

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – DOUTORADO  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA

DRIELLEN CHRISTINE ZARPELLON

AVALIAÇÃO *IN VIVO* DA TEMPERATURA PULPAR DE PRÉ-MOLARES  
HUMANOS SUBMETIDOS À LUZ LED POLYWAVE® EM DIFERENTES  
PROTOCOLOS E CENÁRIOS CLÍNICOS

PONTA GROSSA  
2019

DRIELLEN CHRISTINE ZARPELLON

AVALIAÇÃO *IN VIVO* DA TEMPERATURA PULPAR DE PRÉ-MOLARES  
HUMANOS SUBMETIDOS À LUZ LED POLYWAVE® EM DIFERENTES  
PROTOCOLOS E CENÁRIOS CLÍNICOS

Tese apresentada para obtenção do título de doutora  
em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta  
Grossa, Área de Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Cesar Augusto Galvão Arrais.

PONTA GROSSA  
2019

Z38 Zarpellon, Driellen Christine  
Avaliação in vivo da temperatura pulpar de pré-molares humanos submetidos à Luz Led Polywave® em diferentes protocolos e cenários clínicos / Driellen Christine Zarpellon. Ponta Grossa, 2019.  
117 f.

Tese (Doutorado em Odontologia - Área de Concentração: Clínica Integrada), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. Cesar Arrais.

1. Polpa dentária. 2. Dente pré-molar. 3. Temperatura corporal. I. Arrais, Cesar. II. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Clínica Integrada. III.T.

CDD: 617.6

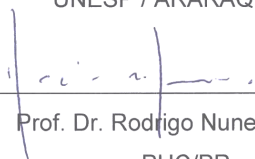
DRIELLEN CHRISTINE ZARPELLON

**Avaliação in vivo da temperatura pulpar de pré-molares humanos submetidos à luz led polywave® em diferentes protocolos e cenários clínicos**


Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Odontologia, área de concentração em Clínica Integrada, linha de Propriedades físico-químicas e biológicas dos materiais.


Ponta Grossa, 11 de abril de 2019

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos  
UNESP / ARARAQUARA

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached  
PUC/PR

  
\_\_\_\_\_  
Profª. Drª. Fabiana Fernandes Madalozzo Coppla  
CESCAGE

  
\_\_\_\_\_  
Profª. Drª. Adriana Postiglione Buhner Samra  
UEPG

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. César Augusto Galvão Arrais  
UEPG

Este trabalho é dedicado à minha família  
que não economizou esforços pra que eu  
me tornasse a mulher que sou.

## RESUMO

ZARPELLON DC. **Avaliação in vivo da temperatura pulpar de pré-molares humanos submetidos à luz LED Polywave® em diferentes protocolos e cenários clínicos.** [Tese] Doutorado em Clínica Integrada. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2019.

**Objetivo:** Avaliar *in vivo* a temperatura pulpar (TP) de pré-molares humanos e a variação da temperatura pulpar ( $\Delta T$ ) induzida pela luz emitida por fotopolimerizador à base de diodo emissores (LED) em cavidades classe V; sob fluxo de ar simultâneo; e durante procedimento restaurador. **Material e métodos:** após aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa (#1.954.754 e #255.945), pré-molares de 26 pacientes, que necessitavam de exodontia por razões ortodônticas, receberam acesso oclusal com alta-rotação refrigerada. Uma sonda termopar de aquisição de temperatura foi introduzida na câmara pulpar (Temperature Data Acquisition – Thermes WFI, Physitemp). Após estabilização da temperatura, os testes foram executados: (1) a face vestibular recebeu preparo classe V com alta-rotação refrigerada e exposição à luz fotopolimerizadora LED *polywave* (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent) nos modos de exposição (ME): 10 s em baixa potência (10s/L); 10 s em alta potência (10s/H); 30 s em alta potência (30s/H); 60 s em alta potência (60s/H); e 5 s no modo turbo (5s/T). (2) fluxo contínuo de ar simultaneamente à exposição de 30 s/H, comparado ao grupo sem ar. (3) TP obtida durante a restauração de cavidades classe V com: Tetric N Ceram Bulkfill (Ivoclar Vivadent) incremento único fotoativado por 10 s (High mode, Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent); Filtek Z250 em dois incrementos (3M ESPE) fotoativados por 10 s cada; Filtek Z350 (3M ESPE) incremento único fotoativado por 40 s. A TP foi registrada a cada 0,2 s e os valores submetidos à análise estatística fator único (ANOVA) e Pós-teste de *Bonferroni* ( $\alpha=0,05$ ); teste *t-Student* pareado ( $\alpha=0,05$ ); e teste de *Tukey* ( $\alpha=0,05$ ), respectivamente. A correlação linear entre exposição radiante e TP foi estabelecida por análise de regressão linear. Após os testes os dentes foram extraídos. **Resultados:** Todos os ME geraram aumento da TP ( $p<0,001$ ). Apenas a exposição de 60 s/H gerou  $\Delta T$  de 5,5°C ( $p<0,001$ ). Houve positiva relação entre exposição radiante e  $\Delta T$  ( $r^2=0,8962$ ;  $p<0,001$ ). Para as exposições de 30 s/H, tanto o pico de TP quando  $\Delta T$  foram significativamente maiores para o grupo sem o fluxo de ar do que com fluxo de ar e TP basal ( $p<0,001$ ), e o grupo com fluxo de ar teve TP significativamente menores que os valores de TP basal ( $p=0,003$ ). Para as restaurações, apenas a fotoativação da Z350 por 40 s (40,2 + 1,7 °C) promoveu aumento da TP maior do que a TP basal (35,0 + 0,8° C) ( $p < 0,001$ ). A TP após fotoativação da RC bulk fill foi inferior às outras técnicas ( $p = 0,012$ ). **Conclusão:** Exposições com LEDs *polywave*® aumentaram a TP na maioria dos casos abaixo de 5.5°C, entretanto exposições de 60 s apresentaram risco à vitalidade pulpar. O fluxo de ar foi capaz de impedir o aumento da TP durante a exposição, e adicionalmente provocou uma queda da TP após a exposição. Para as restaurações fotoativadas, a queda na TP devido ao preparo cavitário preveniu aumentos drásticos na TP durante o procedimento restaurador, demonstrando que a exposição radiante somada a exotermia dos materiais não foram suficientes para elevarem a TP a níveis danosos.

**Palavras-chaves:** Polpa Dentária, Dente Pré-Molar, Temperatura Corporal, Teste da Polpa Dentária, Luzes de Cura Dentária, Resinas Compostas.

## ABSTRACT

ZARPELLON DC. **In vivo evaluation of pulp temperature of human premolars submitted to Polywave® LED light in different protocols and clinical scenarios.**

[Tese] Doutorado em Clínica Integrada. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2019.

**Objective:** To evaluate the pulp temperature (PT) of premolars in real time and pulp temperature increase ( $\Delta T$ ) induced by a light-emitting diode (LED) light curing unit (LCU) in class V preparations, under simultaneous airflow; and during restorative procedure with conventional and bulk fill composite resins. **Material and methods:** Approved by local Ethics Committee (protocol #1,954,754 and #255.945), premolars of 26 patients who required extraction for orthodontic reasons were anesthetized and received absolute isolation. An occlusal access was performed with refrigerated high-speed handpiece, and the pulp was slightly exposed. A sterile thermocouple probe was then introduced into the pulp chamber (Temperature Data Acquisition - Thermes WFI, Physitemp). The tooth received a class V preparation, and 3 tests were performed according to the experimental groups. (1) exposition to a light of a polywave LED LCU (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent) with one of the following exposure modes(EM): 10 s at Low power (10s/L); 10 s at High power (10s/H); 30 s at High power (30s/H); 60 s at High power (60s/H); and 5 s in Turbo mode (5s/T). (2) continuous airflow simultaneously at 30 s/H exposure, compared to the control no-air. (3) PT data were collected during the class V restorations with: Tetric N Ceram Bulkfill (Ivoclar Vivadent) single photoactivated for 10 s (High mode, Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent); Filtek Z250 in two increments (3M ESPE) photoactivated for 10 s each; Filtek Z350 (3M ESPE) single photoactivated for 40 s. PT was recorded every 0.2 s and the values were submitted to statistical analysis one-way (ANOVA) and Bonferroni Post-test ( $\alpha = 0.05$ ); paired Student t-test ( $\alpha = 0.05$ ); and Tukey's test ( $\alpha = 0.05$ ), respectively. The linear correlation between radiant exposure and PT was established by linear regression analysis. **Results:** All the EMs tested in the first stage generated an increase in PT ( $p < 0.001$ ). The exposure of 60 s/H generated  $\Delta T$  of 5.5°C ( $p < 0.001$ ). A positive correlation was observed between radiant exposure and  $\Delta T$  ( $r^2=0.8962$ ,  $p < 0.001$ ). For the exposures of 30 s/H, both the peak of PT and  $\Delta T$  were significantly higher for the group without the airflow than with airflow and baseline PT ( $p < 0.001$ ), and the group with airflow had PT values significantly lower than baseline PT values ( $p = 0.003$ ). For the restorations, only the photoactivation of the Z350 for 40 s ( $40.2 \pm 1.7^\circ\text{C}$ ) promoted a higher PT increase than baseline ( $35.0 \pm 0.8^\circ\text{C}$ ) ( $p < 0.001$ ). PT after photoactivation of bulk fill CR was lower than that observed in other techniques ( $p = 0.012$ ). **Conclusion:** Exposures with polywave® LEDs increased PT in most cases below 5.5°C, however the exposures of 60 s presented a risk to pulp vitality. The airflow was able to prevent PT increases, and additionally caused a decrease of the PT after the exposure. For the light cured restorations, the drop in PT during cavity preparation prevented a drastic PT increase during restorative procedures, demonstrating that the radiant exposure added to the exotherm of the materials were not sufficient to elevate PT to harmful levels.

**Keywords:** Dental Pulp, Premolar, Body Temperature, Dental Pulp Test, Dental Curing Lights, Composite Resins.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de variância
cal	Caloria
cm	Centímetro
cm <sup>2</sup> /s	Centímetro quadrado por segundo
COEP	Comissão de ética e pesquisa
DP	Desvio padrão
J/cm <sup>2</sup>	Joule por centímetro quadrado
LED	Diodo emissor de luz
ME	Modo de exposição
mg	Miligrama
min	Minuto
ml	mililitro
mm	Milímetro
mW/cm <sup>2</sup>	Miliwatt por centímetro quadrado
n	Número amostral
nm	Nanômetro
QTH	Aparelhos de luz halógenas
RC	Resina composta
s	Segundo
s/L	Segundos no modo de exposição Low
s/H	Segundos no modo de exposição High
s/T	Segundos no modo de exposição Turbo
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
TP	Temperatura pulpar
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa



## LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha$	Alfa (nível de significância)
$\Delta T$	Varição de temperatura
$^{\circ}\text{C}$	Grau(s) Celsius
%	Porcentagem
$\pm$	Mais ou menos
=	Igual
<	Menor
$p$	Significância estatística
$\approx$	Aproximadamente
®	Marca registrada
#	número

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	10
<b>2 PROPOSIÇÃO</b> .....	14
2.1 PROPOSIÇÃO GERAL .....	14
2.2 PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA.....	14
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	15
3.1 DESCRIÇÃO DOS EXPERIMENTOS REALIZADOS .....	15
3.2 SELEÇÃO DE PACIENTES .....	15
3.3 CRITÉRIOS E INCLUSÃO E EXCLUSÃO .....	16
3.4 MENSURAÇÃO DA EMITÂNCIA RADIANTE E CÁLCULO DA EXPOSIÇÃO DA UNIDADE FOTOPOLIMERIZADORA .....	16
3.5 MENSURAÇÃO <i>IN VIVO</i> DA TP .....	18
3.6 ANÁLISE DA CONSTANTE DE TEMPO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE TEMPERATURA .....	20
3.7 EXPERIMENTO 01 .....	21
3.8 EXPERIMENTO 02 .....	21
3.9 EXPERIMENTO 03 .....	22
<b>4 ARTIGOS</b> .....	25
4.1 ARTIGO 1 INFLUENCE OF CLASS V PREPARATION ON <i>IN VIVO</i> TEMPERATURE RISE IN ANESTHETIZED HUMAN PULP DURING EXPOSURE TO A POLYWAVE LED LIGHT CURING UNIT.....	25
4.2 ARTIGO 2- CONTROLLING <i>IN VIVO</i> , HUMAN PULP TEMPERATURE RISE CAUSED BY LED CURING LIGHT EXPOSURE.....	44
4.3 ARTIGO 3 - EFFECT <i>IN VIVO</i> OF AESTHETIC RESTORATIVE TECHNIQUE IN LIGHT CURING PROTOCOLS .....	59
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	78
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	88
<b>ANEXO A - Termo de responsabilidade e compromisso do pesquisador responsável</b> .....	96
<b>ANEXO B - Termo de consentimento livre e esclarecido, fornecido aos pacientes maiores de idade.</b> .....	99
<b>ANEXO C - Termo de consentimento livre e esclarecido, fornecido aos pacientes menores de idade.</b> .....	101

<b>ANEXO D - Termo de consentimento livre e esclarecido, fornecido aos pais ou responsáveis dos pacientes menores de idade .....</b>	<b>103</b>
<b>ANEXO E - Termo de doação de dentes humanos .....</b>	<b>105</b>
<b>ANEXO F - Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP – UEPG .....</b>	<b>107</b>
<b>ANEXO G - Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP – UEPG .....</b>	<b>114</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A odontologia é a área da saúde que tem por objetivo proporcionar ou devolver estética e função ao sistema estomatognático, e os procedimentos envolvidos neste processo, embora rotineiros, podem gerar aumento da temperatura da polpa dental por desgaste seletivo ou fricção por broca (OZTURK *et al.*; 2004; O'LEARY *et al.*; 2013), pela temperatura gerada na reação de polimerização de resinas compostas (HUSSEY *et al.*; 1995), no processo químico das resinas acrílicas (GRAJOWER *et al.*; 1979; CASTELNUOVO e TJAN, 1997), ou ainda durante a utilização de laser (ANIC *et al.*; 1996; MARTINS *et al.*; 2006; LEE *et al.*; 2013) ou diodo emissores de luz (LED) (ASMUSSEN E PEUTZFELDT, 2005; AL-QUDAH *et al.*; 2007; GOMES *et al.*; 2013). Além destes, procedimentos simples como jatos de ar quente para secagem dos dentes (GALAN *et al.*; 1991), sequência de polimento de restaurações (MANK *et al.*; 2011), capeamento pulpar fotoativado (SAVAS *et al.*; 2014), clareamento dental associado à luz (HAHN *et al.*; 2013; KLARIC *et al.*; 2013), colagens de peças ortodônticas (MALKOC *et al.*; 2010), também são capazes de elevar a temperatura pulpar (TP). Somado a isso, as alterações de temperatura da boca durante os hábitos diários, como alimentação, podem ser potencializados pela presença de condutores térmicos e elétricos, como amálgamas ou incrustações metálicas (SPIERINGS *et al.*; 1986).

Quando o tecido pulpar recebe variação de temperatura, pode sofrer reação inflamatória leve, causando dor pós-operatória, zonas de necrose ou mais severa, podendo levar a necrose pulpar (ZACH e COHEN, 1965). Segundo o estudo clássico de Zach e Cohen, realizado em 1965 (ZACH e COHEN, 1965) em macacos *Rhesus*, o aumento de 5,5 °C na TP diante do calor gerado por uma fonte metálica posicionada na face vestibular de caninos causou pulpíte irreversível em 15 % dos tecidos pulpare avaliados histologicamente no estudo. No mesmo estudo, o aumento de 11 °C na TP causou pulpíte irreversível em 60 % dos tecidos pulpares avaliados. Com base nesses achados, estabeleceu-se um consenso de que o limite seguro para o aumento de temperatura na polpa dental seria de 5,5 °C.

Restaurações adesivas com materiais resinosos fotoativáveis são amplamente utilizadas nos consultórios odontológicos, tornando os fotoativadores a base LED indispensáveis. Estes substituíram quase que completamente os aparelhos de luz halógena (QTH), por sua eficiência, suposta mínima geração de calor (ASMUSSEN e

PEUTZFELDT, 2002), por apresentarem bateria de longa duração, e não necessitarem de ventiladores para resfriamento em sua grande maioria, além de serem mais leves e apresentarem maior longevidade em comparação com os seus antecessores. Os aparelhos de LED possuem diodo emissor de luz azul no comprimento de onda próximo a 460 nm, que corresponde ao comprimento de onda de absorbância do fotoiniciador mais utilizado em Odontologia, a canforoquinona (COOK, 1982; TESHIMA *et al.*; 2003; TSAI *et al.*; 2004). Esta fonte de ativação foi considerada muito eficaz (NEUMANN *et al.*; 2006; JANDT e MILLS, 2013), mesmo apresentando potência inferior àquela demonstrada pelos fotoativadores a base de QTH. No entanto, as primeiras gerações deste fotoativador não eram capazes de proporcionar ótima polimerização das resinas compostas, comprometendo suas propriedades mecânicas (SILIKAS *et al.*; 2000).

A busca pelo aprimoramento das unidades fotopolimerizadoras à base de diodo emissores (LED) trazem novos aparelhos com potência superior a 2.000 mW/cm<sup>2</sup>, a fim de otimizar o tempo clínico e melhorar a qualidade de polimerização de materiais resinosos (ASMUSSEN e PEUTZFELDT, 2005). Como resultado deste aumento de potência, exposições tão baixas como 5 s são por vezes recomendadas pelos fabricantes, resultando em uma densidade de energia entre 10 e 15 J/cm<sup>2</sup> para um incremento de resina composta com espessura de 2 mm. Como consequência, observou-se que os fotopolimerizadores LED de alta potência geram considerável quantidade de calor, uma vez que o aumento do calor produzido estava relacionado ao aumento da densidade e potência (ASMUSSEN e PEUTZFELDT, 2005). Além disso, observou-se um aumento significativo na temperatura em resinas compostas (RC) e no interior de câmaras pulpares (KODONAS *et al.*; 2009; RUEGGEBERG, 2011).

Como mostraram estudos *in vitro* (YAZICI *et al.*; 2006; SANTINI *et al.*; 2008; PARK *et al.*; 2010; JANDT e MILLS, 2013; KHAKSARAN *et al.*; 2015) o aumento na TP é uma questão que gera preocupação em relação aos possíveis danos à vitalidade pulpar. No estudo de Zach e Cohen, constatou-se que o aumento acima de 5,5°C na TP resultou em um quadro inflamatório irreversível na polpa, induzindo à necrose em 15% das polpas dos dentes avaliados (ZACH e COHEN, 1965), além disso, Pohto e Scheinin encontraram danos irreversíveis à polpa em temperaturas acima de 42°C (POHTO e SCHEININ, 2003). Somado a isso, Eriksson *et al.* relataram que elevação de 5°C de temperatura logo após 1 minuto foi capaz de colocar a vitalidade tecidual

em risco (ERIKSSON, et al.; 1982). Em um estudo recente *in vivo* feito em dentes humanos hígidos e dentes com preparos Classe V, foi observado um aumento na TP próximos ou até mesmo superiores aos valores considerados deletérios ao tecido pulpar (RUNNACLES *et al.*; 2015a).

Na maioria destes estudos, um aumento considerável da temperatura no interior da câmara pulpar foi observado (GOMES *et al.*; 2012; SHORTALL *et al.*; 2013). Runnacles et al, em estudos *in vivo* em humanos, mostraram aumento na TP em pré-molares próximo a 5,5 °C, temperatura esta dependente da densidade de energia e tempo de exposição do fotopolimerizador (RUNNACLES *et al.*; 2015a), mas este estudo foi realizado em dentes hígidos, que somente podem ser aplicados clinicamente à clareamento com luz ou cimentação laminados cerâmicos. Não podendo, portanto, ser extrapolados para outras situações clínicas como restaurações de lesão cariosa profunda com pouco remanescente dentinário.

Além da preocupação com o calor gerado pela luz destes fotopolimerizadores LED de alta potência, muitas questões têm surgido com relação à possível influência do calor gerado durante a polimerização das resinas compostas, devido à característica exotérmica das resinas compostas (HANNIG e BOTT, 1999; MUCCI *et al.*; 2009; HOWARD *et al.*; 2010; LAU *et al.*; 2015). Estudos *in vitro* avaliaram os efeitos dos procedimentos restauradores com resina composta encontrando temperaturas prejudiciais à polpa. (HANNIG e BOTT, 1999; JAKUBINEK *et al.*; 2008; KWON *et al.*; 2013)

A preocupação com o calor gerado durante a polimerização de materiais resinosos ganha destaque com o advento das resinas bulk fill (ILIE e HICKEL, 2011), já que estudos *in vitro* mostraram que estas podem gerar mais calor durante a polimerização do que RC convencionais (KIM *et al.*; 2015; YASA *et al.*; 2017). Devido à baixa contração de polimerização (GORDAN e MJOR, 2002) e características próprias quanto à polimerização, reação esta que é otimizada por fotoiniciadores mais reativos, de sua matriz orgânica tecnologicamente melhorada e diferentes tipos de carga inorgânica, como partículas de pré-polímero (FRONZA *et al.*; 2015; ZORZIN *et al.*; 2015), essas resinas foram desenvolvidas com o intuito de serem utilizadas, principalmente, em cavidades profundas, com incremento único de até 4 mm (DO *et al.*; 2014; KAPOOR *et al.*; 2016). Além de reduzir a sensibilidade pós-operatória associada à contração de polimerização (BICALHO *et al.*; 2014), este material tem por objetivo reduzir o tempo clínico, substituindo a técnica restauradora incremental (ILIE

e HICKEL, 2011; HEINTZE; ROUSSON, 2012), também sendo indicada luz de alta potência para sua polimerização (ILIE; STARK, 2014). Apesar das vantagens, estudos mostram que as resinas bulk fill podem produzir maiores temperaturas durante a reação de polimerização, comparadas às resinas incrementais, que somado ao calor gerado pelos fotoativadores pode ser muito prejudicial aos tecidos dentais, sendo necessária atenção aos protocolos de fotopolimerização, bem como medidas para minimizar o aumento de temperatura, pelo alto risco de injúria pulpar (HANNIG; BOTT, 1999; JAKUBINEK *et al.*; 2008; KWON *et al.*; 2013), especialmente em cavidades profundas (HANNIG; BOTT, 1999; BAROUDI *et al.*; 2009). Neste contexto, estudos *in vitro* têm demonstrado um aumento superior de temperatura durante a polimerização de resinas Bulk Fill, comparadas às resinas compostas incrementais (ALSHALI *et al.*; 2015; KIM *et al.*; 2015). No entanto, não há estudos *in vivo* em seres humanos que confirmem esses achados. Por esse motivo, é crucial que se conheça o aumento da TP *in vivo* no mais cenário clínico crítico, quando há a presença de uma cavidade profunda, em diferentes técnicas restauradoras. Portanto, este estudo teve por objetivo avaliar a influência da técnica restauradora no aumento de TP em pré-molares humanos durante restauração de preparos Classe V.

## 2 PROPOSIÇÃO

### 2.1 PROPOSIÇÃO GERAL

Avaliação da alteração da temperatura pulpar quando submetido à exposição de luz por fotopolimerizador à base de diodo emissores de luz (LED) de alta potência em pré-molares humanos *in vivo* frente a diferentes etapas dos procedimentos restauradores.

### 2.2 PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA

(1). Avaliar e quantificar de forma direta e em tempo real a alteração de temperatura pulpar *in vivo* de pré-molares humanos em cavidades classe V durante exposição a um fotopolimerizador LED de alta potência.

(2) Avaliar e quantificar de forma direta e em tempo real a alteração de temperatura pulpar *in vivo* durante a exposição de pré-molares humanos em cavidade classe V a um fotopolimerizador LED de alta potência quando combinado ao jato de ar da seringa tríplice.

(3) Avaliar e quantificar de forma direta e em tempo real a alteração de temperatura pulpar *in vivo* durante a exposição de pré-molares humanos em cavidade classe V a um fotopolimerizador LED de alta potência em etapas dos procedimentos restauradores com diferentes materiais resinosos.



### 3 MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 DESCRIÇÃO DOS EXPERIMENTOS REALIZADOS

Os experimentos presentes neste estudo fazem parte de uma sequência de avaliações clínicas realizadas com um único sistema de aferição e com os mesmos profissionais calibrados. Para a sua realização as experimentações foram divididas em três etapas distintas.

Experimento 01: Influência do preparo classe V *in vivo* no aumento de temperatura pulpar em pré-molares humanos durante a exposição ao fotopolimerizador LED Polywave® (ZARPELLON *et al.*; 2018). Este primeiro experimento constituiu a etapa clínico-intervencional em pacientes com avaliação clínica *in vivo*.

Experimento 02: Controle *in vivo* do aumento de temperatura pulpar em humanos causado por exposição de fotoativação por LED (ZARPELLON *et al.*; 2018). Nesta segunda etapa o estudo clínico foi intervencional *in vivo* com experimentação de estratégia inédita de resfriamento com jato de ar *in vivo*.

Experimento 03: Efeito da técnica restauradora na temperatura pulpar *in vivo* em pré-molares humanos. Na terceira etapa a avaliação clínica intervencional também foi realizada com pacientes *in vivo*.

#### 3.2 SELEÇÃO DE PACIENTES

Após aprovação do Comitê de Ética da Universidade Estadual de Ponta Grossa (protocolo número #255.945), os pacientes voluntários foram encaminhados pelo programa de especialização em ortodontia para extração de primeiros pré-molares superiores ou inferiores quando a cirurgia de extração dentária estava contida no plano de tratamento ortodôntico destes pacientes. Estes pacientes foram recrutados de acordo com a demanda, passando por seleção através de anamnese e exame clínico.

Os primeiros pré-molares inferiores ou superiores hígidos de 37 voluntários entre 10 e 41 anos foram selecionados, totalizando 82 oitenta e dois dentes avaliados. Por protocolo, todos os pacientes participantes do estudo apresentaram carta de solicitação da extração dentária assinada por seu ortodontista e preencheram os

termos de consentimento livre e esclarecido de acordo com a idade do paciente (Anexo B, C, D).

