treatment of dentin hypersensitivity. **Compend Contin Educ Dent**. 2004 Feb;25(2):95-106.
40. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. **Dent Mater**. 2010 Feb;26(2):e100-21.
41. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. **Oper Dent**. 2006 Mar-Apr;31(2):261-5.
42. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1965 Apr;19:515-30.

43. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. **Dent Mater**. 2015 Mar;31(3):293-301.

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Irradiância da luz e geração de calor em molares restaurados com resinas bulk fill com simulação de fluxo pulpar e análise biomecânica experimental e por elementos finitos

Pesquisador: Carlos José Soares

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 49587315.4.0000.5152

Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.451.872

Apresentação do Projeto:

Conforme apresenta o protocolo: Materiais restauradores resinosos apresentam característica intrínseca de contração de polimerização, que geram tensões de contração, com efeitos clínicos negativos. Na tentativa de reduzi- los tem- se desenvolvido resinas compostas de incremento único, conhecidas como resinas bulk fill. Pouco se sabe sobre o efeitos da distribuição de irradiância de novas fontes de luz usada para ativação destes materiais e o consequente desempenho mecânico e a geração de calor pulpar em dentes restaurados com estas resinas. Portanto, o objetivo deste estudo é avaliar o efeito da intensidade e irradiância de diferentes fontes de luz no comportamento biomecânico e na geração de calor intra- pulpar de molares restaurados com diferentes resinas bulk fill em comparação a técnica convencional. Desta forma, 90 molares humanos receberão preparos cavitários MOD com 4/5 da distância intercuspídea e profundidade de 4 mm. Serão restaurados com resina bulk fill Filtek Bulk Fill (3M-ESPE) e Aura Bulk Fill + Luna (3M) serão confeccionadas com uso de três fontes de luz; Bluephase G2, LED 3M-ESPE e VALO. Será avaliada a distribuição da intensidade de luz das fontes de ativação por meio de câmeras CCD e fontes de laser acoplado a softwares específicos. Utilizando strain-gauge será medida a deformação da dentina pulpar (n=5). As mesmas amostras serão utilizadas para calcular a VHN e E será utilizada endentação dinâmica de forma a mapear as regiões da cavidade e relacionar com a

Intensidade de luz e profundidade da cavidade ($n=5$). Um equipamento de simulação de fluxo pulpar será desenvolvido e associado a termopar para mensurar a alteração de temperatura intra-pulpar ($n=10$). As tensões geradas e a transferência de calor serão modeladas por meio do método de elementos finitos utilizando modelos 3D alimentado pelos parâmetros experimentais. Após avaliar distribuição normal e de homogeneidade entre os valores obtidos será empregada a ANOVA fatorial (2×3), seguido pelo Teste de Tukey ($p < 0,05$) quando necessário ($\alpha = 0,05$).

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo *in vitro* é avaliar de forma experimental e computacional a distribuição da irradiância da luz de três fontes ativadoras no comportamento mecânico e na geração de calor na polpa dentária em dentes molares, restaurados com dois tipos de resinas bulk fill, simulando o fluxo pulpar.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os pesquisadores:

Riscos: A coleta dos dentes será realizada pela mestrande Stella Suell Lourenço Braga, a qual abordará os pacientes após o atendimento pelo Pronto Socorro Odontológico e pelo Hospital Odontológico, durante as clínicas de cirurgia realizadas por alunos de graduação do 6º ao 10º período. Anteriormente a doação do dente, haverá o desconforto do procedimento cirúrgico de exodontia, no qual será necessária anestesia e utilização de material previamente esterilizado. Haverá para o paciente o risco de detecção de complicações biológicas, como dor e sangramento, porém o paciente será informado sobre a possível ocorrência e orientado a comparecer nos locais específicos de atendimento para que o tratamento seja instituído. O único risco é a identificação do sujeito de pesquisa no momento da coleta do dente, o que contraria a Resolução 466/12/CNS, porém a equipe executora se compromete a tratar os sujeitos participantes de forma sigilosa, não fazendo a identificação dos mesmos.

Benefícios: Os benefícios serão que poderemos definir técnicas e protocolos clínicos para reabilitação de molares com grande perda estrutural utilizando as resinas "bulk fill" de incremento único, e dessa forma aumentar o nível de sucesso destes tratamentos reabilitadores, beneficiando assim os pacientes com indicação de realização desta terapia.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa visa obter a irradiância da luz de fontes ativadoras no comportamento mecânico e na

geração de calor na polpa dentária em dentes molares restaurados com resinas bulk fill, simulando o fluxo pulpar.

Serão necessários 90 dentes terceiros molares humanos extraídos, livres de caries e trincas, defeitos estruturais ou restaurações, de idade semelhante de doadores com idade acima de 18 anos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE corrigido ficou de fácil compreensão, mesmo para a população leiga, que deverá ser o participante da pesquisa.

Descreve adequadamente os gastos, relata que seja financiamento próprio e, por provavelmente tratar-se de projeto de pós-graduação que seja fomentado por bolsa.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As pendências apontadas no parecer consubstanciado número 1.331.955, de 21 de Novembro de 2015, foram atendidas.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Considerações Finais e critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: Março de 2017.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 466/12, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a

Endereço: Av. João Neves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.406-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br

Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador:

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 466/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/12). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também a mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_593127.pdf	03/12/2015 20:39:59		Aceito
Outros	Carta_resposta_pendencias.pdf	03/12/2015 20:39:43	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_de_pesquisa.pdf	02/12/2015 14:04:54	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de	TCLE.pdf	02/12/2015 14:02:16	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3230-4131 Fax: (34)3230-4335 E-mail: cep@gruppufu.br

Continuação do Parecer: 1.451.872

Ausência	TCLE.pdf	02/12/2015 14:02:16	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Outros	Autorizacao_da_instituicao.docx	25/09/2015 12:12:17	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Outros	Documento_de_solicitacao_de_autoriza cao_de_coleta_de_dados.docx	25/09/2015 12:11:39	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_da_instituicao_coparticipant e.docx	25/09/2015 11:52:02	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Modelo_de_instrumento_de_coleta_de dados.docx	25/09/2015 11:51:03	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Outros	Link_Lattes.docx	25/09/2015 11:47:15	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_de_compromisso_da_equipe_ex ecutora.docx	25/09/2015 11:45:21	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.docx	25/09/2015 11:41:43	Stella Sueli Lourenço Braga	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

UBERLÂNDIA, 15 de Março de 2016

Assinado por:
Karine Rezende de Oliveira
(Coordenador)

Endereço: Av. João Neves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 204 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@grupp.ufu.br

Página 05 de 08