### 3.3 CRITÉRIOS E INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Puderam participar do estudo pacientes com necessidade de extração de primeiros pré-molares superiores e/ou inferiores por razões ortodônticas, com requerimento assinado pelo ortodontista, apresentando estes elementos dentários hígidos e periodonto saudável. Além disso, os voluntários deveriam apresentar saúde sistêmica que permitisse a realização do procedimento cirúrgico necessário. Foi obrigatória a autorização por escrito dos pacientes para o procedimento pelo TCLE (Anexo B), e em caso de pacientes menor de 18 anos, além da assinatura do paciente em documentação adaptada (Anexo C), os pais ou responsáveis também precisaram autorizar o procedimento (Anexo D). Estes documentos continham informações sobre a pesquisa, o procedimento e os riscos envolvidos.

Foram excluídos do experimento os pacientes que não concordaram em aderir ao TCLE; pacientes que apresentaram lesões cáries, restaurações diretas ou indiretas nos dentes a serem removidos, periodonto com sinais de inflamação ou perda óssea; pacientes que tiveram sido submetidos a procedimento clareador nos dentes, ou cirurgia estética periodontal; má formação dental ou posicionamento alterado na arcada; e pacientes com a saúde sistêmica comprometida ou não colaborativos.

### 3.4 MENSURAÇÃO DA EMITÂNCIA RADIANTE E CÁLCULO DA EXPOSIÇÃO DA UNIDADE FOTOPOLIMERIZADORA

A emissão de potência espectral do fotopolimerizador LED de ondas poligonais testado (bluephase® 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 1) foi mensurado cinco vezes cada, usando um espectrorradiômetro de grau laboratorial (USB 2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, EUA) e uma esfera integradora de 6 pol. (Labsphere, North Sutton, NH, EUA), previamente calibrado usando uma fonte de luz NIST-traceable (Figura 2). A extremidade da ponta do fotopolimerizador foi posicionada na entrada da esfera, de tal forma que toda a luz emitida a partir da unidade foi capturada. Os seguintes modos de exposição (ME) foram avaliados: low,

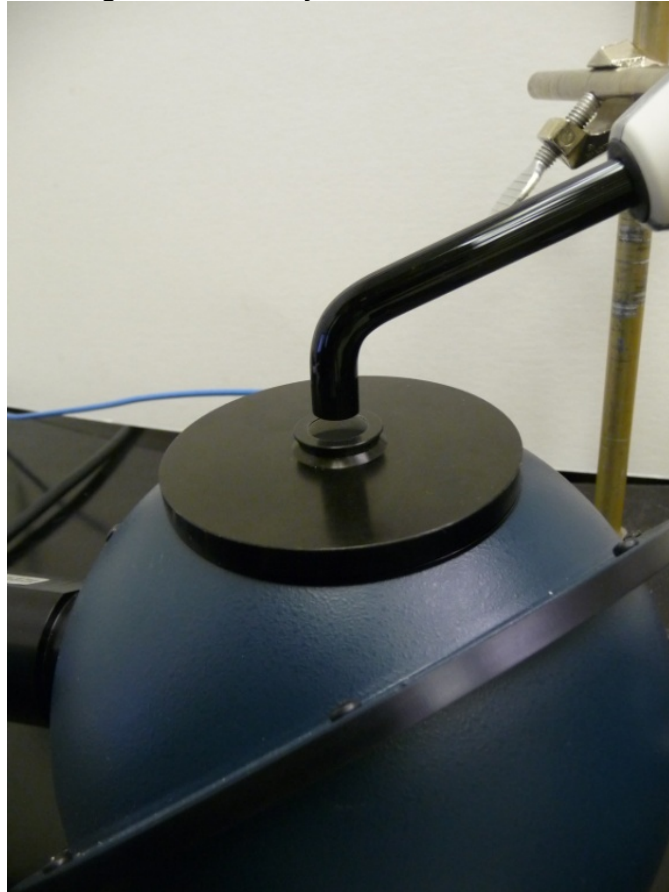
high e Turbo. Emissão de potência espectral baseada no comprimento de onda durante cada ME foi determinado usando software (SpectraSuite v2.0.146, Ocean Optics) entre 350 a 550 nm, que também forneceu um total de energia emitida dentro dessa faixa de comprimento de onda.

**Figura 1-** Fotopolimerizador LED, Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent).



Fonte: A autora

**Figura 2-** Mensuração da emitância radiante



Fonte: A autora

A área de emissão óptica da extremidade distal do guia de luz foi calculada, e esse valor foi dividido em valor de potência espectral para derivar a emissão radiante total de luz LED para cada ME ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ).

### 3.5 MENSURAÇÃO *IN VIVO* DA TP

Para a avaliação da temperatura pulpar os pacientes foram anestesiados. Os dentes receberam anestesia tanto infiltrativas quanto intraligamentais usando anestésico local (2 % de cloridrato de mepivacaína com Epinefrina 1:100.000, Mepiadre, DFL Indústria e Comércio, Rio de Janeiro Janeiro, RJ, Brasil). O dente foi isolado com lençol de borracha e uma pequena cavidade oclusal foi realizada no centro do dente selecionado, usando uma broca diamantada esférica (# 1015, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) em uma peça de mão de alta rotação, com *spray* ar-água, até que quase houvesse uma exposição pulpar e então, uma pequena broca diamantada em forma de lápis (# 2134, KG Sorensen) foi usada para produzir uma

exposição minuciosa da polpa, de aproximadamente 0,3mm, sem sangramento pulpar. (Figura 3)

**Figura 3 - Exposição pulpar na face oclusal**

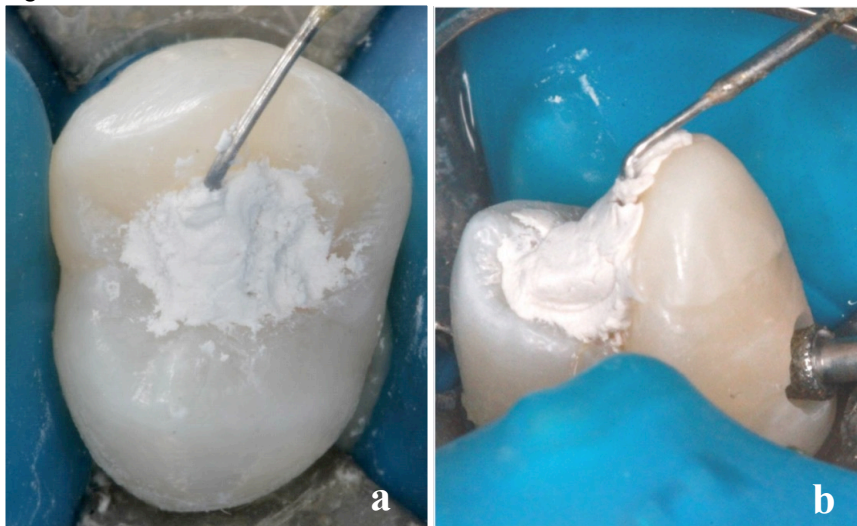


Fonte: A autora

Para a obtenção dos valores de temperatura do tecido pulpar, um sistema de aquisição de temperatura sem fio, (Data Acquisition - Thermes WFI, Physitemp, Clifton, NJ, EUA) acoplado a uma sonda termopar (tipo T NIST-traceable; Physitemp). A sonda de temperatura foi calibrada e conectada neste sistema e imersas em um tubo de ensaio com solução salina estéril a 0,9% a temperatura ambiente. Após a exposição pulpar, uma das sondas foi removida da solução salina e inserida imediatamente na câmara pulpar, e foi posicionada para permanecer estável no sulco da cúspide, e em uma profundidade pré-determinada de aproximadamente 4 mm na câmara pulpar enquanto TP foi medida. A cavidade oclusal foi então preenchida com restaurador provisório (Cavitec, CaiTHEC Ltda, SC, Brasil), para minimizar a perda de calor do dente através das paredes do preparo oclusal e acesso à polpa. (Figura 4a) A outra sonda foi mantida na solução salina à temperatura ambiente (aproximadamente 22,0 °C), e foi usada como referência. Temperatura ambiente foi mantida estável ao longo do procedimento sendo controlada por ar condicionado,

ajustado para 22 °C. Os dados de temperatura em tempo real foram continuamente adquiridos a cada 0,2 s, até atingir um TP estável: entre 15 e 20 min. Após o estabelecimento da temperatura basal e a sonda no interior da câmara pulpar, uma cavidade Classe V de 2 mm foi confeccionada na face vestibular do dente com uma broca diamantada (# 2133, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 4b), deste modo, a parede axial ficou com aproximadamente 1 mm de distância da câmara pulpar.

**Figura 4a:** Sonda de temperatura, estéril, inserida e selada. **b:** Preparação da cavidade Classe V, broca diamantada refrigerada.



Fonte: A autora.

### 3.6 ANÁLISE DA CONSTANTE DE TEMPO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE TEMPERATURA

A fim de verificar o tempo que a sonda termopar levaria para adquirir resposta, Runnacles et al realizou alguns testes: foram conectadas três sondas ao sistema. A primeira delas foi imersa em água a temperatura ambiente ( $\approx 25,5^{\circ}\text{C}$ ) em um tubo de ensaio; a segunda foi imersa em água aquecida a  $60^{\circ}\text{C}$ , em dispositivo com temperatura mantida eletronicamente (SL-155/22, Solab, Piracicaba, SP, Brasil); e a terceira sonda foi sendo imersa de forma intermitente nos dois recipientes anteriores, permanecendo por 10 min em cada. Os dados de temperatura das sondas foram obtidos em tempo real a cada 0,2 s pelo termopar. Este experimento foi repetido 8 vezes ( $n=8$ ). Em resumo, portanto, o termopar foi imerso em soro quente ( $\approx 60^{\circ}\text{C}$ ) e temperatura ambiente ( $\approx 25^{\circ}\text{C}$ ), desenvolvendo uma temperatura por período de

tempo, e o tempo médio correspondente a 63,2 % do aumento total da temperatura (constante de tempo) foi determinado. Para o sistema de aquisição de dados de temperatura, que foi de 1,46 s. A inclinação da linha de regressão entre duas temperaturas extremas, foi usado para determinar o tempo necessário para o sistema indicar uma mudança de temperatura de 1°C; que foi apenas 0,07 s (RUNNACLES *et al.*; 2015b).

### 3.7 EXPERIMENTO 01

A ponta do fotopolimerizador foi colocada contra a superfície vestibular do dente sobre a preparação Classe V e o dente foi aleatoriamente exposto sequencialmente à luz do fotopolimerizador LED (bluephase® 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) usando os seguintes MEs: 10s em intensidade low (10s/L) ou 10s em intensidade high (10s/H); 5 s na intensidade do Turbo (5s/T); 30-s (30s/H) e 60s na intensidade high (60s/H), com um intervalo de 7 min entre cada exposição de modo que o TP basal poderia ser restabelecido antes da próxima exposição. O tempo da aquisição de dados quando cada modo de luz foi aplicado foi captada, de modo que uma sobreposição baseada em tempo de ativação de luz e temperatura pode ser feita. Após o término da aquisição de dados de temperatura, a sonda foi cuidadosamente removida, e o dente foi atraumaticamente extraído, seguindo o plano de tratamento ortodôntico. A sonda foi então reinserida em posição na câmara pulpar do dente extraído e imagens radiográficas foram obtidas a partir do lado proximal para confirmar se a sonda foi adequadamente inserida na câmara pulpar e para assegurar que a espessura da parede axial remanescente estava semelhante em todos os dentes ( $\approx 1$  mm).

### 3.8 EXPERIMENTO 02

A extremidade emissora de uma unidade de polimerização LED Polywave® de alta potência (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Principado de Linchestein), usada em seu modo de alta potência (1244 mW/cm<sup>2</sup> com base na análise com espectrorradiômetro de laboratório) foi colocada diretamente contra a superfície do esmalte vestibular, na região cervical. As seguintes condições de exposição foram aplicadas, durante as quais os dados foram registrados a cada 0,2 s: 3 s antes da

exposição à luz, um *spray* de ar a partir de uma seringa tripla foi realizada a 1 mm da superfície do esmalte lingual (pressão de ar ajustada para 28 psi). Uma exposição de 30 s no modo de alta intensidade (exposição radiante de 36,9 J/cm<sup>2</sup>) foi aplicada à superfície facial e o fluxo de ar foi interrompido no mesmo momento em que o fotopolimerizador LCU foi desligado (30 s-H/air). Um intervalo de tempo de 7 min passou, para permitir que as temperaturas pulpares basais voltassem aos valores de pré-exposição. Outra exposição foi então dada como indicado anteriormente, mas sem a aplicação do *spray* de ar (30 sH).

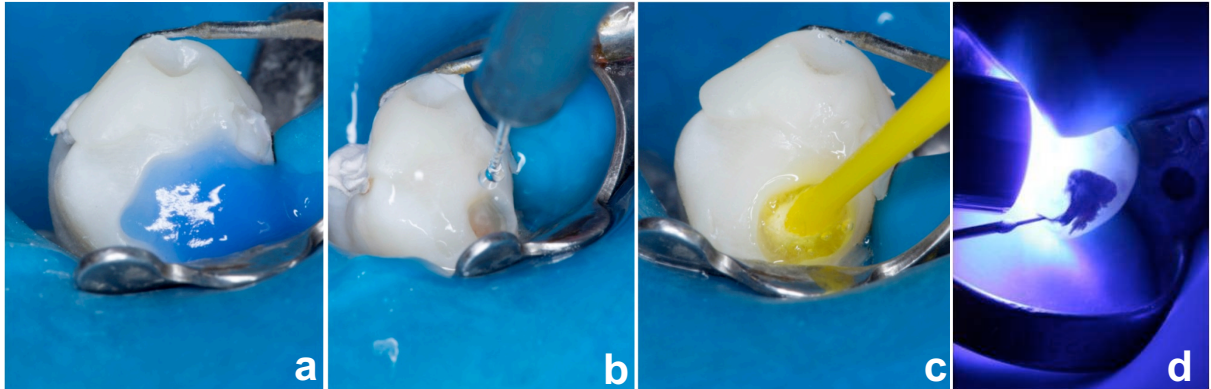
### 3.9 EXPERIMENTO 03

Os dentes foram aleatoriamente divididos por grupos conforme material restaurador utilizado: Filtek Z250 (3M ESPE) dois incrementos fotopolimerizados por 10 s cada; Filtek Z350 (3M ESPE) incremento único fotopolimerizado por 40 s; Tetric N Ceram Bulkfill (Ivoclar Vivadent) incremento único fotopolimerizado por 10 s.

Os sistemas adesivos Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) e Tetric Nano Bond (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foram aplicados com condicionamento ácido e polimerizados de acordo com as recomendações dos fabricantes (Figura 5). Os dentes foram restaurados com resina composta Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) em duas camadas, Filtek Z350 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) camada única ou resina Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) camada única, as quais foram fotopolimerizadas por um fotoativador a base de LED de alta potência (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Principado de Liechtenstein) no modo de alta potência, com a ponta fotoativadora justaposta à face vestibular do dente, recomendado pelo fabricante (Figura 6).

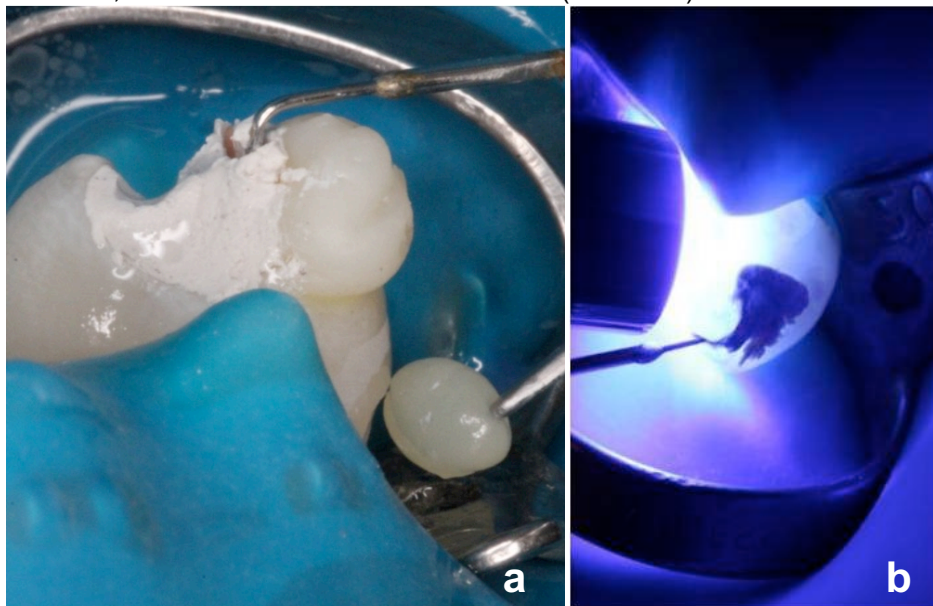


**Figura 5 a-** Ataque ácido com gel de ácido fosfórico 35 %. **b-** Lavagem da cavidade. **c-** Adesivo aplicado de acordo com as recomendações de cada fabricante. **d-** Fotopolimerização Tetric N-Bond: 10 s Low (656 mW/cm<sup>2</sup> Single Bond Universal: 10 s High (1244 mW/cm<sup>2</sup>).



Fonte: A autora.

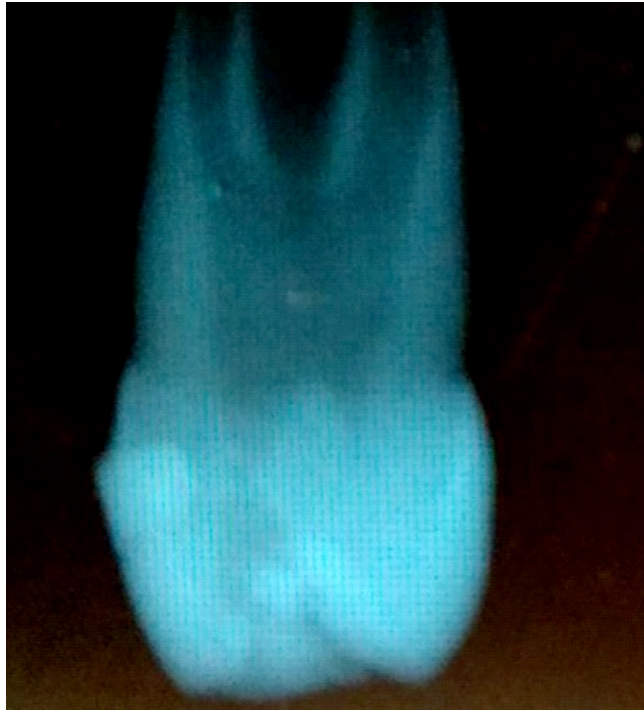
**Figura 6-** Inserção de resina e polimerização: Tetric N Ceram Bulkfill (10 s) e Filtek Z350 (40 s) 1 incremento de 2 mm, Filtek Z250: 2 incrementos de 1 mm (10 s cada)



Fonte: A autora.

Ao final da aquisição de temperatura, a sonda foi cuidadosamente removida do dente, a anestesia foi complementada e os dentes foram extraídos com a utilização de periótomo e fórceps. Após a extração, a sonda foi reinserida na câmara pulpar de alguns dentes extraídos, e as radiografias foram feitas da superfície proximal, com a sonda simulando a posição intraoral, para confirmar a posição da sonda durante o teste (Figura 7).

**Figura 7** - O dente foi extraído e radiograficamente foi confirmada a espessura de dentina remanescente.



Fonte: A autora.

## 4 ARTIGOS

### 4.1 ARTIGO 1 – INFLUENCE OF CLASS V PREPARATION ON *IN VIVO* TEMPERATURE RISE IN ANESTHETIZED HUMAN PULP DURING EXPOSURE TO A POLYWAVE LED LIGHT CURING UNIT

Driellen Christine Zarpellon<sup>a</sup> Patrício Runnacles<sup>a</sup> Cristiane Maucoski<sup>a</sup> Dayane Jaqueline Gross<sup>a</sup> Ulisses Coelho<sup>a</sup> Frederick Allen Rueggeberg<sup>b</sup> Cesar Augusto Galvão Arrais<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Department of Restorative Dentistry, State University of Ponta Grossa, Rua General Carlos Cavalcanti, 4748, Uvaranas 84030-900, Ponta Grossa, Parana, Brazil

<sup>b</sup> Dental Materials Section, Department of Restorative Sciences, Dental College of Georgia, Room GC 4344, Augusta University, 1430 John Wesley Gilbert Drive, Augusta, GA 30912, USA

**Accepted** 12 March 2018.

**DOI:** <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.003>

#### ABSTRACT

**Objectives.** This *in vivo* study evaluated pulp temperature (PT) rise in human premolars having deep Class V preparations during exposure to a light curing unit (LCU) using selected exposure modes (EMs).

**Methods.** After local Ethics Committee approval, intact first premolars (n=8) requiring extraction for orthodontic reasons, from 8 volunteers, received infiltrative and intraligamental anesthesia and were isolated using rubber dam. A minute pulp exposure was attained and sterile probe from a wireless, NIST-traceable, temperature acquisition system was inserted into the coronal pulp chamber to continuously monitor PT (°C). A deep buccal Class V preparation was prepared using a high speed diamond bur under air-water spray cooling. The surface was exposed to a Polywave® LED LCU (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent) using selected EMs, allowing 7-min span between each exposure: 10-s in Low (10-s/L), 10-s (10-s/H), 30-s (30-s/H), or 60-s (60-s/H) in High mode; and 5-s-Turbo (5-s/T). Peak PT values and PT increases over physiologic baseline levels ( $\Delta T$ ) were subjected to 1-Way, repeated measures ANOVAs, and Bonferroni's post-hoc tests ( $\alpha=0.05$ ). Linear regression analysis was performed to establish the relationship between applied radiant exposure and  $\Delta T$ .

**Results.** All EMs produced higher peak PT than the baseline temperature ( $p<0.001$ ). Only 60-s/H mode generated an average  $\Delta T$  of 5.5°C ( $p<0.001$ ). A significant, positive relationship was noted between applied radiant exposure and  $\Delta T$  ( $r^2 = 0.8962$ ;  $p<0.001$ ). Significance. *In vivo* exposure of deep Class V preparation to Polywave® LED LCU increases PT to values considered safe for the pulp, for most EMs. Only the longest evaluated EM caused higher PT increase than the critical  $\Delta T$ , thought to be associated with pulpal necrosis.

**Keywords:** *Light-curing of dental resins; pulp temperature; preparation; Dental pulp/radiation effects; dental pulp cavity; humans*

## INTRODUCTION

Over the last decades, powerful light emitting diode (LED) light curing units (LCU) have become available in order to provide optimal mechanical properties of photoactivated, resin-based composites and to reduce the time required for clinicians to accomplish restorative procedures. In this context, LED LCUs with radiant emittance values exceeding  $2,000 \text{ mW/cm}^2$  are now commercially available. Thus, the heat generated in target tissues by such devices has become an issue.

In a study using *Rhesus* monkeys, Zach and Cohen [1] concluded that a temperature increase of  $5.5 \text{ }^\circ\text{C}$  within the pulp may lead to a high occurrence of pulpal necrosis. Subsequent to that work, several *in vitro* studies demonstrated that exposure to light emitted from second and third generation LED LCUs cause a significant temperature increase within the pulp chamber of extracted teeth, ranging from  $1.5$  to  $23.2 \text{ }^\circ\text{C}$  [2-8]. Although this temperature rise range depends on LCU type, radiant emittance, and tooth characteristics [3-12], there is a consensus that the use of some LED LCUs can result in a pulp temperature (PT) rise to values close to, or even higher than, the potential damaging threshold temperature increase of  $5.5 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Most recently, in an attempt to clarify the relationship between radiant exposure values and pulp temperature, Runnacles et al. [13] evaluated the *in vivo* pulp temperature (PT) rise after a variety of radiant exposure values and exposure modes (EM) were delivered to the buccal surface of intact, human premolars. In that study, although all tested exposure modes caused significant PT rise in anesthetized human premolars over physiologic values, the most commonly used radiant exposure values did not cause higher temperature rise than the threshold temperature increase of  $5.5 \text{ }^\circ\text{C}$ . Yet, in that study, only exposure to light with irradiant emittance of  $1,244 \text{ mW/cm}^2$  for  $60 \text{ s}$  ( $75 \text{ J/cm}^2$ ) caused a PT rise close to  $5.5 \text{ }^\circ\text{C}$ . However, that study was performed on healthy, intact premolars, which only reproduces specific clinical situations, such as in-office bleaching procedures or when ceramic laminates or direct composite lamination procedures are applied to intact teeth. Therefore, those results cannot be extrapolated to the clinical scenario, where a deep preparation is formed after caries removal, leaving only a thin remaining dentin layer to protect the pulp against heat generated by light emitted from LED LCUs. Several *in vitro* studies show the importance of the thickness of remaining dentin in reducing the temperature rise within

the pulp chamber during exposure to light emitted from LCUs [5,9,14,15]. For this reason, one could expect higher PT increase in the clinical scenarios where only a thin dentin wall remains at the bottom of a cavity preparation, in comparison to those values observed in intact, sound teeth. However, no information is available about the *in vivo* PT rise after exposure of premolars having a deep Class V preparation to light emitted from a third generation LED LCU.

The current study is one in a series of *in vivo* studies performed in humans, which evaluated the PT increase during exposure to light emitted from LED LCU under different clinical scenarios. In this sequence, *in vivo* PT rise was evaluated in premolars having deep Class V preparations during exposure to light emitted from a high power Polywave® LED LCU. The research hypotheses tested were that (1) all exposure modes will cause a significant increase in pulp temperature compared to baseline, physiologic temperature, that (2) none of the evaluated EMs causes PT rise to higher than those considered harmful (5.5 °C) to the pulp tissue, and (3) that there is a direct, positive relationship between radiant exposure application and PT rise.

## **MATERIALS AND METHODS**

### *Radiant emittance measurement and radiant exposure calculation of the LCU*

The spectral power emission from the tested polywave LED LCU (bluephase® 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) was recorded five times each, using a laboratory grade spectroradiometer (USB 2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, USA) and a 6-in integrating sphere (Labsphere, North Sutton, NH, USA), previously calibrated using a NIST-traceable light source. The LCU tip end was positioned at the entrance of the integrating sphere, such that all light emitted from the unit was captured. The following exposure modes (EM) were evaluated: Low, High, and Turbo. Wavelength-based, spectral power emission during each EM was determined using software (SpectraSuite v2.0.146, Ocean Optics) between 350 to 550 nm, which also provided a total of emitted power within that wavelength range. The optical emitting area of the distal end of the light guide was calculated, and this value was divided into the integrated spectral power value to derive the total radiant emittance from the curing light for each EM (mW/cm<sup>2</sup>).

### *In vivo* measurement of PT increase

After approval by the Ethics Committee at the State University of Ponta Grossa (protocol #255,945), 8 volunteers, between the ages of 13 and 20 years, were referred by the orthodontic specialization program in Ponta Grossa (Brazil) for extraction of either upper or lower first premolars (n=8) for treatment reasons. The patients were recruited according to the demand and were attended to between May, 2013, and May, 2015. The inclusion criteria included (1) orthodontic treatment plan including upper or lower first premolar extractions, (2) the presence of fully erupted, intact teeth, with absence of caries and restorations, and (3) patients with well-controlled health conditions to reduce risks during the research procedures. Patient exclusion criteria included those individuals who did not agree to volunteer for the study or did not meet the study parameters.

After patient informed consent was obtained, the teeth received both infiltrative as well as intraligamental injections using a local anesthetic (2% Mepivacaine Hydrochloride with Epinephrine, Mepiadre, DFL Industria e Comercio, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). Tooth preparation for intrapulpal temperature measurement was performed as previously described by Runnacles et al. [13,16]. A small, occlusal preparation was made in the center of the selected tooth, using a round diamond bur (#1015, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brazil) in a high speed handpiece, with controlled amounts of air-water spray, until the preparation pulpal floor was near the buccal pulp horn. Then, a small, pencil-shaped diamond bur (#2134, KG Sorensen) was used to produce a minute pulp exposure, with no pulp bleeding (Fig. 1a). A wireless, NIST-traceable, temperature acquisition system (Temperature Data Acquisition - Thermes WFI, Physitemp, Clifton, NJ, USA) was used to measure pulp temperature (PT). Two calibrated temperature probes were connected to that system and both probes were immersed in a room temperature, 0.9% sterile saline solution, while pulp exposure was obtained. Prior to probe placement, a small groove was created on the buccal cusp, close to the cusp tip, to allow the probe to rest at a fixed position. After pulp exposure, one probe was removed from the water and inserted immediately into the pulp chamber, and was positioned to remain stable in the cusp groove, and at a pre-determined depth of approximately 4 mm into the pulp chamber while PT was measured. The preparation was then filled with provisional restorative material

(Cavitec, CaiTHEC Ltda, SC, Brazil), to minimize heat loss from the tooth through the occlusal preparation walls and pulp access (Fig. 1b).

The other probe was maintained in the saline solution at room temperature (approximately 22.0°C), and was used as a reference. Room temperature was stabilized throughout the procedure, being controlled by air conditioning set to approximately 22°C. After probe stability was confirmed, real-time temperature data were continuously acquired every 0.2 s, until a stable PT was reached: between 15 and 20 min.

### *Class V preparation*

A controlled-size, Class V tooth preparation was made on the buccal surface, using a diamond bur (#2131, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brazil) in a high speed hand piece, under controlled amounts of air-water spray (33 ml/min) (Fig. 1c). Flow rate was measured by collecting the water from the turbine in a graduated cylinder over measured time intervals. The preparation size was determined based on the bur shape: 2.5 mm in diameter and 2.5-mm deep (Fig.1d). The preparations left approximately 1-mm thickness of dentin remaining between the axial wall and the pulp chamber. Following tooth preparation, another time interval was given for the intrapulpal temperature to reestablish a stable, physiologic baseline value.

### *Curing light exposure scenarios*

The LCU tip was placed against the buccal tooth surface over the Class V preparation (Fig. 1e) and the tooth was randomly sequentially exposed to the radiant output from a polywave LED LCU (bluephase® 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) using the following exposure modes (Ems): 10-s in either low (10-s/L) or 10-s high intensity (10-s/H); 5-s in Turbo intensity (5-s/T); 30-s (30-s/H) and 60-s in high intensity (60-s/H), with a 7-min span between each exposure so the baseline PT could be reestablished before the next exposure. The time into the data acquisition when each light mode was applied was recorded, so that a time-based overlay of light activation and temperature could be made.

After the end of the temperature data acquisition, the probe was carefully removed, and the tooth was atraumatically extracted, following the orthodontic

treatment plan. The probe was then reinserted in position into the pulp chamber of the extracted tooth and X-ray images were obtained from the proximal side to confirm if the probe had been properly inserted into the pulp chamber and to assure that the thickness of remaining axial wall was similar in all teeth ( $\approx 1$  mm) (Fig. 1f).

Time constant analysis of each thermocouple was determined, as previously described by Runnacles et al. (2015) [16]. In summary, the thermocouple was immersed in hot ( $\approx 60^\circ\text{C}$ ) and room temperature water ( $\approx 25^\circ\text{C}$ ), developing a temperature vs time plot, and the average time corresponding to 63.2% of the total temperature increase (time constant;  $\tau$ ) was determined. For the temperature data acquisition system, the  $\tau$  obtained was 1.46 s. The slope of the regression line between two temperature extremes was used to determine the time required for the system to indicate a 1-degree Centigrade temperature change; only 0.07 s.

### *Statistical Analyses*

The total radiant emittance from the LCU for each EM was multiplied by the light exposure duration to derive the value of radiant exposure applied to each tooth surface for each light output mode ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ). The total spectral power and radiant exposure delivered by the evaluated EMs were compared using a 1-way ANOVA followed by Tukey's post-hoc test at a pre-set alpha of 0.05. Peak PT ( $^\circ\text{C}$ ) and the PT increase during exposure to the LCU over that of the pre-exposure baseline value ( $\Delta\text{T}$ ) were subjected to a one-way, repeated measures ANOVA, followed by the Bonferroni's post-hoc test (pre-set alpha of 0.05).

Linear regression analysis was performed to examine the relationship between applied radiant exposure level and  $\Delta\text{T}$ . Post-hoc power analysis was performed for the statistical analyses of emitted spectral power and radiant exposure, peak PT and  $\Delta\text{T}$  values. All statistical analyses were performed using commercial statistical software (Statistics 19, SPSS Inc, IBM Company, Armonk, NY, USA).



## RESULTS

For the number of evaluated teeth ( $n = 8$ ), the *in vivo* study was adequately powered for EM factor, for both peak PT values, and for  $\Delta T$  values (over 99.0%;  $\alpha = 0.05$ ).

### *Pulp temperature analysis during Class V preparation*

A representative real time profile of PT drop during the Class V preparation is presented in Fig. 2. The average time spent on preparation was 71.8 s, and PT started to drop approximately 2.5 s after the beginning of preparation procedure, based on the analysis of real time profile of PT during preparation (Fig. 2). The average time required for PT to reach its lowest peak was 89.5 ( $\pm 17.1$ ) s after PT drop was noted, so further PT decrease was observed after the preparation had been finished (Fig. 2). An average PT drop of 5.8 ( $\pm 1.2$ ) °C was observed after the preparation had been finished.

### *Radiant emittance measurement and radiant exposure calculation of the LCU*

Radiant emittance and radiant exposure values evaluated in the current study are shown in Table 1. Light emitted in the Turbo EM (5-s/T) showed the highest radiant emittance values, which were significantly higher than those observed when light was emitted in the high (H) or low (L) EMs ( $p < 0.001$ ). Light emitted in high EM was significantly higher than that emitted in low EM ( $p < 0.001$ ).

The 60-s/H EM delivered the highest radiant exposure value among all tested groups, while the 10-s/L group exhibited the lowest amount. The 30-s/H mode delivered higher radiant exposure values than did the 10-s/H group ( $p < 0.001$ ), which in turn delivered higher radiant exposure values than 5-s/T ( $p < 0.001$ ).

### *In vivo pulp chamber temperature increase from curing light exposure*

The *in vivo* peak PT and  $\Delta T$  values during exposure to the LED light, the time required for the PT to reach peak value, as well as response time of the measurement system for the  $\Delta T$  values obtained in each experimental group are shown in Table 1. Peak PT after exposure to the different EMs was significantly higher than the baseline PT values, regardless of EM ( $p < 0.001$ ). The 10-s/L group showed the lowest peak

PT and  $\Delta T$  ( $p < 0.001$ ), while 60-s/H group showed the highest values ( $p < 0.001$ ). Exposure to 10-s/H caused significantly higher  $\Delta T$  values than did exposure to 10-s/L ( $p = 0.009$ ), while no significant difference in  $\Delta T$  values was noted between the 5-s/T and 10-s/H groups. Although no significant difference in peak PT was observed between the 30-s/H and 60-s/H groups, exposure to 60-s/H caused significantly higher  $\Delta T$  values than did 30-s/H EM ( $p = 0.006$ ). Linear regression analysis showed a significant, positive relationship between delivered radiant exposure and  $\Delta T$  ( $r^2 = 0.8962$ ;  $p < 0.001$ ) (Fig. 3). The time required for the PT to reach peak PT ranged from 7.5 s, when the lowest radiant exposure value was delivered to the teeth, to 61.2 s, when the highest radiant exposure value was delivered, while the time for temperature rise on the temperature probe itself ranged from 0.049 s to 0.385 s (Table 1).

Representative real-time profiles of PT rise during exposure to LED LCU using varying exposure modes are shown in Fig. 4 (graphs on the right-hand column are time-magnified views of the same image represented in the corresponding left-hand column). A rapid increase in PT was observed approximately 2 s after light initiation, while the magnitude of the PT increase was greater as higher radiant exposure values were delivered. Most EMs caused a temperature increase at a constant rate, characterized by an ascending line, which demonstrated a higher slope when greater radiant emittance values were applied. Exposure to 30-s/H and 60-s/H resulted in an ascending curve with an apparent higher slope at the beginning of exposure, followed by a decrease in slope as PT rose (Figs. 4h and 4j). Approximately 2 s after LED light shut off using 10-s/H and 5-s/H EMs, a rapid temperature drop was observed within the first seconds, then a slower decrease was noted until the baseline PT was reestablished. A slower temperature drop was noted when the other EMs were used in comparison to the temperature drop observed using 10-s/H and 5-s/T modes.

## DISCUSSION

Similar to the *in vivo* findings of our first study that compared PT rise in intact premolar teeth [16], a significant PT rise was observed during exposure to all EMs compared to the baseline PT. Therefore, the first hypothesis was accepted. The current *in vivo* peak PT and  $\Delta T$  values were higher than those previously observed in intact premolars [16]. Such a lower PT rise in intact teeth was also noted by Choi et al. [17]

and may be attributed to the ability of enamel and dentin to act as thermal insulators [18,19]. Despite such apparently higher peak PT and  $\Delta T$  values in premolars with Class V preparation in comparison to those observed in intact teeth,  $\Delta T$  values in most groups (from 0.7 °C (10-s/L) to 3.5 °C (30-s/H EM) were lower than the threshold PT rise of 5.5 °C, a value suspected of resulting in significant incidence of pulpal necrosis. Therefore, most EMs from the LED LCU may be considered as safe when a bonding agent is photoactivated within a deep Class V preparation with approximately 1-mm thick dentin layer remaining on the axial wall, even when high radiant emittance values (1,230 mW/cm<sup>2</sup> in High mode and 2,272 mW/cm<sup>2</sup> in Turbo mode) are delivered for no longer than 30 s.

Although the current *in vivo* findings bring valuable information on PT rise during the exposure of empty, deep Class V preparation to light emitted from a high intensity polywave LED LCU, clinicians should not expect similar results when resin composite layers are placed and photoactivated within the preparation. Although the energy absorbed during irradiation is the main factor for temperature increase [17,20], previous *in vitro* studies have shown that the heat released during polymerization of a resin composite layer due to its exothermic nature also contributes to the temperature rise within the pulp chamber [17,20]. On the other hand, previous *in vitro* report showed that the resin composite layer may act as a thermal insulator, preventing a sudden increase in PT [17]. In addition, it is worth to note that thermal diffusivity and light attenuation caused by a resin composite layer are closely related to its composition [21-23], so the influence of a resin composite layer within a cavity preparation on PT rise may depend on its composition and thickness [17]. For this reason, the current findings cannot predict the temperature rise within the pulp when a resin composite layer is photoactivated within the cavity. Further *in vivo* investigation is required to evaluate the influence of the heat released from the resin composite on PT rise during a restorative procedure.

In contrast to results observed when 10-s/L, 10-s/H, 5-s/T, and 30-s/H EMs were used, the exposure to 60-s/H EM caused an average  $\Delta T$  of  $5.5 \pm 0.8$  °C, which corresponds to the threshold temperature considered harmful for the pulp [1]. Indeed, in that experimental group, the  $\Delta T$  values in three premolars were higher than the threshold PT increase of 5.5 °C. Thus, the second hypothesis must be rejected. Although such finding deserves some concern because of the possible damaging

consequences of this EM to the pulp, it is important to note that such long exposure is not usual in the clinician's routine, as most manufacturers recommend short exposures such as 10 s or 20 s to cure a layer of a bonding agent, or 20 s or 40 s to cure a resin composite increment layer.

A high, positive relationship ( $r^2=0.892$ ) between delivered radiant exposure values and  $\Delta T$  was observed using linear regression analysis. Therefore, the third hypothesis was accepted. Such a relationship was similar to that found *in vivo* in intact premolars [16] and confirmed the importance of the exposure period as the main factor responsible for PT increase, as previously demonstrated [24]. However, it should be mentioned that the positive relationship between delivered radiant exposure and PT values in teeth with Class V preparations was not as high as that observed in intact teeth ( $r^2= 0.9163$ ) [16]. This apparent difference was noted after comparison between the  $\Delta T$  values in intact teeth and those in premolars with Class V preparations. More specifically, the  $\Delta T$  values in groups comprising low delivered radiant exposures, such as 10-s/L, 10-s/H, and 5-s/T, were approximately 40% higher than those observed in intact teeth [16]. On the other hand, the exposure of teeth having Class V preparations to 60-s/H EM was only 14.6 % higher than that observed in intact teeth. Such a smaller difference in  $\Delta T$  values between intact teeth and those having Class V preparations when higher radiant exposure values are delivered may be attributed the effects of dynamic changes in pulp fluid flow as PT increases [25]. In this regard, some *in vitro* studies have demonstrated that higher fluid flow rates are capable of dissipating the heat generated during the exposure to curing light than are lower fluid flow rates [2,4]. Therefore, as PT increases, pulp fluid flow also increases in an attempt to reestablish the baseline PT and prevent thermal damage on the pulp tissue. In addition to the effect of pulp blood flow, such decrease in the rate of PT increase as temperature rose may also be partly explained by the theory of heat transfer by conduction. According to that theory, the temperature change by heat transfer per unit time is proportional to the temperature difference between the high and low temperature points [26]. In other words, as the temperature within the dentin substrate increases and the difference between the outer and inner temperature decreases, the rate of heat transfer to pulp will be lower in comparison to that when greater difference between outer and inner temperature values were observed. These assumptions may be strengthened by the analysis of the real-time profile of PT rise during the exposure to 30- s/H and 60- s/H

EM. In that analysis, the decrease in the slope of PT rise was noted as PT increased, indicating an apparent decrease in the rate of PT increase as temperature rose (Figs. 4h and 4j). However, only further *in vivo* investigation may confirm such a dynamic response of the pulp tissue to thermal *stimulus*.

Because deep Class V preparations with approximately 1-mm thick remaining axial dentin wall were evaluated, the effect of temperature rise resulting from exposure to the metal temperature-measuring probe itself should not be discarded. Therefore, the amount of this contribution cannot be separated as its own factor. On the other hand, the real-time PT analysis showed a fast drop in PT after only approximately 2 s following LED light shut-off. As a consequence, the time required for the PT to increase was longer than the exposure interval, regardless of EM (Table 1). This finding helps provide further evidence that the temperature values obtained mostly represented the effect of heating the surrounding environment rather than heating of the metal probe itself caused by light exposure.

In this study, Class V preparations performed on the buccal surface using a high speed diamond bur under constant cooling water for approximately 71.8 s caused an average PT drop of  $5.8 \pm 1.2$  °C from the baseline PT ( $35.3 \pm 0.3$  °C). Although the cooling effects of preparation using a high speed hand piece with constant water cooling have been extensively evaluated *in vitro* [27-33], to the extent of our knowledge, this is the first *in vivo* study that also evaluated the cooling effects of constant water spray cooling using high-speed turbine during a Class V preparation on human premolars. The temperature drop observed in the current study was similar to results observed in previous *in vitro* studies [30,33], although other *in vitro* studies also showed that cooling methods are not able to cause such a temperature drop [27-29,31,32]. The controversial results regarding the cooling effects during cavity preparation may be related to differences in the pressure applied to the tooth during the preparation, the temperature and flow rate of water spray, and the type and quality of the bur [27,29,30]. Curiously, the average time required for the PT drop to reach its lowest value before PT started to increase was  $89.5 \pm 17.1$  s, so PT continued to drop even after the preparation had been finished. Therefore, in the real clinical scenario where a restorative procedure comprising the use of photocurable resin-based composites is performed immediately after preparation is accomplished, lower PT in comparison to the baseline temperature values is expected at the moment when the tooth is exposed to light emitted from the LED LCU. As a consequence, more energy

may be required to cause a PT rise to values that are capable of damaging the pulp tissue, so the use of a high speed handpiece under water spray cooling in that clinical scenario may actually help to prevent thermal damage during exposure to a curing light, even when high radiant exposure values are delivered to the tooth. Further investigation is required to confirm such assumption.

Intraligamental anesthesia using anesthetic solution with vasoconstrictor was used in the current study to ensure that the volunteers felt no pain during the procedures. Thus, vasoconstriction may have occurred at the root apices, along the periodontal ligament, and within the pulp chamber, as previously demonstrated by others [34-36]. Because blood microcirculation is responsible for dissipating the temperature change caused by external thermal stimuli to the dentin/pulp complex [2,37], lower blood flow rates resulting from vasoconstriction may have impaired the cooling effects of pulp flow during and after exposure to the curing light. Therefore, clinicians may expect lower  $\Delta T$  values when only infiltrative anesthesia is performed without vasoconstrictor.

## **CONCLUSIONS**

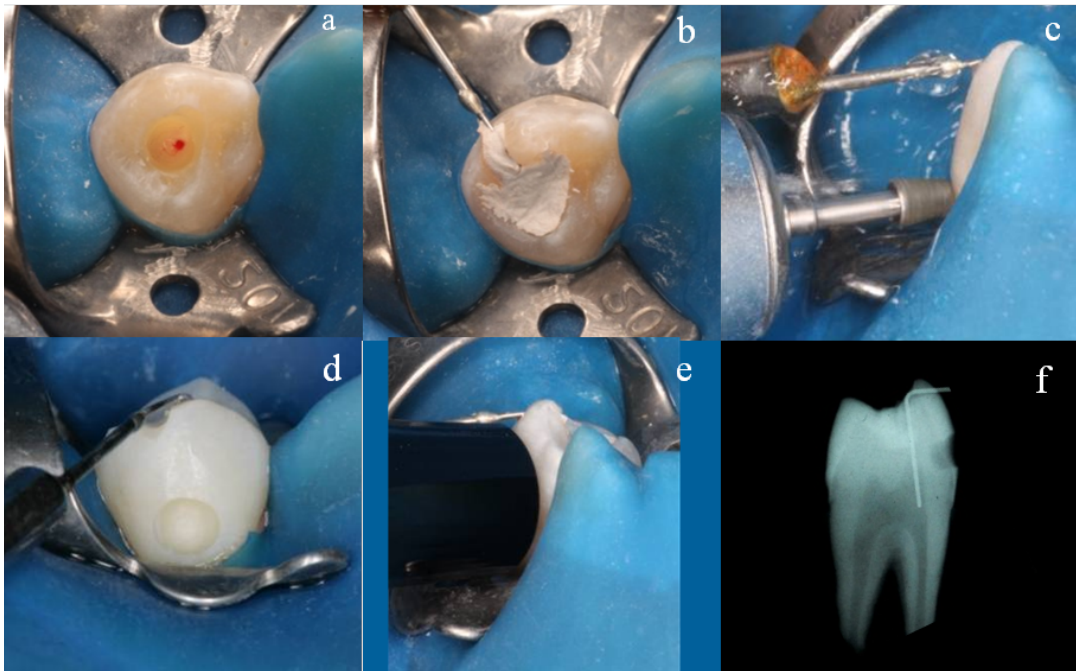
Based on the limitations imposed in the current study, the following conclusions can be made: (1) exposing upper premolars with Class V preparations to an LED-based, Polywave® LCU developed significant increases in  $\Delta T$  and peak PT in all evaluated EMs; (2) overall, most of the EMs led to  $\Delta T$  values lower than the potential damage threshold temperature increase of 5.5°C, while teeth exposed to 60-s/H EM showed an average PT increase of 5.5°C with some teeth exhibiting higher  $\Delta T$  values than the temperature threshold; and (3) a direct, positive relationship was observed between radiant exposure delivered to the tooth and  $\Delta T$  values, when teeth with Class V preparation were exposed to the curing light.

**Table 1** – Mean (SD) in vivo temperature and temperature increase above physiologic value within the pulp ( $\Delta T$ )

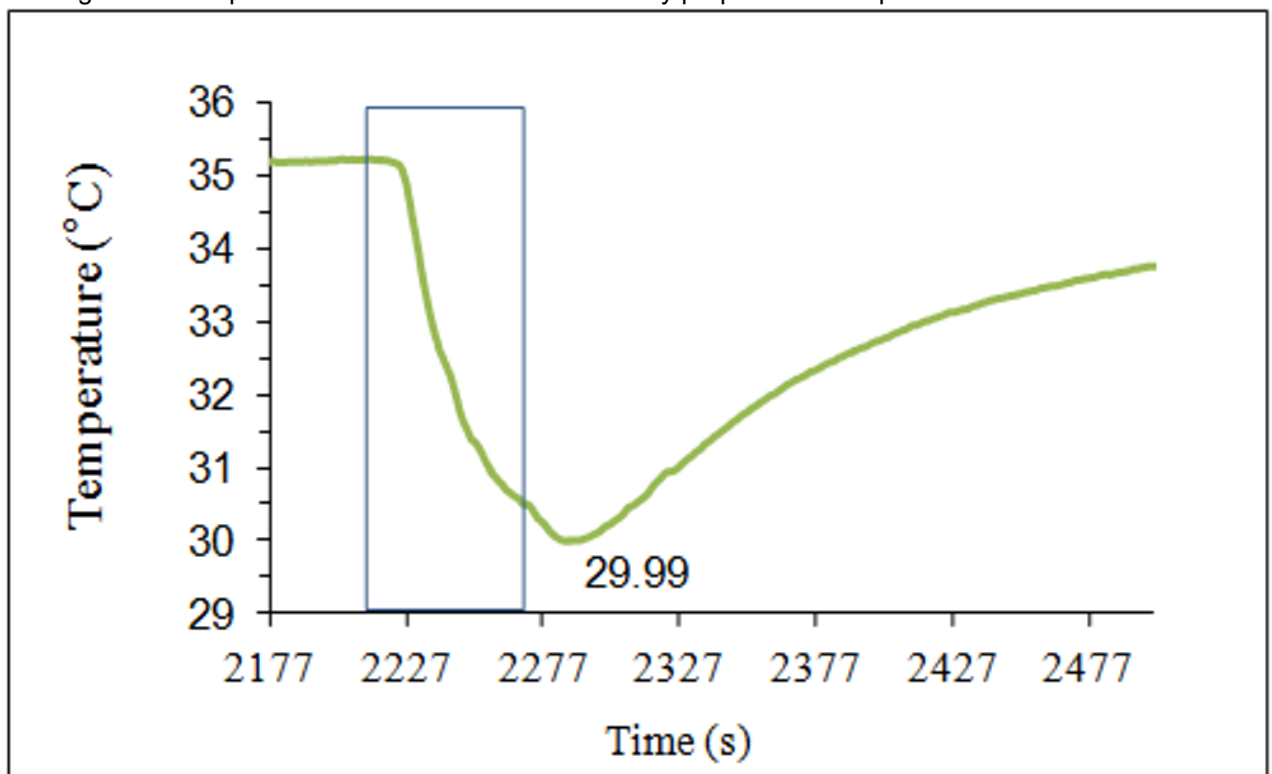
Exposure Mode	Radiant emittance (mW/cm <sup>2</sup> )	Radiant exposure (J/cm <sup>2</sup> )	Max Pulp Temp (°C)	$\Delta T$ Above Baseline (°C)	Time for PT to reach peak PT (s)	Measurement system response time (s)
Baseline	-	-	35.3 (0.3) D	-	-	-
10-s/L	760 C	6.7 E	36.0 (0.3) C	0.7 (0.1) D	10.8 (1.3)	0.049
5-s/T	2272 A	10.8 D	36.9 (0.6).BC	1.4 (0.4) C	7.5 (2.4)	0.098
10-s/H	1230 B	12.3 C	37.0 (0.5) B	1.5 (0.5) C	11.1 (0.5)	0.105
30-s/H	1230 B	36.9 B	39.2 (0.9) A	3.5 (0.7) B	30.7 (0.7)	0.245
60-s/H	1230 B	73.9 A	41.1 (1.4) A	5.5 (0.8) A	61.2 (0.9)	0.385

Within a column, means having similar upper case letters are not significantly different

**Fig. 1:** Representative images of temperature measurement in the pulp during cavity preparation and exposure to LED light: (a) deep occlusal preparation made to produce a minor pulp exposure, (b) probe insertion into the pulp chamber and occlusal cavity sealed with provisional restorative material, (c) use of a high speed diamond bur under constant water-spray cooling during Class V cavity preparation, (d) Class V preparation, (e) LCU tip positioned against buccal surface, (f) X-ray analysis after tooth extraction to confirm proper probe positioning into the pulp chamber.

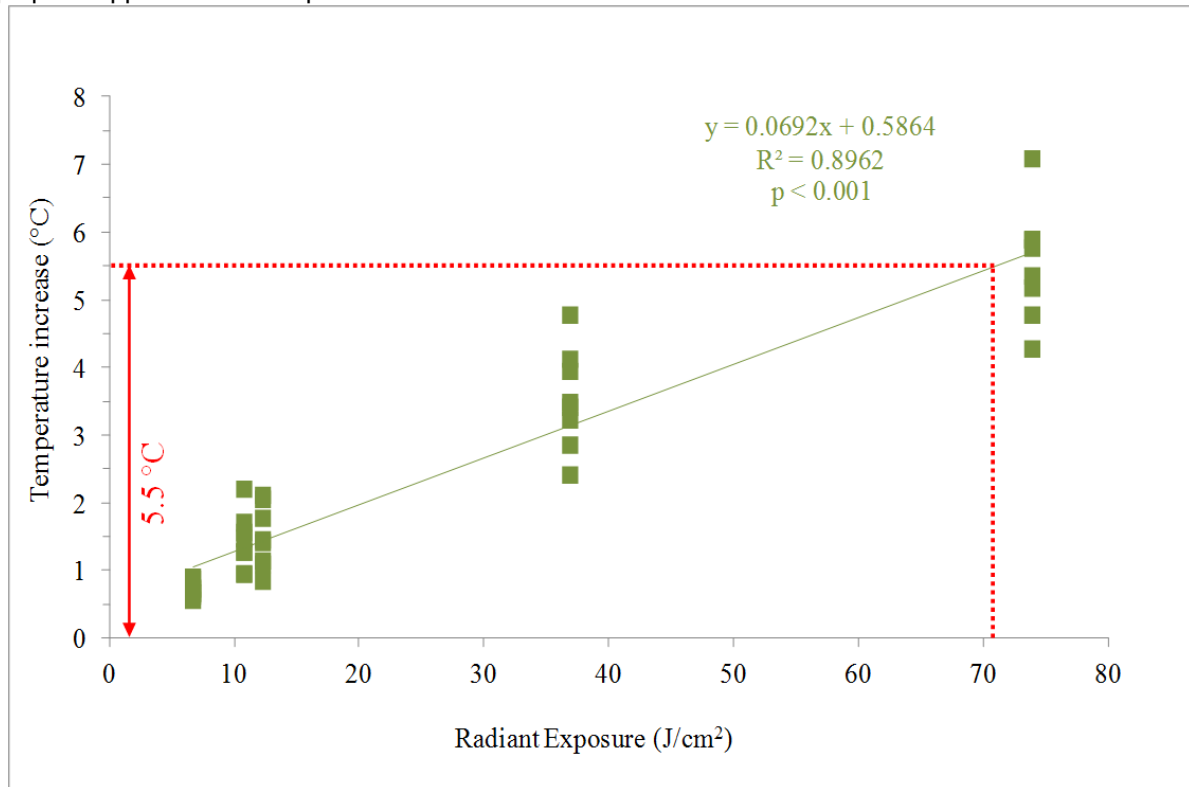


**Fig. 2:** Representative real time temperature drop during Class V cavity preparation. The blue rectangular area represents the time interval when cavity preparation was performed.

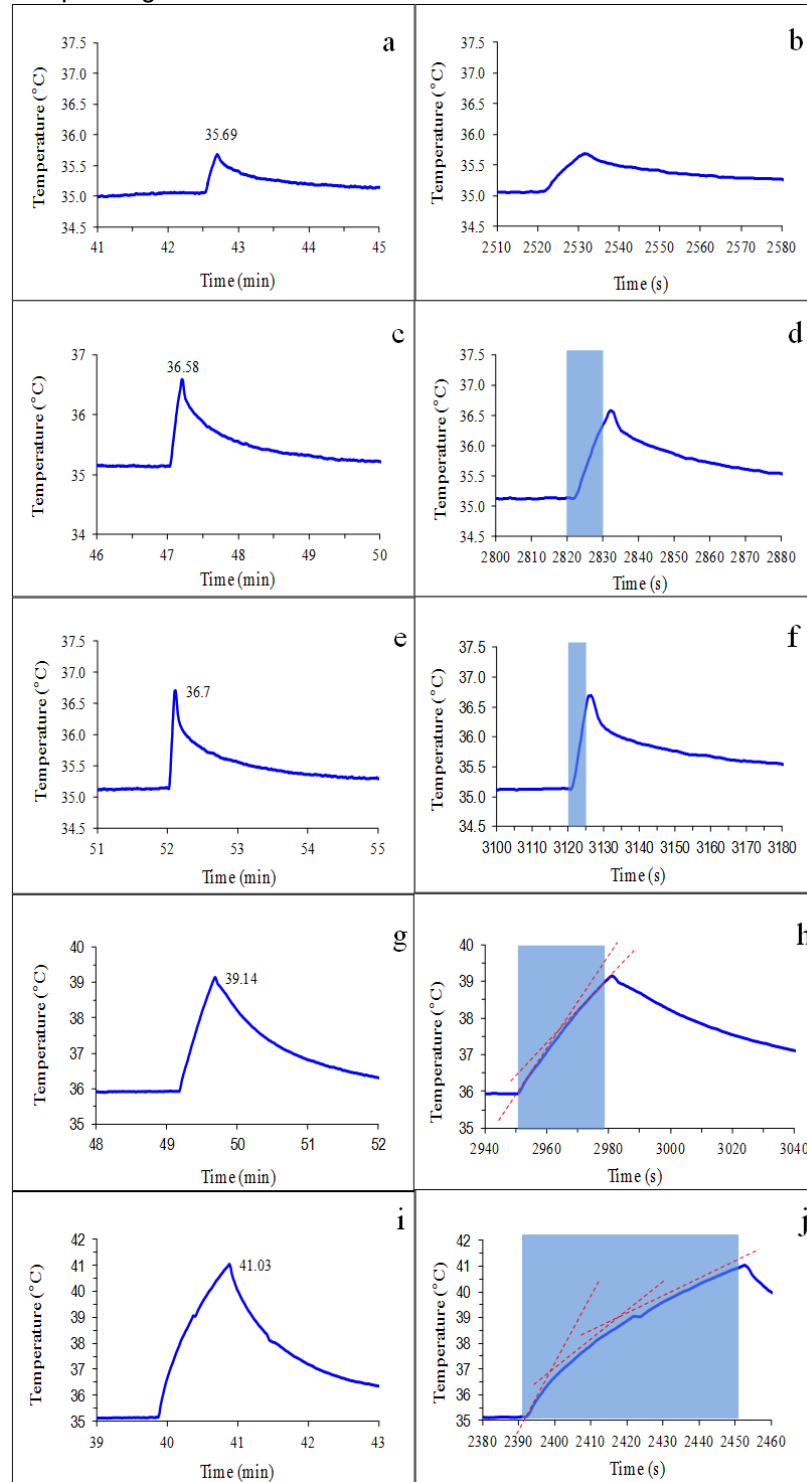




**Fig. 3:** Regression analysis plot of  $\Delta T$  above the pre-exposure, baseline temperature ( $^{\circ}\text{C}$ ) within the pulp vs. applied radiant exposure .



**Fig. 4:** Representative real time temperature increase in the pulp chamber during the exposure to light in 10-s/L (a and b), 10s/H (c and d), 5-s/T (e and f), 30-s/H (g and h) and 60-s/H (i and j) EMs. The shaded areas represent the time interval when the teeth were exposed to the LED curing light. Red dashed lines show different slopes observed in the real time PT increase during exposure to 30-0s/H and 60-s/H EMs. Graphs on the right-hand column are time-magnified views of the same image represented in the corresponding left-hand column



## REFERENCES

- [1] Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19:515-30.
- [2] Kodonas 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;37:485-90.
- [3] Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent* 2009;19:48-54.
- [4] 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;35:353-61.
- [5] Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent* 2006;31:261-5.
- [6] Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72:254-9.
- [7] Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent* 2010;35:220-30.
- [8] Oberholzer TG, Makofane ME, du Preez IC, George R. Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2012;20:50-5.
- [9] Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V, Kew P. A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:29-37.
- [10] Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:370-8.
- [11] Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, et al. 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;38:324-33.
- [12] Rajesh Ebenezar AV, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S, Srinivasan MR. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study. *J Conserv Dent* 2010;13:132-5.
- [13] Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, dos Santos FA, Coelho U, Gomes JC, et al. Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature. *Dent Mater* 2015;31:53-9.
- [14] Tjan AH, Dunn JR. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *J Prosthet Dent* 1988;59:433-8.

- [15] Secilmis A, Bulbul M, Sari T, Usumez A. Effects of different dentin thicknesses and air cooling on pulpal temperature rise during laser welding. *Lasers Med Sci* 2013;28:167-70.
- [16] Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, Dos Santos FA, Coelho U, Gomes JC, et al. In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dent Mater* 2015;31:505-13.
- [17] 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;39:E195-205.
- [18] Jacobs HR, Thompson RE, Brown WS. Heat transfer in teeth. *J Dent Res* 1973;52:248-52.
- [19] McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985;1:231-4.
- [20] Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986;2:170-4.
- [21] Matalon S, Slutzky H, Wassersprung N, Goldberg-Slutzky I, Ben-Amar A. Temperature rises beneath resin composite restorations during curing. *Am J Dent* 2010;23:223-6.
- [22] Watts DC, McAndrew R, Lloyd CH. Thermal diffusivity of composite restorative materials. *J Dent Res* 1987;66:1576-8.
- [23] Emami N, Sjudahl M, Soderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater* 2005;21:721-30.
- [24] Mouhat M, Mercer J, Stangvaltaite L, Ortengren U. Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development-potential risk for patients. *Clin Oral Investig* 2017;21:1687-96.
- [25] Brannstrom M, Johnson G. Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli. An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1970;28:59-70.
- [26] Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Mater* 2010;26:501-13.
- [27] Lloyd BA, Rich JA, Brown WS. Effect of cooling techniques on temperature control and cutting rate for high-speed dental drills. *J Dent Res* 1978;57:675-84.
- [28] Cavalcanti BN, Otani C, Rode SM. High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J Prosthet Dent* 2002;87:158-61.

- [29] Ozturk B, Usumez A, Ozturk AN, Ozer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent* 2004;91:436-40.
- [30] Ercoli C, Rotella M, Funkenbusch PD, Russell S, Feng C. In vitro comparison of the cutting efficiency and temperature production of 10 different rotary cutting instruments. Part I: Turbine. *J Prosthet Dent* 2009;101:248-61.
- [31] Lauer HC, Kraft E, Rothlauf W, Zwingers T. Effects of the temperature of cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. *J Prosthet Dent* 1990;63:407-14.
- [32] Schuchard A, Watkins CE. Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure. *J Am Dent Assoc* 1965;71:1451-8.
- [33] Galindo DF, Ercoli C, Funkenbusch PD, Greene TD, Moss ME, Lee HJ, et al. Tooth preparation: a study on the effect of different variables and a comparison between conventional and channeled diamond burs. *J Prosthodont* 2004;13:3-16.
- [34] Kim S, Edwall L, Trowbridge H, Chien S. Effects of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs. *J Dent Res* 1984;63:650-2.
- [35] Ahn J, Pogrel MA. The effects of 2% lidocaine with 1:100,000 epinephrine on pulpal and gingival blood flow. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;85:197-202.
- [36] Hashimoto S, Yamashiro M, Fujita K, Yasuda A, Sunada K. Effects of epinephrine on lidocaine pharmacokinetics and blood volume in the dental pulp. *J Endod* 2014;40:1370-4.
- [37] Raab WH. Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:469-79.

## 4.2 ARTIGO 2 – CONTROLLING IN VIVO, HUMAN PULP TEMPERATURE RISE CAUSED BY LED CURING LIGHT EXPOSURE

Driellen Christine Zarpellon<sup>a</sup> Patrício Runnacles<sup>a</sup> Cristiane Maucoski<sup>a</sup> Ulisses Coelho<sup>a</sup>  
Frederick Allen Rueggeberg<sup>b</sup> Cesar Augusto Galvão Arrais<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Department of Restorative Dentistry, State University of Ponta Grossa, Rua General Carlos Cavalcanti, 4748, Uvaranas 84030-900, Ponta Grossa, Parana, Brazil

<sup>b</sup> Dental Materials Section, Department of Restorative Sciences, Dental College of Georgia, Room GC 4344, Augusta University, 1430 John Wesley Gilbert Drive, Augusta, GA 30912, USA

**Accepted:** April 2, 2018;

**DOI:** <https://doi.org/10.2341/17-364-C>

### **Clinical Relevance**

*In vivo* pulp temperature rise during exposure of intact premolars to a high-powered LED light-curing unit can be prevented by applying air flow simultaneously with the exposure.

### **SUMMARY**

**Objective:** To evaluate the *in vivo* effectiveness of air spray to reduce pulp temperature rise during exposure of intact premolars to light emitted by a high power LED light curing unit (LCU).

**Materials and Methods:** After local Ethics Committee approval (#255,945), intact, upper first premolars requiring extraction for orthodontic reasons from 5 volunteers received infiltrative and intraligamental anesthesia. The teeth (n=9) were isolated using rubber dam and a minute pulp exposure was attained. The sterile probe from a wireless, NIST-traceable, temperature acquisition system was inserted directly into the coronal pulp chamber. Real-time pulp temperature (PT) (°C) was continuously monitored, while the buccal surface was exposed to a Polywave® LED LCU (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent) for 30 seconds with simultaneous application of a lingually directed air spray (30s-H/AIR) or without (30s-H), with a 7-min span between each exposure. Peak PT values were subjected to 1-way, repeated measures ANOVA, and PT change from baseline ( $\Delta T$ ) during exposure was subjected to paired Student's t-test ( $p=0.05$ ).

**Results:** Peak PT values of the 30s-H group were significantly higher than those of 30s-H/AIR group, and from baseline temperature ( $p < 0.001$ ), while peak PT values in 30s-H/AIR group were significantly lower than the baseline temperature ( $p = 0.003$ ). The 30s-H/AIR group showed significantly lower  $\Delta T$  values than did 30s-H group ( $p < 0.001$ ).

**Conclusion:** Applying air flow simultaneously with LED exposure prevents in vivo pulp temperature rise.

**Keywords:** premolar · volunteers · LED dental curing lights · pulp temperature

## INTRODUCTION

Light emitting diode (LED) light-curing units (LCU) have become part of everyday clinical dentistry. The success of these devices is due to their efficiency and design, as they are battery driven and often do not require cooling fans. In addition, these LCUs are able to emit light with considerably higher radiant emittance values and have higher source longevity than do conventional quartz-tungsten-halogen lights (QTH).

Over the last decade, powerful LED LCUs have become commercially available in order to promote better polymerization of resin-based materials using shorter exposure durations. These devices are capable of emitting light with irradiance over 2,000 mW/cm<sup>2</sup>, and exposure times of no longer than 5 seconds are recommended by some manufacturers. As a consequence, these high power LED LCUs generate heat in the target object.<sup>1</sup> In this regard, several in vitro studies report a significant temperature increase within the pulp chamber of extracted teeth, ranging from 1.5 to 23.2°C.<sup>2-8</sup> Although this temperature range depends on LCU type, radiant emittance, and tooth characteristics,<sup>3-12</sup> there is a consensus that the use of some LED LCUs can result in a pulp temperature (PT) rise to values close to, or even higher than, the threshold temperature increase of 5.5°C, a value considered harmful to the pulp.<sup>13</sup> Most recently, a new in vivo methodology comprising the placement of a temperature probe within the pulp in human premolars has been developed.<sup>14,15</sup> Using this method, higher PT rise than 5.5 °C in intact premolars was observed as radiant exposure value increased.<sup>15</sup>

Heat control during restorative procedures to assure pulp integrity has been a great concern among clinicians and researchers.<sup>13,16,17</sup> For instance, several

studies have evaluated the effectiveness of alternative methods to reduce the heat caused during tooth preparation when using slow and high speed hand pieces has proven to be an effective method in reducing heat generated during that restorative step.<sup>17-22</sup> Other studies evaluated the use of different lasers instead of burs,<sup>23-27</sup> as well as the use of different cooling system protocols, including air and water spray from the triple syringe.<sup>18,28-30</sup> In addition, some cooling strategies have proven to be effective in reducing temperature rise within the pulp chamber during the debonding of orthodontic brackets,<sup>31</sup> or during the fabrication of provisional restorations comprising the use of self-polymerized acrylic resins.<sup>32</sup> In this regard, different approaches have been suggested to reduce heat during the polymerization of resin composites, such as the use of reduced irradiance,<sup>30,33</sup> or discontinuous curing modes.<sup>34</sup> However, such procedures may compromise monomer conversion and impair the mechanical properties of the resulting resin composites.<sup>35</sup> To date, only one in vitro study demonstrated that cooling strategies comprising the use of air or the association air/water can reduce temperature rise during exposure of indirect restorations to curing light.<sup>36</sup> Another study showed that a cooling system installed in a LED LCU was effective in reducing the maximum temperature rise within the pulp chamber and speed up the cooling process of the tooth after light shut off.<sup>4</sup> Based on these findings, it is reasonable to assume that the use of air spray would prevent PT rise in vivo, in human premolars, during exposure to the light emitted from a Polywave® LED LCU. However, no in vivo study has evaluated the effectiveness of such procedures during exposure to a curing light.

Thus, the purpose of this in vivo study was to measure and evaluate PT changes when intact human premolars were exposed to a high intensity LED LCU, while either simultaneously applying an air spray from the opposite side of the exposure or not. The research hypotheses were that (1) the application of air spray during LCU exposure will significantly reduce PT rise in comparison to when no air spray was used, and (2) PT values following light exposure with air spray will result in PT values significantly lower than pre-exposure, baseline values.



## MATERIALS AND METHODS

### *Irradiance measurement of the Polywave® LED LCU*

The spectral power of the Polywave® LED light was recorded five times in High mode, using a laboratory grade spectroradiometer (USB 2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, USA) and a 6-in integrating sphere (Labsphere, North Sutton, NH, USA), previously calibrated using a NIST-traceable light source. The LCU tip end was positioned at the entrance of the integrating sphere, so all light emitted from the unit was captured. Spectral power was measured between 350 to 550 nm, using software (Spectra- Suite v2.0.146, Ocean Optics), which also provided a total value within that range. The optical emitting area of the distal end of the light guide was calculated, and this value was divided into the integrated spectral power value to derive the total radiant exitance from the curing light.

### *In vivo measurement of intrapulpal temperature*

The study was previously approved by the local Ethics Committee (protocol #255,945). Five patients requiring extraction of first premolars for orthodontic reasons (n=9) were recruited from the orthodontic specialization programs in Ponta Grossa, State University of Ponta Grossa and the Brazilian Association of Dentistry, Parana section, were selected. The subjects, 4 females and 1 male, ranging from 12 to 30 years old, passed through an initial consultation phase, in which the volunteers were informed about the study aims and all methodology involved in the research. Patient inclusion criteria included (1) treatment plans indicating premolar extractions for orthodontic reasons, (2) the presence of healthy, intact, non-carious, and non-restored, fully erupted treatment teeth, and (3) patients with well-controlled health conditions that allowed all procedures involved in the research to be performed with minimal risk. Exclusion criteria included those patients who were currently under medication. After having the benefits and risks for participating in the study explained, the volunteer subjects, or the subject's legally authorized representative (for subjects under the age of 18 years), signed the informed consent document. The subject's medical history was obtained and reviewed by at least one clinician participating in the study, prior to any treatment being performed.

All teeth tested were anesthetized using a local anesthetic (2% Mepivacaine Hydrochloride with Epinephrine, Mepiadre, DFL Industria e Comercio, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). Only intact, upper first premolars were evaluated. The teeth received both infiltrative as well as intraligamental injections. The premolar received isolation with rubber dam. A deep Class I preparation was then made on the occlusal surface, using a round diamond bur (#1013, KG Sorensen, Cotia, SP, Brazil), under constant irrigation, until the preparation floor was near the roof of pulp chamber. The pulp exposure was carefully obtained with the aid of a root canal explorer, so the exposure diameter was as small as possible. After pulp exposure was obtained, a sterile thermocouple probe from a wireless temperature acquisition system (Temperature Data Acquisition - Thermes Wfi, Physitemp, Clifton, NJ, USA) was inserted directly into the pulp chamber. The thermocouple probe was connected to an isolated, battery-driven data acquisition device that wirelessly sent temperature values to a computer, where temperature was displayed and recorded in real-time. With the probe remaining in place, the occlusal preparation was then filled using a provisional restorative material (Cavitec, CaiTHEC Ltda, SC, Brazil), to minimize heat loss from the tooth through the cavity walls and pulp access. The baseline pulpal temperature value was established after approximately 15 min to 22 min. The emitting end of a high power, Polywave® LED curing unit (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schann, Linchestein Principality), used in its high-power mode (1244 Wm/cm<sup>2</sup>), was placed directly against the facial enamel surface, in the cervical region. The following exposure conditions were then applied, during which data were recorded at every 0.2 s: 3 seconds prior to light exposure, an air spray from a triple syringe was held 1-mm from the lingual enamel surface, opposite of where the LCU tip was placed (air pressure set to 28 psi). A 30-s exposure in High intensity mode (radiant exposure of 36.9 J/cm<sup>2</sup>) was applied to the facial surface, and the air stream was terminated at the same moment the LCU turned off (30s-H/AIR). A 7-min time span then passed, to allow baseline pulpal temperatures to return to the pre-exposure values. Another exposure was then given as stated before, but without application of the air-spray (30s-H). At the end of temperature acquisition, the probe was carefully removed from the tooth. After testing was completed, the teeth were atraumatically extracted, as planned for the patient's orthodontic treatment. Following extraction, the probe was reinserted into the pulp chamber of some extracted teeth, and X-rays were taken from the proximal surface,

with the probe in position as it was intraorally, to verify probe position during testing (Figure 1).

### *Statistical analyses*

Peak PT during exposure and PT increase during exposure relative to the pre-exposure baseline value ( $\Delta T$ ) were determined. Peak PT data were evaluated using a 1-way, repeated measures ANOVA, while  $\Delta T$  were compared using paired Student's t test. All statistical testing was made using a pre-set alpha of 0.05. Post-hoc power analysis was performed for statistical analyses of peak PT and  $\Delta T$  values. All analyses were performed using commercial statistical software (Statistics 19, SPSS Inc., an IBM Company, Armonk, NY, USA).

## **RESULTS**

### *In vivo measurement of intrapulpal temperature*

For the number of evaluated teeth ( $n = 9$ ), the in vivo study was adequately powered for both peak PT and  $\Delta T$  values (over 99.0%;  $\alpha = 0.05$ ). The results of peak PT and  $\Delta T$  are shown in Table 1. The PT from exposure to the 30s-H condition ( $37.5 \pm 0.5^\circ\text{C}$ ) was significantly greater than that of the baseline PT ( $35.4 \pm 0.6^\circ\text{C}$ ). On the other hand, the use of the 30s-H/AIR condition resulted in significantly lower PT values ( $34.0 \pm 1.0^\circ\text{C}$ ) than the baseline ( $35.4 \pm 0.6^\circ\text{C}$ ) ( $p = 0.003$ ). As a result, the  $\Delta T$  values observed when teeth were exposed to a 30s-H mode were significantly higher ( $p < 0.001$ ) than those observed using the 30s-H/AIR condition.

Figure 2 shows representative real-time profiles of PT change during exposure to 30s-H and 30s-H/AIR conditions. Exposure to the 30s-H mode resulted in an immediate PT increase, characterized by an ascending straight line, which was followed by a slow temperature drop, following light termination. On the other hand, exposure to the 30s-H/AIR condition caused a slow PT decrease while the buccal surface was exposed to curing light. When the light terminated and the air spray stopped, PT dropped more quickly, for approximately 30 s, before it started to rise again.

## DISCUSSION

The data clearly indicate that air spray application during light exposure was able to prevent PT to rise. Therefore, the research hypothesis was not rejected. These results are in agreement with those from a previous *in vitro* study,<sup>36</sup> which attributed the ability of air flow to remove the hot air around an exposed tooth. According to the authors, the hot air around the exposed tooth would be partly responsible for the temperature increase within the tooth. Moreover, the current results can also be attributed to the thermal behavior of enamel and dentin. In this regard, when an intact tooth is exposed to a curing light, the thermal energy from enamel dissipates inward, toward the dentin and pulp chamber, as well as outward to the ambient environment.<sup>37</sup> Because dentin has a low thermal diffusivity, the thermal energy is not only transferred to the pulp, but is also stored within it.<sup>37</sup> This thermal behavior is responsible for gradual dissipation of heat energy towards the pulp, sustaining higher temperature values within the pulp, even after the curing light has shut off, as previously shown.<sup>15</sup> Conversely, when an air flow was started 3 seconds before the light was turned on, and was maintained during light exposure, the temperature of enamel and dentin dropped. Thus, higher thermal energy was required to heat these substrates. Therefore, when air flow and exposure to light occurred simultaneously, the heat generated during the 30-s exposure to the curing light emitting 1,244 Wm/cm<sup>2</sup> (approximately 36.9 J/cm<sup>2</sup>) was not capable of increasing the temperature of enamel and dentin to values that could cause a PT rise. Indeed, based on the real-time analysis of temperature change during a 30-s exposure to light with air flow, a slow PT decrease was noted during exposure to curing light (Figure 2). This finding infers that the use of air flow during exposure to a curing light was more effective in decreasing PT than was light in transferring heat to the pulp. For this reason, it is reasonable to assume that longer exposures to a curing light emitting 1,244 Wm/cm<sup>2</sup>, which is an irradiance value commonly found in commercially available LED LCUs, would not be harmful for the pulp when air flow is applied simultaneously.

Interestingly, the temperature drop in dentin due to air flow not only avoided PT rise during exposure to the LED light, but also decreased PT to lower values than that of the baseline PT (Table 1). As a matter of fact, PT values showed a continuing fast decrease for approximately 30 seconds after air flow stopped (Figure 2). This finding confirms the presence of a gradient temperature created between the pulp and the

cooled pulp chamber walls, due to the decrease in dentin temperature during air flow. In other words, the lower temperature of dentin chamber walls, in comparison to that of the pulp, causes the heat from the pulp to flow toward the dentin chamber walls by thermal conduction, to reach thermodynamic equilibrium, resulting in the continuous post-air flow PT drop. In a restorative procedure with photo-activated resin-based composites, when sequential tooth exposures to the LED light are required to ensure optimal polymerization of resin composite layers, a prepared tooth having PT lower than the baseline temperature would provide further protection against pulp damage. In that clinical condition, higher radiant exposure values would be required to increase PT to the threshold values considered harmful for the pulp (approximately 42.5 °C)<sup>13</sup> than when such restorative procedures are performed on teeth having PT at the baseline values. Further investigation is required to confirm such assumptions.

The current results demonstrate that air flow was very effective in preventing PT rise during exposure to an LED light using its "high" mode in intact premolars, in vivo. In this context, it is worth noticing that PT rise may be influenced by the translucency and thermal diffusivity of the substrate interposed between the heat source and the pulp.<sup>15,38</sup> Because resin composites may show a wide range in translucency<sup>39</sup> and lower thermal diffusivity depending on the amount and type of filler content,<sup>40</sup> PT rise may be higher during the exposure of a Class V preparation to curing light when the prepared cavity is filled with more translucent resin composites having low filler content in comparison to that observed on intact teeth. For instance, previous in vitro findings have shown that exposing teeth with a Class V preparation either empty or filled with resin composite to curing light caused higher PT rise than did exposure of an intact teeth to curing light.<sup>41</sup> As a consequence, one could state that air flow may not be effective in these clinical scenarios as was it in intact teeth. For this reason, in an attempt to overcome this study limitation, the intact teeth were exposed to LED light for 30 seconds, which is longer than 10-second or 20-second exposure usually recommended by the manufacturers of most recently commercially available resin composites. In other words, because of the direct positive relationship between exposure interval and PT rise,<sup>15</sup> the 30-s exposure to light may cause higher PT rise than that expected even when a Class V preparation filled with translucent resin composites with high thermal diffusivity is exposed to shorter exposure intervals, such as 10-s or 20-s exposure to LED light. For this reason, it is reasonable to assume that applying air flow along with exposure to curing light in these restorative procedures

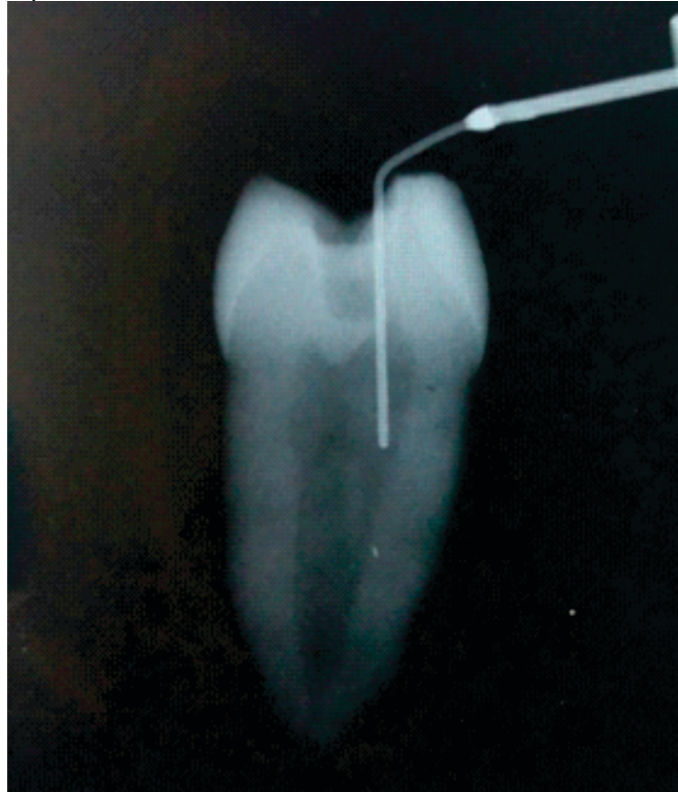
may be as effective as the air flow applied in the condition evaluated in the current study. In addition, because intact teeth were evaluated, similar results could also be expected in procedures involving the delivery of curing light in intact tooth, such as in-office bleaching, when cementing ceramic laminates, or when placing composite resin veneers.<sup>1,42</sup>

Based on these findings, exposure of intact premolars to a curing light along with simultaneous application of an air flow is shown to be an effective method to prevent temperature rise within the pulp during exposure to high irradiance levels. However, because of differences in morphology and dentin thickness among teeth, care should be taken when assuming that similar results should be expected on other teeth, such as anterior incisors. Despite this limitation, such an easy and time-efficient approach should be added to the clinicians routine, as it can reduce the risk of pulp thermal damage when powerful LED devices are used.

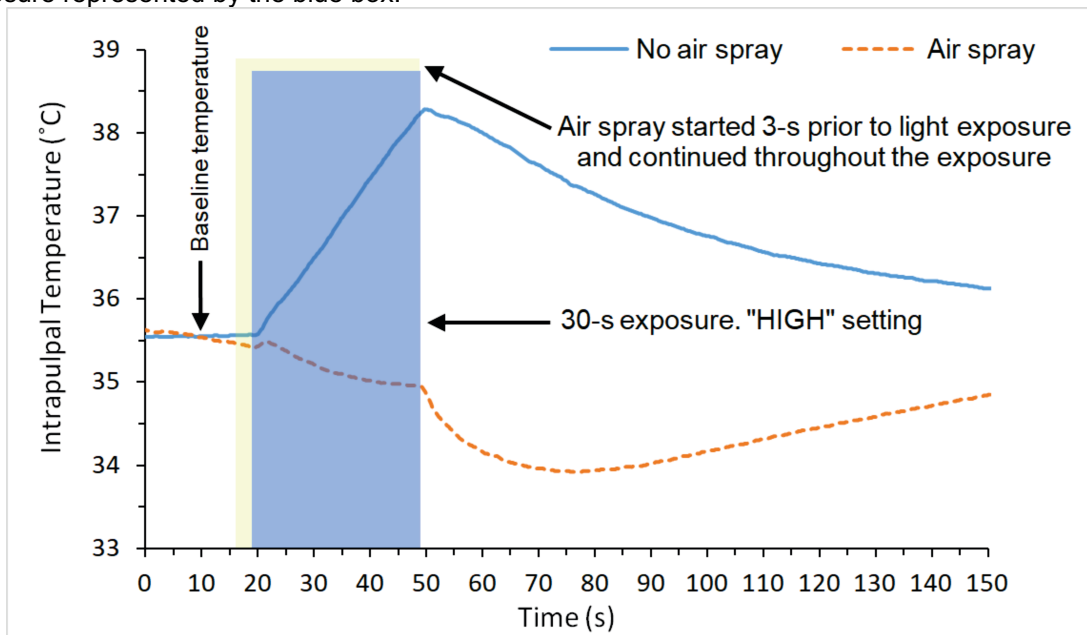
## **CONCLUSION**

Within the limitations imposed by this in vivo study, it is possible to conclude that (1) air flow applied simultaneously with exposure to LED light is capable of preventing a temperature increase within the pulp during curing light exposure. In addition, (2) this procedure causes a further temperature drop in the pulp after exposure to a curing light.

**Fig. 1.** X-ray analysis after tooth extraction to confirm if the probe was properly positioned into the pulp chamber during data acquisition.



**Fig. 2.** Representative, *in vivo*, real-time PT profiles during a 30-s exposure on high output mode (30s-H) without (blue line) or with (30s-H/AIR) (orange line) simultaneous application of air spray from the opposite tooth side. Duration of air-spray depicted by the light yellow rectangle, and duration of light exposure represented by the blue box.



**Table 1:** Means (standard deviations) of peak temperature values (°C) and  $\Delta$  Temperature (°C) for each experimental condition

<b>Test Parameter</b>	Baseline	30-sH	30s-H/AIR
Peak Temperature	35.4 $\pm$ 0.6 B	37.5 $\pm$ 0.5 A	34.0 $\pm$ 1.0 C
$\Delta$ Temperature		2.3 $\pm$ 0.5 a	-1.3 $\pm$ 0.5 b

Within a test parameter (row), values identified using similar letters (upper case: peak temperature; lower case, temperature difference from baseline ( $\Delta$  Temperature) are not significantly different



## REFERENCES

1. Asmussen E & Peutzfeldt A (2005) Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units *European Journal of Oral Science* **113(1)** 96-98; <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00181.x>
2. Kodonas K, Gogos C & Tziafa C (2009) Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface *Journal of Dentistry* **37(6)** 485-490; <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.006>
3. Baroudi K, Silikas N & Watts DC (2009) In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites *International Journal of Paediatric Dentistry* **19(1)** 48-54; <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-263X.2007.00899.x>
4. Park SH, Roulet JF & Heintze SD (2010) Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates *Operative Dentistry* **35(3)** 353-361; <http://dx.doi.org/10.2341/09-234-L>
5. Yazici AR, Muftu A, Kugel G & Perry RD (2006) Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro *Operative Dentistry* **31(2)** 261-265; <http://dx.doi.org/10.2341/05-26>
6. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S & Ozturk N (2005) Pulpal temperature rise during light-activated bleaching *Journal of Biomedical Materials Research B Applied Biomaterials* **72(2)** 254-259; <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.30144>
7. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J & Leloup G (2010) Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights *Operative Dentistry* **35(2)** 220-230; <http://dx.doi.org/10.2341/09-203-L>
8. Oberholzer TG, Makofane ME, du Preez IC & George R (2012) Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **20(2)** 50-55.
9. Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V & Kew P (2007) A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units *The Journal of Contemporary Dental Practice* **8(7)** 29-37.
10. Baik JW, Rueggeberg FA & Liewehr FR (2001) Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **13(6)** 370-378.
11. Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, Yamazaki L, Silva L & Zezell D (2013) 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 *Operative Dentistry* **38(3)** 324-333; <http://dx.doi.org/10.2341/12-060-L>

12. Rajesh Ebenezar AV, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S & Srinivasan MR (2010) Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study *Journal of Conservative Dentistry* **13(3)** 132-135; <http://dx.doi.org/10.4103/0972-0707.71644>
13. Zach L & Cohen G (1965) Pulp response to externally applied heat *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathol* **19(4)** 515-530.
14. Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, dos Santos FA, Coelho U, Gomes JC, De Goes MF, Gomes OM & Rueggeberg FA (2015) Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature *Dental Materials* **31(1)** 53-59; <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.013>
15. Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, Dos Santos FA, Coelho U, Gomes JC, De Goes MF, Gomes OM & Rueggeberg FA (2015) In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit *Dental Materials* **31(5)** 505-513; <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.001>
16. Schuchard A & Watkins CE (1965) Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure *Journal of American of Dental Association* **71(6)** 1451-1458.
17. Kwon SJ, Park YJ, Jun SH, Ahn JS, Lee IB, Cho BH, Son HH & Seo DG (2013) Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures *Restorative Dentistry & Endodontics* **38(3)** 105-112; <http://dx.doi.org/10.5395/rde.2013.38.3.105>
18. Cavalcanti BN, Otani C & Rode SM (2002) High-speed cavity preparation techniques with different water flows *Journal of Prosthetic Dentistry* **87(2)** 158-161.
19. Stanley HR, Jr. & Swerdlow H (1959) Reaction of the human pulp to cavity preparation: results produced by eight different operative grinding technics *Journal of American Dental Association* **58(5)** 49-59.
20. Terranova PL (1967) Adverse conditions found in the use of ultra high-speed equipment *New York State Dental Journal* **33(3)** 143-148.
21. Bhandary N, Desai A & Shetty YB (2014) High speed handpieces *Journal of International Oral Health* **6(1)** 130-132.
22. Peyton FA (1955) Temperature rise in teeth developed by rotating instruments *Journal of American Dental Association* **50(6)** 629-632.
23. Penn C, Beninati C, Mariano A, Dooley D, Harsono M, Perry R & Kugel G (2014) Thermal effects on pulp due to laser and handpiece usage *Compendium of Continuing Education in Dentistry* **35(10)** e41-44.
24. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SM, Teixeira SC & Nogueira L, Jr. (2008) Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er:YAG laser and ultrasound tips *Journal of Applied Oral Science* **16(3)** 209-213; <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572008000300009>

25. Krmek SJ, Miletic I, Simeon P, Mehicic GP, Anic I & Radisic B (2009) The temperature changes in the pulp chamber during cavity preparation with the Er:YAG laser using a very short pulse *Photomedicine and Laser Surgery* **27(2)** 351-355; <http://dx.doi.org/10.1089/pho.2008.2247>
26. Armengol V, Jean A & Marion D (2000) Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin *Journal of Endodontics* **26(3)** 138-141; <http://dx.doi.org/10.1097/00004770-200003000-00002>
27. Colucci V, do Amaral FL, Pecora JD, Palma-Dibb RG & Corona SA (2009) Water flow on erbium:ytrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues *Lasers in Medical Science* **24(5)** 811-818; <http://dx.doi.org/10.1007/s10103-008-0563-1>
28. Leung BT, Dyson JE & Darvell BW (2012) Coolant effectiveness in dental cutting with air-turbine handpieces *New Zealand Dentistry Journal* **108(1)** 25-29.
29. Henning G & Przetak CC (1975) [The prep-trainer--thermal control in the pulp space] *Deutsche Zahnarztliche Zeitschrift* **30(3)** 204-206.
30. Ozturk B, Usumez A, Ozturk AN & Ozer F (2004) In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation *Journal of Prosthetic Dentistry* **91(5)** 436-440; <http://dx.doi.org/10.1016/S0022391304001131>
31. Kley P, Frentzen M, Kupper K, Braun A, Kecsmar S, Jager A & Wolf M (2016) Thermotransduction and heat stress in dental structures during orthodontic debonding : Effectiveness of various cooling strategies *Journal of Orofacial Orthopedics* **77(3)** 185-193; <http://dx.doi.org/10.1007/s00056-016-0023-7>
32. Moulding MB & Loney RW (1991) The effect of cooling techniques on intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations *International Journal of Prosthodontics* **4(4)** 332-336.
33. Uhl A, Mills RW & Jandt KD (2003) Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology *Biomaterials* **24(10)** 1809-1820.
34. Hofmann N, Markert T, Hugo B & Klaiber B (2003) Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage *American Journal of Dentistry* **16(6)** 421-430.
35. Yap AU, Soh MS & Siow KS (2002) Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization *Operative Dentistry* **27(1)** 44-49.
36. Onisor I, Asmussen E & Krejci I (2011) Temperature rise during photopolymerization for onlay luting *American Journal of Dentistry* **24(4)** 250-256.
37. Chiang YC, Lee BS, Wang YL, Cheng YA, Chen YL, Shiau JS, Wang DM & Lin CP (2008) Microstructural changes of enamel, dentin-enamel junction, and dentin induced by irradiating outer enamel surfaces with CO2 laser *Lasers in Medical Science* **23(1)** 41-48; <http://dx.doi.org/10.1007/s10103-007-0453-y>

38. Panas AJ, Zmuda S, Terpilowski J & Preiskorn M (2003) Investigation of the Thermal Diffusivity of Human Tooth Hard Tissue *International Journal of Thermophysics* **24(3)** 837-848.
39. Ryan EA, Tam LE & McComb D (2010) Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials *Journal of the Canadian Dental Association* **76** a84.
40. Watts DC, McAndrew R & Lloyd CH (1987) Thermal diffusivity of composite restorative materials *Journal of Dental Research* **66(10)** 1576-1578; <http://dx.doi.org/10.1177/00220345870660101201>
41. Choi SH, Roulet JF, Heintze SD & Park SH (2014) Influence of cavity preparation, light-curing units, and composite filling on intrapulpal temperature increase in an in vitro tooth model *Operative Dentistry* **39(5)** E195-205; <http://dx.doi.org/10.2341/13-068-L>
42. Santini A, Watterson C & Miletic V (2008) Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources *Open Dentistry Journal* **2**(137-141; <http://dx.doi.org/10.2174/1874210600802010137>

### 4.3 ARTIGO 3 – EFFECT *IN VIVO* OF AESTHETIC RESTORATIVE TECHNIQUE IN LIGHT CURING PROTOCOLS

Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, Gross D, Coelho U, Rueggeberg FA, Arrais CA

#### **Abstract**

This *in vivo* study evaluated peak pulp temperature (PT) and pulp temperature range over physiological, baseline PT values ( $\Delta T$ ) in human premolars during restoration of Class V cavity preparations with conventional and bulk-fill resin composites (RC). After Ethics Committee approval (#1,954,754), intact premolars (n=7) with orthodontic extraction indication of 13 volunteers received infiltrative anesthesia and isolation with rubber dam. An occlusal preparation was made with high speed diamond bur under air-water spray cooling until the pulp was minimally exposed, then a thermocouple probe was inserted. A 2-mm depth Class V preparation was made using high speed diamond bur under air-water spray cooling. Three restorative techniques were performed according to the manufacturers' instructions: Tetric N Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent) (10-s exposure in High mode, Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent); Filtek Z250 in two increments (3M ESPE) (10-s exposure in High mode); Filtek Z350 (3M ESPE) single increment (40-s exposure in High mode). Peak PT and  $\Delta T$  values were submitted to 2-way repeated measures ANOVA followed by Bonferroni's post-hoc test ( $\alpha=0.05$ ). Only 40-s exposure of Z350 to LED light caused higher peak PT values than the baseline values ( $p < 0.001$ ). However,  $\Delta T$  values were lower than the PT increase considered harmful for the pulp (5.5 °C). Peak PT and  $\Delta T$  values during exposure of Tetric N Ceram Bulk-fill to curing light were not different from those when conventional RC was used. Pulp cooling due to the cavity preparation procedure or etch-&-rinse bonding protocol have a protective effect against the heat generated during the RC exposure to curing light, regardless of the restorative procedure.

#### **INTRODUCTION**

Restorative procedures comprising photocurable resin-based materials are widely used in Dentistry, so light-emitting diode (LED) light-curing units (LCU) became

a crucial tool in the clinician's daily routine. Most recently, new devices with an irradiance above 2,000 mW/cm<sup>2</sup> are available, in order to optimize the clinical procedure and improve the performance of resin-based materials (Asmussen and Peutzfeldt, 2005). As a result, exposures as short as 5 seconds comprising the delivery of high radiant emittance values are recommended by some manufacturers. As a consequence, high power LED LCUs generate considerable amount of heat, since the heat increase produced is related to power output (Asmussen and Peutzfeldt, 2005).

Based on previous *in vitro* findings (Yazici, Muftu et al. 2006, Santini, Watterson et al. 2008, Park, Roulet et al. 2010, Jandt and Mills 2013, Khaksaran, Kashi et al. 2015), pulp temperature (PT) increase is a matter of concern regarding possible pulp vitality damage. In the classic study of Zach and Cohen performed in *Rhesus* monkeys, a PT increase above 5.5 °C caused an irreversible inflammatory damage in the pulp, inducing necrosis in 15 % of the evaluated pulps (Zach and Cohen, 1965). In addition, Pohto and Scheinin (Pohto and Scheinin 1958) found a pulp flow increase with increased permeability of the blood vessels with consequent plasma extravasations to the surrounding tissues at temperatures above 42 ° C. Based on these findings, the increase of 5.5 °C in the PT is considered the threshold PT rise.

Several *in vitro* studies have evaluated the temperature increase within the pulp chamber during exposure to light from different LCUs and restorative procedures (Shortall and Harrington 1998, Santini, Watterson et al. 2008, Rajesh Ebenezar, Anilkumar et al. 2010, Savas, Botsali et al. 2014). Despite the great variation in results observed among studies, a considerable increase in temperature inside the pulp chamber was observed (Gomes, DeVito-Moraes et al. 2013, Shortall, El-Mahy et al. 2013). Such a range in temperature increase values can be attributed to the differences among methodologies, so any relationship between the radiant exposure values delivered to the tooth and the PT increase was not possible to be established at that time. Most recently, *in vivo* studies performed in intact human premolars or with Class V cavity preparations demonstrated a direct, positive relationship between radiant exposure values and the PT increase values, so higher radiant exposure values cause PT values (Runnacles, Arrais et al. 2015, Zarpellon, Runnacles et al. 2018). As a consequence, a PT increase close to or even greater than 5.5 ° C was noted depending on the radiant exposure values delivered to the evaluated premolars (Runnacles, Arrais et al. 2015, Zarpellon, Runnacles et al. 2018).

Although such findings brought important evidences about the impact of high power LED devices on PT, the effects of a restorative procedure comprising the use of photocurable RCs on PT rise seems to be more complex. In these procedures, the possible influence of the heat generated by the RC due to the exothermic characteristic of the polymerization should not be discarded (Hannig and Bott 1999, Kodonas, Gogos et al. 2009, Mucci, Arenas et al. 2009, Howard, Wilson et al. 2010, Lau, Li et al. 2015). Despite the wide range in temperature outcomes (from 1.72 °C to 12.08 °C), *in vitro* methodologies evaluating restorative procedures with RCs on extracted teeth with simulated pulp flow showed temperature increase values within the pulp chamber close to or higher than those considered harmful for the pulp (Baroudi, Silikas et al. 2009, Mousavinasab, Khoroushi et al. 2014, Savas, Botsali et al. 2014). The authors attributed such wide range in temperature rise values as a result of differences between products, in preparation depths, LCU type and distance from tip to pulp.

Most recently, some concern has raised with the heat generated during the light curing of bulk-fill RCs (Ilie and Hickel 2011). Due to the low shrinkage of polymerization guaranteed by optimized, more reactive photoinitiators, technologically improved organic matrix, different types of inorganic filler and prepolymer particles that allow high light transmission (Bucuta and Ilie 2014, Fronza, Rueggeberg et al. 2015, Zorzin, Maier et al. 2015), these resins were developed to fill deep cavities using a 4- to 5-mm thick single increment (Do, Church et al. 2014, Kapoor, Bahuguna et al. 2016). As a consequence, *in vitro* studies have shown that these resins can generate more heat during light curing than conventional RCs (Balestrino, Verissimo et al. 2016, Kim, Kim et al. 2017). For instance, Kim, et al. evaluated the temperature within conventional and bulk-fill RCs in different areas of the material during exposure to curing light and observed a temperature peak close to 75 °C at the superficial central region closer to the LCU, while the same region of the conventional RC reached 60 °C. After evaluating the temperature increase within the pulp chamber caused by the polymerization of restorative materials in a simulated model of pulp flow *in vitro*, Yasa, et al observed an average increase of 12.83 °C ( $\pm$  1.53 °C) when a bulk-fill RC was used, while conventional RC caused an average rise of 8.22 °C ( $\pm$  0.36 °C). Despite the importance of such findings, such methodologies cannot accurately reproduce the dynamic response mechanism the pulp tissue has against heat (Brannstrom and Johnson 1970). However, to date, no *in vivo* studies in humans are available to confirm such findings.

The purpose of this study was to evaluate the influence of the restorative technique using photocurable RCs to restore deep Class V preparations on the *in vivo* PT increase in human premolars. The hypotheses were: (1) Restorative procedures comprising the exposure to curing light increase pulp temperature over baseline temperature; (2) Longer exposure of resin layer to curing light with high radiant emittance values causes higher peak PT and higher temperature rise over the baseline PT ( $\Delta T$ ) values than shorter exposure periods; (3) Exposure of bulk-fill RC layer to curing light causes higher peak and  $\Delta T$  values than exposure of conventional resin composites.

## **MATERIALS AND METHODS**

After local Ethics Committee approval (protocol #1.954.754), thirteen patients requiring extraction of first premolars for orthodontic reasons were recruited from the orthodontic specialization programs in Ponta Grossa, State University of Ponta Grossa and the Brazilian Association of Dentistry, Paraná section. Patients passed through an initial consultation, the research methodology was explained and the informed consent form (ICF) was obtained. After informed consent was obtained, the volunteer received both infiltrative and intraligamental injections using a local anesthetic (2% Mepivacaine Hydrochloride with Epinephrine, Mepiadre, DFL Industria e Comercio, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) when upper premolars were evaluated, while lower alveolar nerve block was used when the procedures were performed on lower premolars.

### ***In Vivo* Measurement of Intrapulpal Temperature**

The methodology to evaluate *in vivo* PT increase was previously described in other studies (Runnacles, Arrais et al. 2015, Runnacles, Arrais et al. 2015, Zarpellon, Runnacles et al. 2018). After receiving anesthesia, the teeth received rubber dam isolation and a small, occlusal preparation was made in the center of the selected tooth, using a round diamond bur (#1015, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brazil) in a high speed handpiece, with controlled amounts of air-water spray, until the preparation pulpal floor was near the roof of the pulp chamber. A minute pulp exposure with no pulp bleeding was carefully obtained with a small, pencil-shaped diamond bur (#2134, KG Sorensen) (Figure 01.b). Before the beginning of the occlusal preparation,



two calibrated temperature probes were connected to a wireless temperature acquisition system (Temperature Data Acquisition-Thermes Wfi, Physitemp, Clifton, NJ, USA). Both probes were immersed in a room temperature, 0.9% sterile saline solution until pulp exposure was obtained. Prior to probe placement, a small groove was created on the buccal cusp, close to the cusp tip, to allow the probe to rest at a fixed position. After pulp exposure, one probe was removed from the water and inserted immediately within the pulp tissue through the access hole, and was positioned to remain stable in the cusp groove. The probe remained stable at a pre-determined depth of approximately 4 mm within the pulp chamber, as close as possible to buccal pulpal wall, while PT was measured. The cavity was filled using a provisional restorative material (Cavitec, CaiTHEC Ltda, PR, Brazil) to ensure its stabilization and to reduce the heat that could dissipate through the cavity as previously described (Runnacles, Arrais et al. 2015, Zarpellon, Runnacles et al. 2018) (Figure 01.c). The other probe was maintained in the saline solution at room temperature (approximately 22.0°C), and was used as a reference. Room temperature was stabilized throughout the procedure, being controlled by air conditioning set to approximately 22°C. After probe stability was confirmed, real-time temperature data were continuously acquired every 0.2 s for approximately 15 min, until a stable, baseline PT (approximately 35.3 °C) was reached. Afterwards, a controlled-size, Class V tooth preparation was made on the buccal surface, using a diamond bur (#2131, KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brazil) in a high speed hand piece, under controlled amounts of air–water spray (33 ml/min). The preparation size with approximately 2.5 mm in diameter and 2.0-mm depth was determined based on the bur shape. The preparations left approximately 1-mm thickness of dentin remaining between the axial wall and the pulp chamber (Figure 01.d).

### ***In Vivo Restorative Procedures with photocurable RCs***

The bonding agents Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) and Tetric Nano Bond (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were applied and light cured (Figure 01 e, f, g, h) according to the manufacturers' instructions (Table 1). The teeth were randomly assigned to groups according to the product (n=7): Filtek Z250 (3M ESPE) placed in two increments, so each layer was exposed to curing light for 10 s (radiant emittance: 1230 mW/cm<sup>2</sup>; Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schaan,

Liechtesntein); Filtek Z350 (3M ESPE) placed in a single increment, which was exposed to curing light for 40 s using the same LCU (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent); or Tetric N Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent) placed in a single increment, which was exposed to curing light for 10 s (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent) (Figure 01 i and j). When RCs were placed in a single increment, a second photo-activation was performed, simulating the scenario when the clinician performs further exposure to curing light. The radiant emittance values of the LCU were obtained after spectral power analysis using a spectroradiometer (USB 2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, USA) connected to a 6-in integrating sphere (Labsphere, North Sutton, NH, USA).

The PT values, expressed in Celsius degrees ( $^{\circ}\text{C}$ ), were obtained in real time, every 0.2 s. At the end of the analysis, the thermocouple probe was removed and the teeth were extracted. The probe was reinserted to simulate the position and X-rays were taken (Figure 01.k). In this analysis, the average of the maximum temperature that the dental pulp reached after the light exposure to the high power LED LCU and the PT mean were determined, besides the temperature variations during each step of the restorative procedure.

#### *Statistical Analysis*

Peak PT and  $\Delta T$  values after light exposure of bonding agents and RCs as well as PT peak values observed during cavity preparation were subjected to two-way repeated measures ANOVA, followed by Bonferroni's post-hoc test ( $\alpha = 0.05$ ). All statistical testing and the *post hoc* power analysis were made using a preset  $\alpha$  of 0.05, using a commercial statistical software (Statistics 19, SPSS Inc., IBM Company, Armonk, NY, USA).

## **RESULTS**

### ***In Vivo* Measurement of Intrapulpal Temperature**

For the number of evaluated teeth ( $n = 7$ ) the *in vivo* study was adequately powered for both peak PT and  $\Delta T$  values (above 99.0%;  $\alpha = 0,05$ ), which are shown in Tables 2 and 3, respectively. Cavity preparation caused a significant drop in PT values ( $p < 0.001$ ). A significant increase in PT values was noted after the bonding agent layer was exposed to curing light as recommended by the manufacturers ( $p < 0.001$  for Tetric Ceram Bulk-fill and Z350;  $p = 0.002$  for Z250). Significant increase in

PT was also observed after the first exposure of RC layer to curing light ( $p < 0.001$ ). Only the first ( $38.7 \pm 0.8$  °C) and second ( $40.2 \pm 0.9$  °C) 40-second exposures of Filtek Z350 layer to curing light caused higher peak PT values than the baseline PT values ( $p < 0.001$ ) as well as higher values than the peak PT values when other materials were used ( $p < 0.001$ ).

The  $\Delta T$  values (Table 3) were negative after bonding exposure to curing light regardless of product as well as after the first exposure of Z250 and Tetric N Ceram to curing light. Positive  $\Delta T$  values were observed after the second exposure of all RCs to curing light as well as after the first exposure Filtek Z350 to curing light. The second exposure of Filtek Z350 to curing light caused the highest  $\Delta T$  values ( $4.5 \pm 0.7$  °C).

Figure 02 shows the representative profiles of PT changes during the restorative steps. The drop in PT values during cavity preparation can be observed in all groups, as well as the drop in PT values during the etch-and-rinse procedures. A slow PT increase was noted while the bonding agent was applied to the Class V preparation, followed by a small PT drop during the gentle air flow to evaporate the organic solvent. A quick rise in PT values was seen while the bonding agent layer was exposed to curing light. PT values also increased rapidly during the exposure of RC layers to curing light.

## DISCUSSION

In the current study, only the second exposure of all RCs and the first exposure of Filtek Z350 to curing light caused an increase in PT to values over the baseline PT values. This was clearly seen in the analysis of  $\Delta T$  values (Table 3), in which only a few PT mean values were positive. Thus, the first hypothesis establishing that exposures to light from the LCU would increase PT values over the baseline PT values was rejected. This finding contradicts the previous findings of *in vivo* studies using similar methodologies, which showed that even low values of radiant exposure with irradiance values of approximately 680 mW/cm<sup>2</sup> caused a significant increase in PT over the physiological, baseline PT values (Runnacles, Arrais et al. 2015, Zarpellon, Runnacles et al. 2018). This difference between the current results and those findings is related to the operative sequence performed prior to the exposure of RC layers to curing light, in order to simulate the real clinical scenario of a restorative procedure. In this regard, cavity preparation under constant air-water spray caused a significant PT

drop to approximately 29 °C, as also observed by Zarpellon et al. (2018). Although a slow PT increase over time was observed after the cavity preparation, the etch-and-rinse procedure caused another significant drop in PT values (Figure 4). Thus, at the moment when the layer of bonding agent was exposed to the LCU light, the PT values were still lower than the baseline values, approximately 30 °C (Figure 4). As a consequence, although an apparently significant increase in PT values during the exposure of the bonding agent layer to curing light was noted (Figure 4), the resulting PT values prior to the placement and exposure of the RC layers to curing light were still lower than the baseline PT values (Tables 2 and 3). The influence of previous tissue cooling has been demonstrated in other medical studies (Wijayatilake, Shepherd et al. 2012, Luehr, Bachet et al. 2014, Muengtawepongsa and Srivilaithon 2017). This technique is used in medicine as a protective measure in surgeries (Wijayatilake, Shepherd et al. 2012, Luehr, Bachet et al. 2014, Muengtawepongsa and Srivilaithon 2017) and is called Targeted Temperature Management (TTM). It is worth noticing that this technique is especially important when controlling PT rise is a matter of concern, once the increase in blood flow in response to thermal stimulation may cause an increase in the pulp tissue volume (Raab 1992, Park, Roulet et al. 2010, Kwon, Park et al. 2013). Because this highly vascularized tissue is restricted by surrounding rigid dentin structures, the increase in pulp tissue volume caused by a PT increase during a thermal stimuli may injure the pulp. This was clearly seen by Zach and Cohen (1965), who observed that the PT increase of 5.5 °C caused necrosis in 15 % of all evaluated pulp tissues of *Rhesus* monkeys, while the PT increase of 11 °C induced necrosis in 60 % of all evaluated tissues. In addition, other authors showed that the PT increase to approximately 46 °C may cause blood plasma extravasations with consequent pulp thrombosis (Pohto and Scheinin 1958, Raab 1992).

As expected, the 40-s exposure of Filtek Z350 to the light emitted from the LED LCU caused significantly higher peak PT and  $\Delta T$  values than those when other RCs comprising shorter exposure periods were used. Thus, the second hypothesis establishing that longer exposures of RC layers to light emitted from the LCU cause a higher peak PT values was not rejected. This finding corroborates the previously established positive relationship between radiant exposure values and PT rise in intact premolars or when teeth had deep, buccal Class V preparations (Runnacles, Arrais et al. 2015, Zarpellon, Runnacles et al. 2018). Although lower Peak PT and  $\Delta T$  values than the threshold temperature were expected based on previous *in vivo* findings, one

could estimate that heat generated from exothermic polymerization could cause further increase in PT values, resulting in  $\Delta T$  values similar to or even higher than the threshold temperature values. Indeed, due to the possible influence of heat released during the RC polymerization, higher peak PT values could also be expected after the first exposure to curing light in comparison to those after the second exposure. Conversely, peak PT values after the first exposure to curing light were significantly lower than those observed after the second exposure, when there was no heat released from the already polymerized RC layer. It is important to notice that the baseline PT values at the moment when the teeth received the second exposure to light were also apparently higher than those at the moment when the teeth received the first exposure. Therefore, these findings demonstrate that baseline PT values at the moment of exposure to curing light apparently have more impact on the resulting peak PT values than the heat released by the RC layer during polymerization.

The influence of heat released from the RC layer has gained more attention with the introduction of Bulk-fill RCs, as some authors showed that these products can cause higher increase in the temperature inside the pulp chamber than when conventional RCs are used (Yasa, Atalayin et al. 2017). Despite these findings, no significant difference was noted in the peak PT values between the teeth restored with Tetric N Ceram Bulk-fill and those restored with Filtek Z250. Thus, the third hypothesis was rejected. The current findings corroborate previous *in vitro* results, in which no significant difference in temperature increase within the pulp chamber was noted between teeth restored with bulk-fill RC and teeth restored with conventional RC (Kim, Kim et al. 2017). Although the temperature rise within bulk-fill RCs during the polymerization are higher than that within conventional RCs (Balestrino, Verissimo et al. 2016, Kim, Kim et al. 2017), Kim et al. observed a significant drop in the temperature at the bottom of the cavity preparation, resulting in a lack of significant differences in temperature increase values at the bottom of cavity preparations filled with bulk-fill RC in comparison to when conventional RC was used. In addition, because of light scattering by the fillers when curing light passes through the RC layer reduces the radiant emittance values at the bottom of the RC layer (Arikawa, Fujii et al. 1998, Al-Qudah, Mitchell et al. 2007), light reaching the bottom a thicker layer of bulk-fill RC is more severely attenuated than the light passing through a thinner, 1-mm thick RC layer (Kim, Son et al. 2015, Kim, Kim et al. 2017). Heat reaching the bottom of restored cavity preparation is the sum of radiant heat and heat generated during RC

polymerization (Kim, Son et al. 2015, Balestrino, Verissimo et al. 2016, Kim, Kim et al. 2017). Based on the exposed above, it is reasonable to assume that the use of a thinner layer of conventional Filtek Z250 allowed more radiant heat and less heat from the exothermic polymerization to reach the bottom of the restored cavity, while the opposite should be expected when a thicker bulk-fill RC layer was used. As a result, the restorative procedures comprising the use of Tetric N Ceram Bulk-fill and Filtek Z250 in this study design resulted in similar amount of heat at the bottom of the restored cavity preparation during exposure to curing light as well as within the pulp as a consequence.

This *in vivo* study was performed in deep Class V preparations created on premolars. For this reason, the current findings should not be extrapolated to other teeth having larger and deeper cavity preparations. In addition, the restorative procedures with etch-and-rinse bonding approach were performed promptly after cavity preparation was attained using high speed diamond bur under constant air-water spray cooling. Therefore, similar results should not be expected in other clinical scenarios, such as when low speed burs without proper cooling methods or other bonding strategies are used. Further investigation is required to address the effects of severe clinical situations on PT values.

## **CONCLUSION**

Within the limitations imposed by this *in vivo* study, the following conclusions were made:

- PT drop after cavity preparation prevented PT rise above the baseline PT in most exposure conditions;
- Longer exposure of resin layer to curing light with high radiant emittance values caused higher peak PT and  $\Delta T$  than shorter exposure periods;
- Given similar delivered radiant exposure values, the use of bulk-fill RC did not cause higher PT increase than the use of conventional RC

## REFERENCES

- Al-Qudah, A. A., C. A. Mitchell, P. A. Biagioni and D. L. Hussey (2007). "Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring." **J Dent** 35(3): 238-245.
- Arikawa, H., K. Fujii, T. Kanie and K. Inoue (1998). "Light transmittance characteristics of light-cured composite resins." **Dent Mater** 14(6): 405-411.
- Asmussen, E. and A. Peutzfeldt (2005). "Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units." **Eur J Oral Sci** 113(1): 96-98.
- Balestrino, A., C. Verissimo, D. Tantbirojn, F. Garcia-Godoy, C. J. Soares and A. Versluis (2016). "Heat generated during light-curing of restorative composites: Effect of curing light, exotherm, and experiment substrate." **Am J Dent** 29(4): 234-2240.
- Baroudi, K., N. Silikas and D. C. Watts (2009). "In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites." **Int J Paediatr Dent** 19(1): 48-54.
- Brannstrom, M. and G. Johnson (1970). "Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli. An in vitro study." **Acta Odontol Scand** 28(1): 59-70.
- Bucuta, S. and N. Ilie (2014). "Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites." **Clin Oral Investig** 18(8): 1991-2000.
- Do, T., B. Church, C. Verissimo, S. P. Hackmyer, D. Tantbirojn, J. F. Simon and A. Versluis (2014). "Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composites." **Pediatr Dent** 36(7): 468-473.
- Fronza, B. M., F. A. Rueggeberg, R. R. Braga, B. Mogilevych, L. E. Soares, A. A. Martin, G. Ambrosano and M. Giannini (2015). "Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites." **Dent Mater** 31(12): 1542-1551.
- Gomes, M., A. DeVito-Moraes, C. Francci, R. Moraes, T. Pereira, N. Froes-Salgado, L. Yamazaki, L. Silva and D. Zezell (2013). "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** 38(3): 324-333.
- Hannig, M. and B. Bott (1999). "In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources." **Dent Mater** 15(4): 275-281.
- Howard, B., N. D. Wilson, S. M. Newman, C. S. Pfeifer and J. W. Stansbury (2010). "Relationships between conversion, temperature and optical properties during composite photopolymerization." **Acta Biomater** 6(6): 2053-2059.

- Ilie, N. and R. Hickel (2011). "Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology." **Dent Mater** 27(4): 348-355.
- Jandt, K. D. and R. W. Mills (2013). "A brief history of LED photopolymerization." Dent Mater 29(6): 605-617.
- Kapoor, N., N. Bahuguna and S. Anand (2016). "Influence of composite insertion technique on gap formation." **J Conserv Dent** 19(1): 77-81.
- Khaksaran, N. K., T. J. Kashi, V. Rakhshan, Z. S. Zeynolabedin and H. Bagheri (2015). "Kinetics of pulpal temperature rise during light curing of 6 bonding agents from different generations, using light emitting diode and quartz-tungsten-halogen units: An in-vitro simulation." **Dent Res J (Isfahan)** 12(2): 173-180.
- Kim, M. J., R. J. Kim, J. Ferracane and I. B. Lee (2017). "Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities." **Dent Mater** 33(10): e373-e383.
- Kim, R. J., S. A. Son, J. Y. Hwang, I. B. Lee and D. G. Seo (2015). "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** 43(9): 1093-1098.
- Kodonas, K., C. Gogos and C. Tziafa (2009). "Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface." **J Dent** 37(6): 485-490.
- Kwon, S. J., Y. J. Park, S. H. Jun, J. S. Ahn, I. B. Lee, B. H. Cho, H. H. Son and D. G. Seo (2013). "Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures." **Restor Dent Endod** 38(3): 105-112.
- Lau, A., J. Li, Y. C. Heo and A. Fok (2015). "A study of polymerization shrinkage kinetics using digital image correlation." **Dent Mater** 31(4): 391-398.
- Luehr, M., J. Bachet, F. W. Mohr and C. D. Etz (2014). "Modern temperature management in aortic arch surgery: the dilemma of moderate hypothermia." **Eur J Cardiothorac Surg** 45(1): 27-39.
- Mousavinasab, S. M., M. Khoroushi, M. Moharreri and M. Atai (2014). "Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based restorative materials using QTH and LED units." **Restor Dent Endod** 39(3): 155-163.
- Mucci, V., G. Arenas, R. Duchowicz, W. D. Cook and C. Vallo (2009). "Influence of thermal expansion on shrinkage during photopolymerization of dental resins based on bis-GMA/TEGDMA." **Dent Mater** 25(1): 103-114.
- Muengtaweepongsa, S. and W. Srivilaithon (2017). "Targeted temperature management in neurological intensive care unit." **World J Methodol** 7(2): 55-67.



Park, S. H., J. F. Roulet and S. D. Heintze (2010). "Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates." **Oper Dent** 35(3): 353-361.

Pohto, M. and A. Scheinin (1958). "Microscopic Observations on Living Dental Pulp II. The Effect of Thermal Irritants on the Circulation of the Pulp in the Lower Rat Incisor." **Acta Odontologica Scandinavica** 16(3): 315-327.

Raab, W. H. (1992). "Temperature related changes in pulpal microcirculation." **Proc Finn Dent Soc** 88 Suppl 1: 469-479.

Rajesh Ebenezar, A. V., R. Anilkumar, R. Indira, S. Ramachandran and M. R. Srinivasan (2010). "Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study." **J Conserv Dent** 13(3): 132-135.

Runnacles, P., C. A. Arrais, M. T. Pochapski, F. A. dos Santos, U. Coelho, J. C. Gomes, M. F. De Goes, O. M. Gomes and F. A. Rueggeberg (2015). "Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature." **Dent Mater** 31(1): 53-59.

Runnacles, P., C. A. Arrais, M. T. Pochapski, F. A. Dos Santos, U. Coelho, J. C. Gomes, M. F. De Goes, O. M. Gomes and F. A. Rueggeberg (2015). "In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit." **Dent Mater** 31(5): 505-513.

Santini, A., C. Watterson and V. Miletic (2008). "Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources." **Open Dent J** 2: 137-141.

Savas, S., M. S. Botsali, E. Kucukyilmaz and T. Sari (2014). "Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances." **Dent Mater J** 33(6): 764-769.

Shortall, A., W. El-Mahy, D. Stewardson, O. Addison and W. Palin (2013). "Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure." **J Dent** 41(5): 455-463.

Shortall, A. C. and E. Harrington (1998). "Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites." **J Oral Rehabil** 25(12): 908-913.

Wijayatilake, D. S., S. J. Shepherd and P. B. Sherren (2012). "Updates in the management of intracranial pressure in traumatic brain injury." **Curr Opin Anaesthesiol** 25(5): 540-547.

Yasa, E., C. Atalayin, G. Karacolak, T. Sari and L. S. Turkun (2017). "Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk-fill restorative materials." **Dent Mater J** 36(5): 566-572.

Yazici, A. R., A. Muftu, G. Kugel and R. D. Perry (2006). "Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro." **Oper Dent** 31(2): 261-265.

Zach, L. and G. Cohen (1965). "Pulp Response to Externally Applied Heat." **Oral Surg Oral Med Oral Pathol** 19: 515-530.

Zarpellon, D. C., P. Runnacles, C. Maucoski, D. J. Gross, U. Coelho, F. A. Rueggeberg and C. A. G. Arrais (2018). "Influence of Class V preparation on in vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a Polywave((R)) LED light curing unit." **Dent Mater** 34(6): 901-909.

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

**Table 01:** Products to be used for the restorative procedure, trademark and instructions for use according to each manufacturer.

Product	Trademark	Manufacturer's Instructions for Use	Inorganic load content / volume (%)
Single Bond Universal	3M/ESPE	Pre-condition with phosphoric acid (35%) of enamel and dentin for 15 s, rinse and air-dry without dehydration. Apply the adhesive with a microbrush, rubbing for 20 s. Apply air jet for 5 s, light cure for 10 s.	-
Tetric N-Bond	Ivoclar Vivadent	Pre-condition with phosphoric acid (37%) enamel for 15 to 30 seconds and dentin for 10 to 15 s, wash and air-dry without dehydration. Apply the adhesive with the aid of a microbrush, rubbing gently for at least 10 s. Apply air jet until no adhesive accumulation is noticed, light cure for 10 s.	-
Filtek Z350	3M/ESPE	Apply increment of up to 2mm, adapt with a spatula and light cure for 40 s.	63.3
Filtek Z250	3M/ESPE	Apply increment of up to 2mm, adapt with a spatula and light cure for 10 s.	60
Tetric N-Ceram Bulk-fill	Ivoclar Vivadent	Apply increment of up to 4mm, adapt with a spatula and light cure for 10 s.	61

**Table 2:** Mean (standard deviation) of pulp temperature in vivo in restorative procedures

	Tetric Ceram Bulk-fill	Filtek Z350	Filtek Z250
	Single layer	single layer	2 layers
Baseline Temperature	35.3 (0.9) Ba	35.0 (0.7) Ca	35.1 (0.5) Aa
Cavity preparation	28.1 (1.7) Da	27.5 (1.4) Fa	29.7 (1.1) Ca
Bonding procedure	31.0 (1.3) Ca	30.6 (0.7) Ea	31.4 (0.9) Ca
Exposure of bonding agent to LED light	31.5 (1.2) Ca	32.0 (0.9) Da	32.4 (0.9) Ba
First exposure of RC layer to LED light	34.2 (1.3) Bb	38.7 (0.8) Ba	34.8 (0.8) Ab
Second exposure of RC layer to LED light	36.1 (1.0) Ab	40.2 (0.9) Aa	35.5 (0.5) Ab

Means followed by similar letters (lower case: within row; upper case: within column) are not significant different (alpha: 0.05).

Table 3: PT (°C) range over the baseline temperature ( $\Delta T$ ) after exposures to curing light at three restorative moments:

	Tetric N Ceram Bulk Fil	Filtek Z350	Filtek Z250
Exposure of bonding agent to LED light	-4.3 (0.7) Cb	-2.8 (0.8) Ca	-2.8 (0.7) Ca
First exposure of RC layer to LED light	-1.3 (0.7) Bb	3.2 (0.4) Ba	-0.9 (0.7) Bb
Second exposure of RC layer to LED light	0.3 (0.4) Ab	4.5 (0.7) Aa	0.2 (0.5) Ab

Means followed by similar letters (lower case: within row; upper case: within column) are not significant different (pre-set alpha: 0.05)

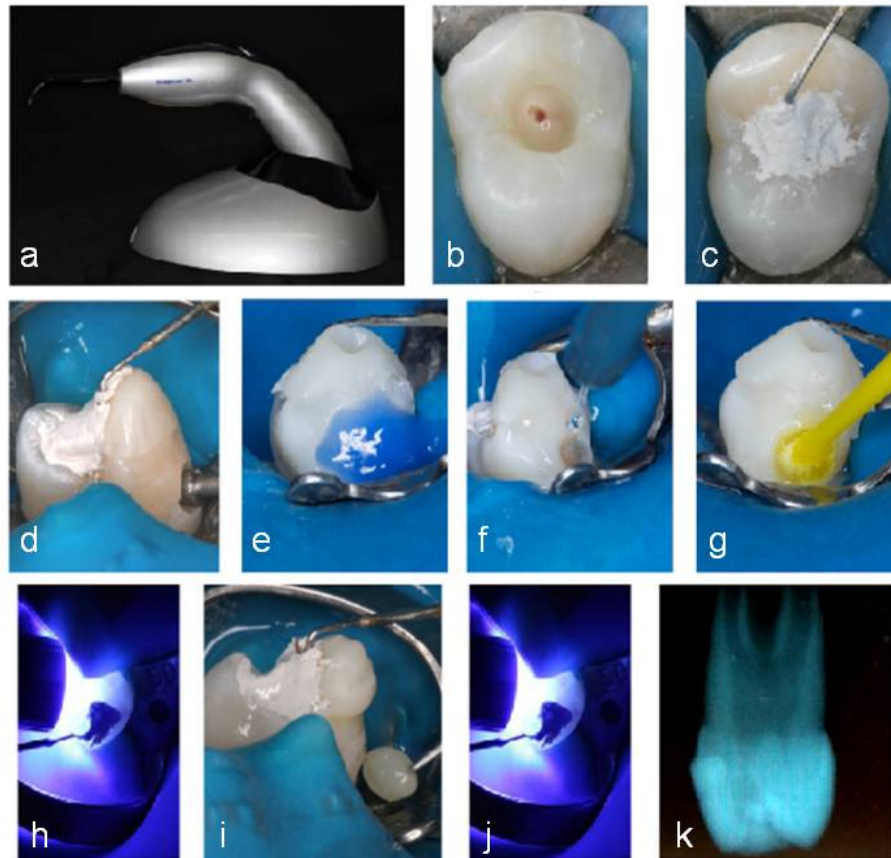


Figure 1. Representative images of temperature measurement in the dental pulp during restorative procedure and exposure to LED light: (a) Bluephase 20i LCU, (b) deep occlusal cavity performed to produce a small pulp exposure, (c) insertion of the probe into the pulp chamber through the occlusal cavity sealed with a provisional restorative material, (d) use of a diamond bur under constant water spray cooling during preparation of Class V cavity, (e) acid conditioning with 35% phosphoric acid gel, (f) cavity rinse to remove acid, (g) application of the adhesive system according to the manufacturer's recommendations, (h) LED LCU tip positioned against the buccal surface of the tooth for light curing of the adhesive (Tetric N-Bond: 10 s Low (656 mW/cm<sup>2</sup>); Single Bond Universal: 10 s High (1244 mW/cm<sup>2</sup>), (i) Insertion of the composite resin (j) polymerization of the composite resin: Tetric N Ceram Bulk-fill 1 increment of 2 mm thick (10 s High); Filtek Z350 1 increment of 2 mm thick (40 s High); Filtek Z250: 2 increments of 1 mm (10 s each) (1244 mW / cm<sup>2</sup>) (k) Radiography obtained after dental extraction to confirm proper positioning of the probe in the pulp chamber and remaining thickness of dentin.

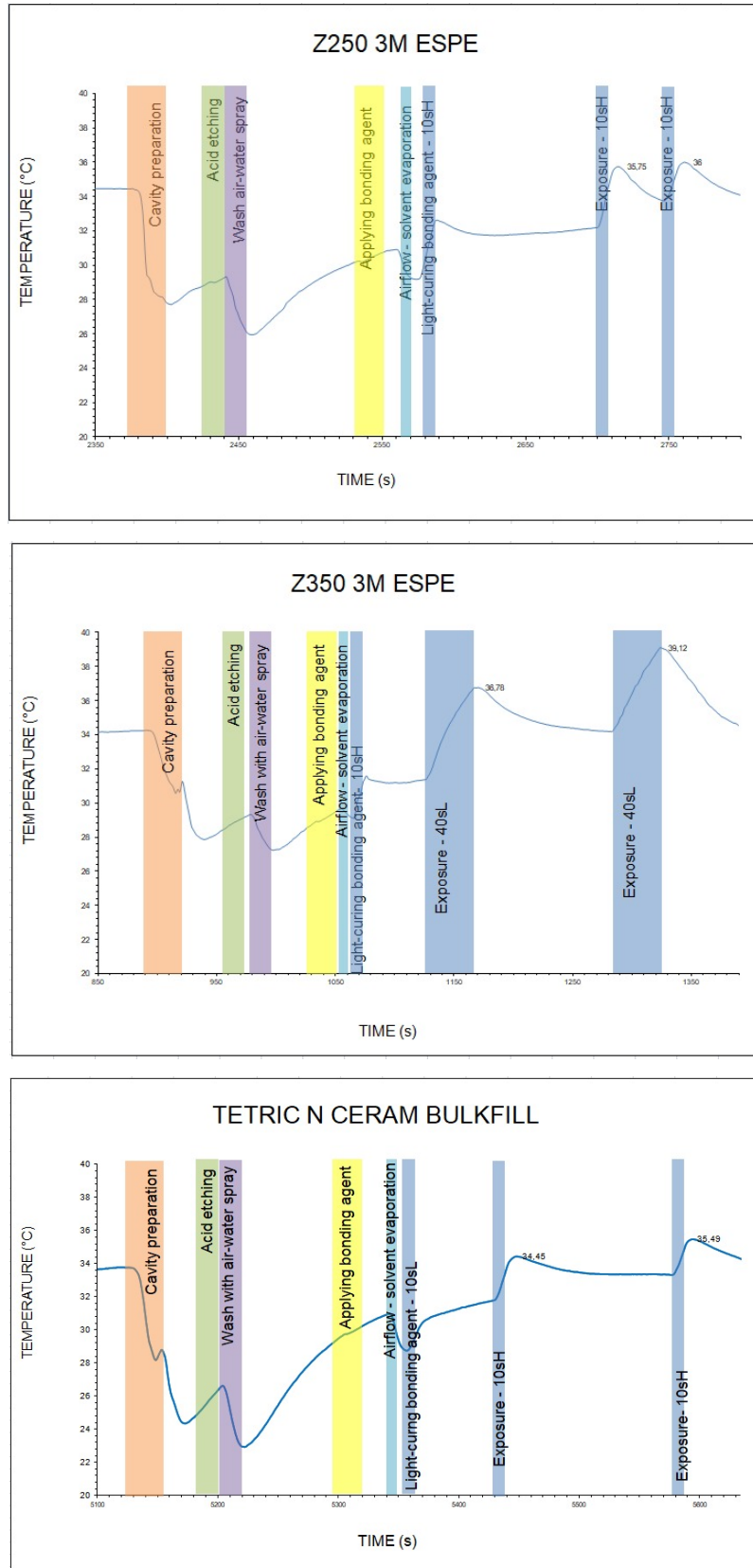


Figure 4: Representative profiles of PT alteration during real-time restorative procedure steps for each restorative material.

## 5 DISCUSSÃO

O primeiro experimento avaliou a temperatura pulpar (TP) em classe V profunda de pré-molares *in vivo* ao receber exposição de fotopolimerizador com 10 s/L, 10 s/H, 30 s/H, 60 s/H e 5 s/T. E semelhante aos achados *in vivo* de estudo anterior que comparou aumento de TP nos dentes pré-molares íntegros (RUNNACLES *et al.*; 2015b), um aumento significativo de TP foi observada durante a exposição a todos os modos de exposição (ME). Embora os valores atingidos tenham sido altos em comparação com aqueles observados em dentes intactos, na maioria dos grupos (de 0,7 °C (10-s/L) a 3,5 °C (30-s/H)) os picos de temperatura foram menores do que 5,5 °C, temperatura esta passível de resultar em necrose pulpar (ZACH e COHEN, 1965). Portanto, a maioria dos MEs podem ser considerados seguros para uma preparação profunda de classe V com parede axial de dentina de aproximadamente 1 mm de espessura, mesmo quando depositados altos valores de emissão radiante (1230 mW/cm<sup>2</sup> no modo High e 2272 mW/cm<sup>2</sup> no modo Turbo) são entregues por até 30 s.

Em contraste com os resultados observados quando 10-s/L, 10-s/H, 5-s/T, e 30 s/H MEs foram utilizados, a exposição a 60 s/H causou uma média T de 5,5 ± 0,8 °C, que corresponde ao limiar de temperatura considerado prejudicial à polpa (ZACH; COHEN, 1965). Nesse grupo experimental, os valores de variação de temperatura ( $\Delta T$ ) em três pré-molares foram superiores ao limiar do aumento de TP de 5,5 °C, mas é importante notar que tal longa exposição não é usual na rotina do clínico, uma vez que a maioria dos fabricantes recomenda exposições curtas como 10 s ou 20 s para a fotopolimerização, ou ainda 20 s ou 40 s para cada camada de incremento de resina composta. Uma relação alta e positiva ( $r^2 = 0,892$ ) entre os valores de exposição radiante e  $\Delta T$  foram observados usando análise de regressão linear. No entanto, a relação em dentes com classe V não foi tão alto quanto o observado em dentes intactos ( $r^2 = 0,9163$ ) (RUNNACLES *et al.*; 2015b). Mais especificamente, os valores  $\Delta T$  em grupos com baixa exposição radiante, como 10-s/L, 10-s/H, e 5-s/T, foram aproximadamente 40% maiores que aqueles observado em dentes hígidos (RUNNACLES *et al.*; 2015b). Por outro lado, dos dentes com preparos classe V que receberam 60 s/H, apenas 14,6 % apresentaram maiores valores de  $\Delta T$  que a observada em dentes hígidos. Este fato pode ser atribuído aos efeitos das mudanças da dinâmica do fluxo de pulpar à medida que a TP aumenta (BRANNSTROM E



JOHNSON, 1970). A este respeito, alguns estudos *in vitro* demonstraram que maiores taxas de fluxo são capazes de dissipar o calor gerado durante a exposição para a luz LED do que as menores taxas de fluxo de fluido (KODONAS *et al.*; 2009; PARK *et al.*; 2010). Assim sendo, à medida que a TP aumenta, o fluxo pulpar também aumenta em uma tentativa para restabelecer a temperatura basal, evitando danos térmicos ao tecido pulpar. Além do efeito do fluxo sanguíneo da polpa, essa diminuição na taxa de aumento da TP à medida que a temperatura aumenta também pode ser parcialmente explicado pela teoria da transferência de calor por condução. Segundo essa teoria, a mudança de temperatura por transferência de calor por unidade de tempo é proporcional à diferença de temperatura entre extremos dos pontos de temperatura (LIN *et al.*; 2010). Em outras palavras, como a temperatura dentro da dentina aumenta e a diferença entre a temperatura exterior e a temperatura interior diminui, a taxa de transferência de calor para a polpa será menor em comparação àquela observada quando a diferença entre os valores de temperatura externa e interna forem maiores. Essas premissas podem ser fortalecidas pela análise do perfil em tempo real do aumento da TP durante a exposição a 30s/H e 60s/H. Por outro lado, a análise de TP em tempo real mostrou uma queda rápida somente depois de aproximadamente 2 s após o desligamento da luz do LED. Essa descoberta ajuda a fornecer mais evidências de que os valores de temperatura obtidos são devido ao aquecimento dos substratos circundantes e não ao aquecimento da própria sonda de metal causada pela exposição à luz.

Neste estudo, preparações Classe V realizadas na superfície vestibular utilizando uma broca diamantada de alta velocidade sob água de resfriamento constante por aproximadamente 71,8 s causou uma queda média de TP de  $5,8 \pm 1,2$  °C da temperatura basal ( $35,3 \pm 0,3$  °C). Apesar dos efeitos do resfriamento do preparo cavitário usando uma peça de mão de alta velocidade com constante resfriamento com água tenham sido extensivamente avaliados *in vitro* (SCHUCHARD; WATKINS, 1965; LLOYD *et al.*; 1986; CAVALCANTI *et al.*; 2002; OZTURK *et al.*; 2004), até onde sabemos, este é o primeiro estudo *in vivo* que também avaliou os efeitos do resfriamento por *spray* de água constante usando turbina de alta velocidade durante uma preparação de Classe V em pré-molares humanos. A queda de temperatura observada no presente estudo foi semelhante aos resultados observados em estudos anteriores *in vitro* (GALINDO *et al.*; 2004; ERCOLI *et al.*; 2009), embora outros estudos *in vitro* tenham mostrado que os métodos de resfriamento não foram capazes de

causar essa queda de temperatura (SCHUCHARD; WATKINS, 1965; LLOYD *et al.*; 1986; CAVALCANTI *et al.*; 2002; OZTURK *et al.*; 2004). O resultados controversos em relação aos efeitos do resfriamento durante a preparação da cavidade podem estar relacionados a diferença na pressão aplicada ao dente durante o preparo, a temperatura e vazão do *spray* de água, e o tipo e qualidade do broca (LLOYD *et al.*; 1986; OZTURK *et al.*; 2004; ERCOLI *et al.*; 2009). Curiosamente, o tempo médio necessário para a queda da TP para atingir o seu valor mais baixo antes de a TP começar a aumentar foi  $89,5 \pm 17,1$  s, de modo que a TP continuou a cair mesmo após o término do preparo. Portanto, no cenário clínico real onde um procedimento restaurador, compreendendo o uso de resinas compostas fotopolimerizáveis, é realizado imediatamente após o preparo, menor TP em comparação com os valores de temperatura basal são esperados no momento em que o dente é exposto à luz emitida pelo fotopolimerizador LED. Como consequência, mais energia pode ser necessária para causar aumento de TP para valores que sejam capazes de danificar o tecido pulpar, o uso de uma peça de mão de alta velocidade sob resfriamento por *spray* de água nesse cenário clínico pode realmente ajudar a prevenir danos durante a exposição a uma luz LED, mesmo quando elevados valores de exposição radiante são entregues ao dente.

Para o experimento realizado no segundo estudo, que testou o *spray* de ar para o resfriamento da TP em pré-molares hígidos *in vivo*, os dados indicam claramente que a aplicação de *spray* de ar durante a exposição à luz LED foi capaz de impedir o aumento da TP. Estes resultados estão de acordo com os de um estudo anterior *in vitro*, (ONISOR *et al.*; 2011) que atribuiu a capacidade do jato de ar para remover o ar quente em torno de um dente exposto à fotopolimerização. Segundo estes autores, o ar quente ao redor do dente exposto seria parcialmente responsável pelo aumento da TP. Além disso, os resultados atuais também podem ser atribuídos ao comportamento térmico do esmalte e da dentina. A este respeito, quando um dente intacto é exposto a uma luz LED, a energia térmica do esmalte dissipa-se para dentro, em direção à câmara pulpar, bem como ao ambiente externo (CHIANG *et al.*; 2008). Como a dentina tem uma baixa difusividade térmica, a energia não é apenas transferida para a polpa, mas também armazenada dentro dela (CHIANG *et al.*; 2008). Esse comportamento térmico é responsável pela dissipação gradual da energia térmica para a polpa, sustentando valores mais altos de temperatura no seu interior, mesmo depois que a luz LED seja desligada, como mostrado anteriormente (RUNNACLES *et al.*; 2015b).

Por outro lado, quando um fluxo de ar foi iniciado três segundos antes da luz LED ser acionada e mantida durante a exposição, a temperatura do esmalte e da dentina caiu. Assim, maior energia térmica foi necessária para aquecer esses substratos. Portanto, quando o fluxo de ar e a exposição à luz LED ocorreram simultaneamente, o calor gerado durante a exposição de 30 s à luz do fotopolimerizador emitindo 1244 mW/cm<sup>2</sup> (aproximadamente 37,3 J/cm<sup>2</sup>) não foi capaz de aumentar a temperatura do esmalte e da dentina para valores que pudessem causar um aumento de TP.

De fato, com base na análise em tempo real da mudança de temperatura durante uma exposição de 30 s à luz LED com jato de ar, uma diminuição lenta da TP foi observada durante a exposição à luz LED. Esta descoberta infere que o uso do fluxo de ar durante a exposição a uma luz LED foi mais eficaz na diminuição do TP do que a luz na transferência de calor para a polpa. Por esta razão, é razoável supor que exposições mais longas a uma luz LED emitindo 1.244 mW/cm<sup>2</sup>, que é um valor de irradiância comumente encontrado em fotopolimerizadores de LED disponíveis comercialmente, não seriam prejudiciais para a polpa quando o fluxo de ar é aplicado simultaneamente. Curiosamente, a queda de temperatura na dentina devido ao fluxo de ar não só evitou o aumento da TP durante a exposição à luz do LED, mas também diminuiu o TP para valores mais baixos do que a TP basal. De fato, os valores de TP mostraram uma diminuição rápida e contínua por aproximadamente 30 s após o fluxo de ar ter sido finalizado. Este achado confirma a presença de um gradiente de temperatura criado entre a polpa e as paredes da câmara pulpar resfriada, devido à diminuição da temperatura da dentina durante o fluxo de ar. Em outras palavras, a temperatura mais baixa das paredes da câmara dentinária, em comparação com a da polpa, faz com que o calor da polpa flua em direção às paredes da câmara dentinária por condução térmica, para alcançar o equilíbrio termodinâmico, resultando em contínua queda da TP após o jato de ar. Em um procedimento restaurador com resinas compostas fotoativadas, quando são necessárias exposições sequenciais aos dentes para garantir a polimerização ideal das camadas de resina composta, um dente preparado com TP menor que a temperatura basal forneceria proteção adicional contra danos à polpa. Nessa condição clínica, maiores valores de exposição radiante seriam necessários para aumentar a TP para limiares considerados prejudiciais à polpa (aproximadamente 42,58°C) (ZACH; COHEN, 1965) do que quando tais procedimentos restauradores são realizados em dentes com TP basal. Mais investigações são necessárias para confirmar tais suposições. Os resultados atuais

demonstram que o fluxo de ar foi muito eficaz na prevenção do aumento de TP durante a exposição a uma luz LED usando seu modo High em pré-molares intactos *in vivo*. Nesse contexto, vale ressaltar que o aumento da TP pode ser influenciado pela translucidez e difusividade térmica do substrato interposto entre a fonte de calor e a polpa (PANAS *et al.*; 2003; RUNNACLES *et al.*; 2015b). Como os materiais resinosos podem apresentar uma ampla faixa de translucidez (RYAN *et al.*; 2010) e menor difusividade térmica, dependendo quanto à quantidade e tipo de conteúdo de carga (WATTS *et al.*; 1987), a elevação da TP pode ser maior durante a exposição de uma preparação de classe V à luz LED quando a cavidade preparada é preenchida com resinas compostas mais translúcidas com baixo teor de carga em comparação com aquelas observadas em dentes hígidos (CHOI *et al.*; 2014). Por exemplo, achados *in vitro* anteriores mostraram que a exposição de dentes com uma preparação de classe V vazia ou preenchida com resina composta exposta a uma luz LED causou maior elevação de TP do que a exposição de um dente intacto a uma luz LED (CHOI *et al.*; 2014). Como consequência, poderia afirmar que o fluxo de ar pode não ser tão eficaz nesses cenários clínicos quanto nos dentes intactos. Por esta razão, na tentativa de superar a limitação deste estudo, os dentes intactos foram expostos à luz LED por 30 s, o que é mais do que 10 ou 20 s de exposição, geralmente recomendado pelos fabricantes de resinas compostas disponíveis comercialmente. Em outras palavras, por causa da relação positiva direta entre o intervalo de exposição e o aumento de TP (RUNNACLES *et al.*; 2015b), a exposição de 30 s à luz pode causar maior aumento de TP do que o esperado, mesmo quando expostos a uma classe V com de resina translúcida com alta difusividade térmica para intervalos de exposição mais curtos, como exposição de 10 ou 20 s à luz LED. Por essa razão, é razoável supor que a aplicação do fluxo de ar junto com a exposição à luz LED nesses procedimentos restaurativos possa ser tão eficaz quanto o fluxo de ar aplicado na condição avaliada no estudo atual. Além disso, como os dentes intactos foram avaliados, resultados semelhantes também podem ser esperados em procedimentos que envolvem método para evitar o aumento da temperatura dentro da polpa durante a exposição a altos níveis de irradiância. No entanto, devido às diferenças na morfologia e na espessura da dentina entre os dentes, deve-se tomar cuidado ao supor que resultados semelhantes devem ser esperados em outros dentes, como os incisivos anteriores. Apesar dessa limitação, essa abordagem fácil e eficiente deve ser adicionada à rotina

do profissional clínico, pois pode reduzir o risco de dano térmico da polpa quando dispositivos LED potentes são usados.

Embora os atuais achados *in vivo* tragam informações valiosas sobre o aumento da TP durante a exposição de cavidades classe V para a luz emitida a partir de uma onda *polywave* de alta intensidade, os resultados não podem ser extrapolados clinicamente para fotopolimerização de materiais restauradores no interior destas cavidades. Mesmo que a energia absorvida durante a irradiação seja o principal fator de aumento da temperatura (LLOYD *et al.*; 1986; CHOI *et al.*; 2014), estudos anteriores *in vitro* mostraram que o calor liberado durante a polimerização da camada de resina composta devido à sua natureza exotérmica também contribui para o aumento da temperatura dentro da câmara pulpar (LLOYD *et al.*; 1986; CHOI *et al.*; 2014). Por outro lado, relatos *in vitro* prévios mostraram que a camada de resina composta pode atuar como um isolante térmico, impedindo um aumento repentino da TP (CHOI *et al.*; 2014). Além disso, a difusão térmica e atenuação de luz causada por uma camada de resina composta são intimamente relacionadas à sua composição (WATTS *et al.*; 1987; MATALON *et al.*; 2010), então a influência da fotopolimerização da resina composta na TP depende de sua composição e espessura (CHOI *et al.*; 2014). Portanto, surge a necessidade de responder a mais esta pergunta, abordada no experimento 3.

Como abordagem do terceiro artigo, a TP dos pré-molares *in vivo* foi avaliada durante os procedimentos restauradores de cavidades classe V com resina composta e bulk fill. Neste estudo, apenas a exposição da resina composta Z350 à luz do fotopolimerizador por 40 s causou aumento da TP acima dos valores da temperatura basal. Deste modo, a primeira hipótese do experimento 3 que estabeleceu que as exposições à luz do fotopolimerizador causariam aumento da TP foi rejeitada. Tal achado contradiz os achados prévios de estudos *in vitro* e *in vivo*, os quais mostraram que até mesmo baixos valores de exposição radiante com valores de irradiância de aproximadamente 680 mW/cm<sup>2</sup> causaram aumento significativo na TP (RUNNACLES *et al.*; 2015b; a). Essa diferença entre os resultados deste estudo e os achados prévios está relacionada à sequência operatória realizada com o intuito de simular a situação real de um procedimento restaurador (BAROUDI *et al.*; 2009; SAVAS *et al.*; 2014; KIM *et al.*; 2015). Nesse sentido, observou-se que a realização do preparo cavitário sob irrigação constante com *spray* de ar e água causou uma queda na TP, levando a valores ao redor de 29 °C. Embora a TP tenha iniciado um aumento ao longo do tempo

após a realização do preparo cavitário, a utilização de *spray* de ar água para remoção do ácido fosfórico por 15 s causou outra queda na TP, conforme observado nos resultados (Tabela 2, experimento 3). Deste modo, no momento em que a cavidade Classe V foi exposta à luz do fotopolimerizador para polimerização do agente de união, a TP era de aproximadamente 30 °C (Figura 2 a 4, experimento 3), valor este inferior ao valor de temperatura basal. Como consequência, o aumento significativo observado na TP para polimerizar a camada de adesivo resultou apenas em valores de TP próximos à temperatura basal quando exposições curtas de 10 s eram utilizadas. Neste sentido, a influência da refrigeração prévia de tecidos tem sido demonstrada em outros estudos da área da medicina, recebendo o nome de técnica de refrigeração prévia, utilizada na medicina como medida protetiva em cirurgias, conhecida por Targeted temperature management (WIJAYATILAKE *et al.*; 2012; LUEHR *et al.*; 2014; MUENGTAWEEPONGSA; SRIVILAITHON, 2017). Cabe salientar que esta técnica apresenta especial importância quando se trata de TP, uma vez que o aumento do fluxo sanguíneo em resposta ao estímulo térmico pode causar um aumento do volume do tecido pulpar (RAAB, 1992; PARK *et al.*; 2010; KWON *et al.*; 2013), o qual será restrito pelas estruturas rígidas de dentina que circundam o tecido pulpar. Como consequência, estímulos térmicos que resultem em aumento na TP acima de 46 °C podem causar extravasamento do plasma sanguíneo com consequente trombose da polpa (POHTO; SCHEININ, 2003; RAAB; MULLER, 1989).

Com base nos resultados, apenas a exposição da resina composta z350 por 40 s causou um aumento significativamente maior do que o aumento observado quando utilizadas outras resinas compostas com tempos de exposição inferiores. Os valores observados foram até mesmo significativamente superiores àqueles quando apenas 1 mm de incremento de resina composta Z250 foi exposto à luz por 10 s. Deste modo, a segunda hipótese estabelecendo que exposições mais longas a luz do fotopolimerizador causam um aumento maior na TP, não foi rejeitada. Este achado corrobora achados prévios que observaram que maiores valores de exposição radiante causam maior aumento na TP (RUNNACLES *et al.*; 2015b). Curiosamente, os valores de TP após a segunda exposição por 40 s foram semelhantes àqueles observados por Runnacles *et al.* em pré-molares hígidos após exposição por 60 s utilizando um fotopolimerizador semelhante (RUNNACLES *et al.*; 2015b). Quando o dente hígido do estudo anterior recebeu a exposição de 60 s, a TP basal era de aproximadamente 35,3 °C. No caso das exposições sobre a resina composta, a

primeira exposição de 40 s foi realizada no momento em que a polpa ainda estava resfriada devido aos procedimentos de aplicação do sistema adesivo no modo *etch & rinse*, com a TP abaixo da temperatura basal. Após a primeira exposição, os valores de TP aumentaram para próximo à temperatura basal, e então o dente recebeu uma exposição adicional de 40 s, fazendo com que a TP se elevasse a aproximadamente 40 °C ( $\pm 0,9$  °C). Mesmo recebendo densidades de energia diferentes, o aquecimento foi semelhante provavelmente devido ao dente, não estando íntegro, reduzir sua capacidade de dissipação de calor pela estrutura, devido à diferença de condutibilidade térmica entre dente e material resinoso; a polpa além de receber a energia da exposição, tem a capacidade de armazenar parte dessa energia, fazendo a dissipação de forma gradual (CHIANG *et al.*; 2008).

Estudos *in vitro* prévios têm mostrado que restaurações com resinas bulk fill causam um aumento maior na temperatura no interior da câmara pulpar do que quando utilizadas resinas compostas convencionais (OBERHOLZER *et al.*; 2012; KIM *et al.*; 2015; YASA *et al.*; 2017). Os principais motivos para tais achados estão relacionados às características desses novos materiais restauradores, como uma maior reação exotérmica gerada pela conversão das duplas ligações entre carbonos do material resinoso durante a fotopolimerização (HUBBEZOGLU *et al.*; 2008; CHANG *et al.*; 2013; KIM *et al.*; 2015), bem como também ao maior volume de material exposto à fotoativação quando comparado à utilização de resinas convencionais aplicadas utilizando a técnica incremental (KIM *et al.*; 2015). A temperatura da reação química está inversamente relacionada à quantidade de carga inorgânica do material resinoso, gerando mais calor quando apresenta menos carga (HUBBEZOGLU *et al.*; 2008), nos casos dos materiais utilizados, a porcentagem em carga por volume é maior na Resina Z350 (78,5 % do peso, 63,3 % do volume), seguida pela Bulkfill (75-77 % do peso, 61 % do volume) e Z250 (60 % do volume). No entanto, nenhuma diferença significativa foi notada nos valores de TP entre o grupo restaurado com Tetric N Ceram Bulk Fill e o grupo testado com Z250. Deste modo, a terceira hipótese foi rejeitada. Tais achados confirmaram achados prévios que mostram que as características da exotermia constituem um fator secundário no aumento da temperatura pulpar ( $\Delta T$ ), sendo esse influenciado principalmente pela irradiância e quantidade de energia depositada (LLOYD *et al.*; 1986; GUIRALDO *et al.*; 2008). Porém, cabe salientar que neste estudo avaliou-se uma resina bulk fill *packable*, a qual apresenta maior conteúdo inorgânico quando comparado ao conteúdo inorgânico

de resinas bulk fill flow. Por apresentarem maior conteúdo inorgânico e conseqüentemente menor quantidade de matriz resinosa, resinas bulk-fill packable causam menor aumento na TP do que as resinas bulk fill flow (YASA *et al.*; 2017). Desta forma, não é possível extrapolar esses achados para quando utilizadas resinas bulk fill flow são utilizadas. Além disso, devido a utilização de preparos classe V na face vestibular, não foi possível avaliar a influência de preparos com profundidade maior do que 2 mm, impossibilitando a avaliação da influência de utilização de resinas bulk fill na espessura de 4 mm sobre os valores de TP.

Anestesia intraligamentar utilizando solução anestésica com vasoconstritor foi utilizada para garantir que os voluntários não sentissem dor durante os procedimentos. Assim, a vasoconstrição pode ter ocorrido nos ápices radiculares, ao longo do ligamento periodontal, e dentro da câmara pulpar, como anteriormente demonstrado por outros autores (KIM *et al.*; 1984; AHN; POGREL, 1998; HASHIMOTO *et al.*; 2014). A microcirculação sanguínea é responsável por dissipar a mudança de temperatura causada por estímulos térmicos externos ao complexo dentina-polpa (RAAB, 1992; KODONAS *et al.*; 2009). Menores taxas de fluxo sanguíneo da vasoconstrição podem ter prejudicado os efeitos do resfriamento do fluxo de pulpar durante e após a exposição à luz LED. Portanto, os clínicos podem esperar valores de aumento de temperatura menores quando anestesia infiltrativa é realizada sem vasoconstritor.

Com base nos achados deste estudo, considerando que o aumento da temperatura da polpa deve ser mantido o mais baixo possível durante a polimerização de materiais de resina para evitar qualquer risco de danificar a polpa (HANNIG e BOTT, 1999), e que quantidade de energia depositada parece influenciar mais a TP do que outros fatores, materiais com características de fotoativação que necessitem de menor quantidade de energia para a polimerização tornam-se materiais com menores riscos de danos térmicos à polpa.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nas limitações do presente estudo *in vivo*, pudemos observar no primeiro experimento que pré-molares superiores com preparos Classe V expostos ao LED polywave® levou a um significativo aumento de temperatura pulpar, na maioria dos casos, abaixo da considerada potencialmente danosa de 5,5 °C, entretanto



quando os dentes foram expostos a 60 s as temperaturas pulpares ultrapassaram este limite considerado seguro, sendo um risco à vitalidade pulpar.

Em contrapartida, o segundo experimento nos mostrou que o fluxo de ar aplicado simultaneamente à exposição de luz LED foi capaz não só de impedir o aumento da temperatura dentro da polpa durante a exposição à luz fotopolimerizadora, como este procedimento provocou uma queda da TP adicional na polpa após a exposição ao LED, sugerindo um novo método de fotopolimerização segura e viável clinicamente.

E neste aspecto algo que se notou no último estudo, relacionado as restaurações fotoativadas, foi a influência protetiva do ar e água no preparo cavitário e ataque ácido sobre a TP, demonstrando que mesmo os maiores valores de exposição radiante somada a exotermia da reação de polimerização dos materiais não foram suficientes para elevarem a TP a níveis danosos.

Nesta perspectiva, estudos abordando sistemas adesivos autocondicionantes ou cavidades com maior quantidade de resina composta, com exotermia mais considerável, devem ser investigadas.

## REFERÊNCIAS

AHN, J.; POGREL, M. A. The effects of 2% lidocaine with 1:100,000 epinephrine on pulpal and gingival blood flow. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, v. 85, n. 2, p. 197-202, Feb 1998. ISSN 1079-2104 (Print)

AL-QUDAH, A. A. et al. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. **Journal of Dentistry**, v. 35, n. 3, p. 238-45, Mar 2007. ISSN 0300-5712 (Print)

ALSHALI, R. Z. et al. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 2, p. 209-18, Feb 2015. ISSN 1879-176X (Electronic)

ANIC, I. et al. In vitro pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 19, n. 4, p. 438-44, 1996. ISSN 0196-8092 (Print)

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 60, n. 3, p. 146-50, Jun 2002. ISSN 0001-6357 (Print)

ASMUSSEN, Erik; PEUTZFELDT, Anne. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. **European Journal of Oral Science**, v. 113, n. 1, p. 96-8, Feb 2005. ISSN 0909-8836 (Print)

BAROUDI, K.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. **International Journal of Paediatric Dentistry**, v. 19, n. 1, p. 48-54, Jan 2009. ISSN 1365-263X (Electronic)

BICALHO, A. A. et al. Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. **Operative Dentistry**, v. 39, n. 2, p. E71-82, Mar-Apr 2014. ISSN 1559-2863 (Electronic)

BRANNSTROM, M.; JOHNSON, G. Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli. An in vitro study. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 28, n. 1, p. 59-70, Mar 1970. ISSN 0001-6357 (Print)

BUCUTA, S.; ILIE, N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. **Clinical Oral Investigation**, v. 18, n. 8, p. 1991-2000, Nov 2014. ISSN 1436-3771 (Electronic)

CASTELNUOVO, J.; TJAN, A. H. Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 78, n. 5, p. 441-6, Nov 1997. ISSN 0022-3913 (Print)

CAVALCANTI, B. N.; OTANI C FAU - RODE, S. M.; RODE, S. M. High-speed cavity preparation techniques with different water flows. **Journal of Prosthet Dent**. V. 87, n. 2, p. 158-61, Feb 2002.

CHANG, H. S. et al. Thermal analysis of bulk filled composite resin polymerization using various light curing modes according to the curing depth and approximation to the cavity wall. **Journal of Applied Oral Science**, v. 21, n. 4, p. 293-9, Jul-Aug 2013. ISSN 1678-7757.

CHIANG, Y. C. et al. Microstructural changes of enamel, dentin-enamel junction, and dentin induced by irradiating outer enamel surfaces with CO2 laser. **Lasers in Medical Science**, v. 23, n. 1, p. 41-8, Jan 2008. ISSN 0268-8921 (Print)

CHOI, S. H. et al. Influence of cavity preparation, light-curing units, and composite filling on intrapulpal temperature increase in an in vitro tooth model. **Operative Dentistry**, v. 39, n. 5, p. E195-205, Sep-Oct 2014. ISSN 0361-7734.

COOK, W. D. Spectral distributions of dental photopolymerization sources. **Journal of Dental Research**, v. 61, n. 12, p. 1436-8, Dec 1982. ISSN 0022-0345 (Print)

DO, T. et al. Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composites. **Journal of Pediatric Dentistry**, v. 36, n. 7, p. 468-73, Nov-Dec 2014. ISSN 1942-5473 (Electronic)

ERCOLI, C. et al. In vitro comparison of the cutting efficiency and temperature production of 10 different rotary cutting instruments. Part I: Turbine. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 101, n. 4, p. 248-61, Apr 2009. ISSN 1097-6841 (Electronic)

ERIKSSON, A. et al. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. **International Journal of Oral Surgery**, v. 11, n. 2, p. 115-21, Apr 1982. ISSN 0300-9785 (Print)

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. 1542-51, Dec 2015. ISSN 1879-0097 (Electronic)

GALAN, D.; KASLOFF, Z.; WILLIAMS, P. T. Effects of warm air-drying on intra-pulpal temperature. **America Journal of Dentistry**, v. 4, n. 4, p. 162-6, Aug 1991. ISSN 0894-8275 (Print)

GALINDO, D. F. et al. Tooth preparation: a study on the effect of different variables and a comparison between conventional and channeled diamond burs. **Journal of Prosthodontics**, v. 13, n. 1, p. 3-16, Mar 2004. ISSN 1059-941X (Print)

GOMES, M. et al. 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. **Operative Dentistry**, Oct 23 2012. ISSN 0361-7734 (Print)

GOMES, M et al. 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. **Operative Dentistry**, v. 38, n. 3, p. 324-33, May-Jun 2013. ISSN 1559-2863 (Electronic)

GORDAN, V. V.; MJOR, I. A. Short- and long-term clinical evaluation of post-operative sensitivity of a new resin-based restorative material and self-etching primer. **Operative Dentistry**, v. 27, n. 6, p. 543-8, Nov-Dec 2002. ISSN 0361-7734 (Print)

GRAJOWER, R.; SHAHARBANI, S.; KAUFMAN, E. Temperature rise in pulp chamber during fabrication of temporary self-curing resin crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 41, n. 5, p. 535-40, May 1979. ISSN 0022-3913 (Print)

GUIRALDO, R. D. et al. Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. **Journal of Oral Science**, v. 50, n. 2, p. 137-42, Jun 2008. ISSN 1343-4934 (Print)

HAHN, P. et al. Efficacy of tooth bleaching with and without light activation and its effect on the pulp temperature: an in vitro study. **Odontology**, v. 101, n. 1, p. 67-74, Jan 2013. ISSN 1618-1255 (Electronic)

HANNIG, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dental Materials**, v. 15, n. 4, p. 275-81, Jul 1999. ISSN 0109-5641 (Print)

HASHIMOTO, S. et al. Effects of epinephrine on lidocaine pharmacokinetics and blood volume in the dental pulp. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 9, p. 1370-4, Sep 2014. ISSN 1878-3554 (Electronic)

HEINTZE, S. D.; ROUSSON, V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. **J The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 14, n. 5, p. 407-31, Aug 2012. ISSN 1461-5185 (Print)

HOWARD, B. et al. Relationships between conversion, temperature and optical properties during composite photopolymerization. **Acta Biomaterialia**, v. 6, n. 6, p. 2053-9, Jun 2010. ISSN 1878-7568 (Electronic)

HUBBEZOGLU, I. et al. Effects of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: an in vitro study. **Dental Materials**, v. 27, n. 4, p. 581-9, Jul 2008. ISSN 0287-4547 (Print)

HUSSEY, D. L.; BIAGIONI, P. A.; LAMEY, P. J. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. **Journal of Dentistry**, v. 23, n. 5, p. 267-71, Oct 1995. ISSN 0300-5712 (Print)

ILIE, N.; HICKEL, R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. **Dental Materials**, v. 27, n. 4, p. 348-55, Apr 2011. ISSN 1879-0097 (Electronic)

ILIE, N.; STARK, K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 8, p. 977-85, Aug 2014. ISSN 1879-176X (Electronic)

JAKUBINEK, M. B. et al. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. **Dental Materials**, v. 24, n. 11, p. 1468-76, Nov 2008. ISSN 0109-5641 (Print)

JANDT, K. D.; MILLS, R. W. A brief history of LED photopolymerization. **Dental Materials**, v. 29, n. 6, p. 605-17, Jun 2013. ISSN 1879-0097 (Electronic)

KAPOOR, N.; BAHUGUNA, N.; ANAND, S. Influence of composite insertion technique on gap formation. **Journal of Conservative Dentistry**, v. 19, n. 1, p. 77-81, Jan-Feb 2016. ISSN 0972-0707 (Print)

KHAKSARAN, N. K. et al. Kinetics of pulpal temperature rise during light curing of 6 bonding agents from different generations, using light emitting diode and quartz-tungsten-halogen units: An in-vitro simulation. **Dental Research Journal (Isfahan)**, v. 12, n. 2, p. 173-80, Mar-Apr 2015. ISSN 1735-3327 (Print)

KIM, R. J. et al. 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. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 9, p. 1093-8, Sep 2015. ISSN 1879-176X (Electronic)

KIM, S. et al. Effects of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs. **Journal of Dental Research**, v. 63, n. 5, p. 650-2, May 1984. ISSN 0022-0345 (Print)

KLARIC, E. et al. Temperature rise during experimental light-activated bleaching. **Lasers in Medical Science**, v. 30, n. 2, p. 567-76, Feb 2013. ISSN 1435-604X (Electronic)

KODONAS, K.; GOGOS, C.; TZIAFA, C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. **Journal of Dentistry**, v. 37, n. 6, p. 485-90, Jun 2009. ISSN 1879-176X (Electronic)

KWON, S. J. et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 105-12, Aug 2013. ISSN 2234-7658 (Print)

LAU, A. et al. A study of polymerization shrinkage kinetics using digital image correlation. **Dental Materials**, v. 31, n. 4, p. 391-8, Apr 2015. ISSN 1879-0097 (Electronic)

LEE, D. H. et al. Pulp responses after CO(2) laser irradiation of rat dentin. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 31, n. 2, p. 59-64, Feb 2013. ISSN 1557-8550 (Electronic)

LIN, M. et al. A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling. **Dental Materials**, v. 26, n. 6, p. 501-13, Jun 2010. ISSN 1879-0097 (Electronic)

LLOYD, C. H.; JOSHI, A.; MCGLYNN, E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. **Dental Materials**, v. 2, n. 4, p. 170-4, Aug 1986. ISSN 0109-5641 (Print)  
0109-5641 (Linking).

LUEHR, M. et al. Modern temperature management in aortic arch surgery: the dilemma of moderate hypothermia. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 45, n. 1, p. 27-39, Jan 2014. ISSN 1873-734X (Electronic)

MALKOC, S. et al. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. **American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics**, v. 137, n. 3, p. 379--383, 2010. ISSN 0889-5406.

MANK, S.; STEINECK, M.; BRAUCHLI, L. Influence of various polishing methods on pulp temperature : an in vitro study. **Journal of Orofacial Orthopedics** , v. 72, n. 5, p. 348-57, Oct 2011. ISSN 1615-6714 (Electronic)

MARTINS, G. R.; CAVALCANTI, B. N.; RODE, S. M. Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 96, n. 5, p. 328-31, Nov 2006. ISSN 0022-3913 (Print)

MATALON, S. et al. Temperature rises beneath resin composite restorations during curing. **American Journal of Dentistry**, v. 23, n. 4, p. 223-6, Aug 2010. ISSN 0894-8275 (Print)

MOUSAVINASAB, S. M. et al. Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based restorative materials using QTH and LED units. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 39, n. 3, p. 155-63, Aug 2014. ISSN 2234-7658 (Print)

MUCCI, V. et al. Influence of thermal expansion on shrinkage during photopolymerization of dental resins based on bis-GMA/TEGDMA. **Dental Materials**, v. 25, n. 1, p. 103-14, Jan 2009. ISSN 1879-0097 (Electronic)

MUENGTAWEEPONGSA, S.; SRIVILAITON, W. Targeted temperature management in neurological intensive care unit. **World Journal of Methodology**, v. 7, n. 2, p. 55-67, Jun 26 2017. ISSN 2222-0682 (Print)

NEUMANN, M. G. et al. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. **Dental Material**, v. 22, n. 6, p. 576-84, Jun 2006. ISSN 0109-5641 (Print)

O'LEARY, J. M. et al. Pulpal temperature changes during mechanical reduction of equine cheek teeth: comparison of different motorised dental instruments, duration of treatments and use of water cooling. **Equine Veterinary Journal**, v. 45, n. 3, p. 355-60, May 2013. ISSN 2042-3306 (Electronic)

OBERHOLZER, T. G. et al. Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, v. 20, n. 2, p. 50-5, Jun 2012. ISSN 0965-7452 (Print)

ONISOR, I.; ASMUSSEN, E.; KREJCI, I. Temperature rise during photopolymerization for onlay luting. **American Journal of Dentistry**, v. 24, n. 4, p. 250-6, Aug 2011. ISSN 0894-8275 (Print)

OZTURK, B. et al. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. **Journal of Prosthetics Dentistry**, v. 91, n. 5, p. 436-40, May 2004. ISSN 0022-3913 (Print)

PANAS, A.; ŹMUDA, S.; TERPILOWSKI, J.; PREISKORN, M.; Investigation of the Thermal Diffusivity of Human Tooth Hard Tissue. **International Journal of Thermophysics**. v. 24, p. 837-48. 2003.

POHTO, M.; SCHEININ, A. Microscopic Observations on Living Dental Pulp I. Method Tooth Hard Tissue. **International Journal of Thermophysics**, v. 24, n. 3, p. 837--848, 2003. ISSN 0195-928X.

PARK, S. H.; ROULET, J. F.; HEINTZE, S. D. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 3, p. 353-61, May-Jun 2010. ISSN 0361-7734 (Print)

RAAB, W. H. Temperature related changes in pulpal microcirculation. **Proceedings of the Finnish Dental Society**, v. 88 Suppl 1, p. 469-79, 1992.

RAAB, W. H.; MULLER, H. [Temperature-dependent changes in the microcirculation of the dental pulp]. **Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift**, v. 44, n. 7, p. 496-7, Jul 1989. ISSN 0012-1029 (Print)

RUEGGERBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring--a review. **Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 39-52, Jan 2011. ISSN 1879-0097 (Electronic)

RUNNACLES, P. et al. Direct measurement of time-dependent anesthetized in vivo human pulp temperature. **Dental Materials**, v. 31, n. 1, p. 53-9, Jan 2015a. ISSN 1879-0097 (Electronic)

RUNNACLES, P. et al In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. **Dental Materials**, v. 31, n. 5, p. 505-13, May 2015b. ISSN 1879-0097 (Electronic)

RYAN, E. A.; TAM, L. E.; MCCOMB, D. Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. **Journal of Canadian Dental Association**, v. 76, p. a84, 2010. ISSN 1488-2159 (Electronic)

SANTINI, A.; WATTERSON, C.; MILETIC, V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. **The Open Dentistry Journal**, v. 2, p. 137-41, 2008. ISSN 1874-2106 (Electronic).

SAVAS, S. et al. Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. **Dental Materials Journal**, v. 33, n. 6, p. 764--769, 2014. ISSN 0287-4547.

SCHUCHARD, A.; WATKINS, C. E. Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure. **Journal of American Dental Association**, v. 71, n. 6, p. 1451-8, Dec 1965. ISSN 0002-8177 (Print)

SHORTALL, A. et al. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. **Journal of Dentistry**, Feb 13 2013. ISSN 1879-176X (Electronic)

SILIKAS, N.; ELIADES, G.; WATTS, D. C. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. **Dental Materials**, v. 16, n. 4, p. 292-6, Jul 2000. ISSN 0109-5641 (Print)

SPIERINGS, T. A. et al. The influence of cavity geometry on heat transmission in restored teeth. **Journal of Dentistry**, v. 14, n. 2, p. 47-51, Apr 1986. ISSN 0300-5712 (Print)

TESHIMA, W. et al. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. **Biomaterials**, v. 24, n. 12, p. 2097-103, May 2003. ISSN 0142-9612 (Print)

TSAI, P. C.; MEYERS, I. A.; WALSH, L. J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dental Materials**, v. 20, n. 4, p. 364-9, May 2004. ISSN 0109-5641 (Print)

WATTS, D. C.; MCANDREW, R.; LLOYD, C. H. Thermal diffusivity of composite restorative materials. **J Dental Research**, v. 66, n. 10, p. 1576-8, Oct 1987. ISSN 0022-0345 (Print)

WIJAYATILAKE, D. S.; SHEPHERD, S. J.; SHERREN, P. B. Updates in the management of intracranial pressure in traumatic brain injury. **Current Opinion in Anaesthesiology**, v. 25, n. 5, p. 540-7, Oct 2012. ISSN 0952-7907.

YASA, E. et al. Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk-fill restorative materials. **Dental Material Journal**, v. 36, n. 5, p. 566-572, Sep 26 2017. ISSN 1881-1361 (Electronic)

YAZICI, A. R. et al. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 2, p. 261-5, Mar-Apr 2006. ISSN 0361-7734 (Print)

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp Response to Externally Applied Heat. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 19, p. 515-30, Apr 1965. ISSN 0030-4220 (Print)

ZARPELLON, D. C. et al. Controlling In Vivo, Human Pulp Temperature Rise Caused by LED Curing Light Exposure. **Operative Dentistry**, Nov 16 2018. ISSN 1559-2863 (Electronic)

ZARPELLON, D. C. et al. Influence of Class V preparation on in vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a Polywave((R)) LED light curing unit. **Dental Materials**, v. 34, n. 6, p. 901-909, Jun 2018. ISSN 1879-0097 (Electronic)



ZORZIN, J. et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. **Dental Materials**, v. 31, n. 3, p. 293-301, Mar 2015. ISSN 1879-0097 (Electronic)

**ANEXO A - Termo de responsabilidade e compromisso do pesquisador responsável**

**TERMO DE RESPONSABILIDADE E COMPROMISSO DO PESQUISADOR  
RESPONSÁVEL**

Eu, Cesar Augusto Galvão Arrais, pesquisador responsável pelo projeto de pesquisa "**Estudo clínico randomizado da análise da sensibilidade pós-operatória e temperatura in vivo durante procedimento restaurador utilizando resina composta convencional e bulk fill em cavidades Classe V de pré-molares.**" declaro estar ciente e que cumprirei os termos da Resolução 196 de 09/10/96 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde. Declaro também:

1. assumir o compromisso de zelar pela privacidade e sigilo das informações;
2. tornar os resultados desta pesquisa públicos sejam eles favoráveis ou não; e
3. comunicar a COEP da Universidade Estadual de Ponta Grossa sobre qualquer alteração no projeto de pesquisa, nos relatórios anuais ou através de comunicação protocolada, que me forem solicitadas.

Ponta Grossa, 13 de março de 2013

Assinatura: \_\_\_\_\_

**TERMO DE RESPONSABILIDADE E COMPROMISSO DO PESQUISADOR  
PARTICIPANTE**

Eu, Patrício Runnacles pesquisador participante no projeto de pesquisa "**Estudo clínico randomizado da análise da sensibilidade pós-operatória e temperatura in vivo durante procedimento restaurador utilizando resina composta convencional e bulk fill em cavidades Classe V de pré-molares.**" declaro estar ciente e que cumprirei os termos da Resolução 196 de 09/10/96 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde. Declaro também:

1. assumir o compromisso de zelar pela privacidade e sigilo das informações;
2. tornar os resultados desta pesquisa públicos sejam eles favoráveis ou não; e
3. comunicar a COEP da Universidade Estadual de Ponta Grossa sobre qualquer alteração no projeto de pesquisa, nos relatórios anuais ou através de comunicação protocolada, que me forem solicitadas.

Ponta Grossa,

Assinatura: \_\_\_\_\_

**TERMO DE RESPONSABILIDADE E COMPROMISSO DO PESQUISADOR  
PARTICIPANTE**

Eu, **Driellen Christine Zarpellon** pesquisador participante no projeto de pesquisa "**Estudo clínico randomizado da análise da sensibilidade pós-operatória e temperatura in vivo durante procedimento restaurador utilizando resina composta convencional e bulk fill em cavidades Classe V de pré-molares.**" declaro estar ciente e que cumprirei os termos da Resolução 196 de 09/10/96 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde. Declaro também:

1. assumir o compromisso de zelar pela privacidade e sigilo das informações;
2. tornar os resultados desta pesquisa públicos sejam eles favoráveis ou não; e
3. comunicar a COEP da Universidade Estadual de Ponta Grossa sobre qualquer alteração no projeto de pesquisa, nos relatórios anuais ou através de comunicação protocolada, que me forem solicitadas.

Ponta Grossa,

Assinatura: \_\_\_\_\_

**ANEXO B - Termo de consentimento livre e esclarecido, fornecido aos pacientes maiores de idade.**



## Universidade Estadual de Ponta Grossa

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

Av.: Gen. Carlos Cavalcanti, 4748 CEP: 84030-900 Bloco M, Sala 100

Campus Uvaranas Ponta Grossa Fone: (42) 3220.3108 e-mail: seccoep@uegp.br

### TERMO DE CONSENTIMENTO ESCLARECIDO

#### Temperatura intra pulpar

Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Você está convidado a participar de um projeto de pesquisa que está sendo feito com a aprovação da UEPG, intitulado "Estudo clínico randomizado da análise da temperatura pulpar *in vivo* e sensibilidade pós-operatória de pré-molares com cavidade Classe V restaurada com resina composta convencional e bulkfill." As informações seguintes têm por objetivo lhe fornecer condições de informar-se sobre o estudo e decidir se deseja participar voluntariamente:

Este estudo irá verificar a temperatura, alterações biológicas e inflamatórias da polpa dental ("nervo"), quando feito um "buraquinho" no dente com "motorzinho" e colocada a restauração com resina composta (massinha de plástico da cor do dente) exposta a unidade fotopolimerizadora ("luz azul usada para endurecer a massinha da cor do dente"). Esta pesquisa será feita *in vivo* (dente na boca), você receberá uma escala para anotar qualquer sensibilidade (dor) a partir do segundo dia após a colocação da massinha até o dia marcado para a próxima sessão (em torno de 6 dias). Um dente será extraído na primeira sessão e outro na segunda sessão. Desta forma, no caso de você aceitar participar da presente pesquisa, você também estará concordando em doar os dentes tirados para a realização das análises. Serão utilizados somente dentes indicados pelo ortodontista. O estudo será composto de 2 fases: primeira sessão marcada previamente e a última uma semana após. Na primeira, anamnese (avaliação médica), realização dos "buraquinhos" no dente, avaliação da temperatura do dente com termômetro, colocação da "massinha da cor do dente" e extração do dentes. Na segunda, extração do outro dente. Participando da pesquisa, você terá as extrações realizadas gratuitamente e terá acompanhamento por um profissional experiente enquanto necessário e sem custo. Todos os procedimentos serão realizados com anestesia local, para que você não sinta dor durante a pesquisa. Qualquer dor ou desconforto que você puder sentir estará relacionado à extração dos seus dentes, e será aliviado com a medicação para dor específica conforme indicada na receita fornecida pelo profissional responsável pela extração dos dentes.

Você pode sair desta pesquisa a qualquer momento e não acarretará em prejuízo para buscar tratamento dentro da UEPG pelos meios comuns. Todos os dados pessoais serão mantidos em sigilo.

Qualquer informação ou dúvida sobre o projeto ou procedimentos serão respondidas pela pesquisadora Driellen Zarpellon (Fone: 0xx42 8402-2097) ou pelo Dr. Patricio Runnacles (Fone: 0xx41- 9986-8202). Para esclarecer qualquer dúvida, entre em contato com os profissionais citados acima ou com o comitê de ética pelo telefone 0xx42 3220-3108. Universidade Estadual de Ponta Grossa Av. Carlos Cavalcanti, 4748 – Uvaranas Bloco M - Sala 100 - Campus Universitário CEP: 84030-900 - Ponta Grossa - PR

**Tendo lido esta declaração, concordo em participar deste projeto de pesquisa clínica na UEPG.**

\_\_\_\_\_  
Assinatura do paciente

\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_  
data

\_\_\_\_\_  
Assinatura do pesquisador

\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_  
data

**ANEXO C - Termo de consentimento livre e esclarecido, fornecido aos  
pacientes menores de idade.**



**Universidade Estadual de Ponta Grossa**  
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS  
Av.: Gen. Carlos Cavalcanti, 4748 CEP: 84030-900 Bloco M, Sala 100  
Campus Uvaranas Ponta Grossa Fone: (42) 3220.3108 e-mail: seccoep@uegp.br

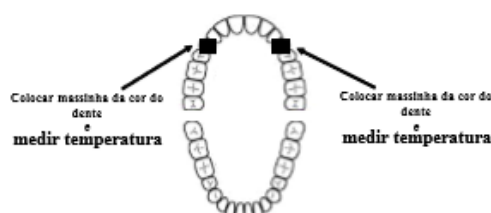
**TERMO DE ASSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO MENOR DE IDADE**

**Temperatura intra pulpar**

Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Você está convidado a participar de um projeto de pesquisa que está sendo feito com a aprovação da UEPG, com o título "Estudo clínico randomizado da análise da temperatura pulpar *in vivo* e sensibilidade pós-operatória de pré-molares com cavidade Classe V restaurada com resina composta convencional e bulkfill." As informações seguintes têm por objetivo lhe fornecer condições de informar-se sobre o estudo e decidir se deseja participar por vontade própria:

Este estudo vai medir a temperatura dentro do seu dente, quando feito um "buraquinho" com motorzinho no seu dente e colocada uma massa de plástico da cor do dente exposta a uma luz azul usada para endurecer obturação. Esta pesquisa será feita com o dente na boca, você receberá uma escala para anotar qualquer sensibilidade durante uma semana. Um dente será extraído na primeira sessão e outro será extraído na segunda sessão. Desta forma, no caso de você aceitar participar desta pesquisa, você também estará concordando em doar os dentes tirados para a realização das análises. Serão utilizados somente dentes indicados pelo ortodontista. O estudo será composto de 2 fases: primeira sessão marcada previamente e a última uma semana após. Na primeira, avaliação médica, realização dos desgastes, avaliação da temperatura do dente com termômetro, colocação da massinha no buraquinho feito com motorzinho e extração do dente. Na segunda, extração do outro dente. Participando da pesquisa, as extrações serão realizadas gratuitamente por um professor especializado, treinado e experiente. Todos os procedimentos serão realizados com anestesia local, para que você não sinta dor durante a pesquisa. Qualquer dor ou desconforto que você puder sentir estará relacionado à extração dos seus dentes, e será aliviado com a medicação para dor específica conforme indicada na receita dada a você pelo dentista que extraiu os dentes. Você pode sair desta pesquisa a qualquer momento e não acarretará em prejuízo para buscar tratamento dentro da UEPG pelos meios comuns. Todos os dados pessoais serão mantidos em sigilo.



Qualquer informação ou dúvida, ligar para: Dra. Driellen Zarpellon (Fone: 0xx42 8402-2097) ou Dr. Patricio Runnacles (Fone: 0xx41- 9986-8202). Para esclarecer qualquer dúvida, entre em contato com os profissionais citados acima ou com o comitê de ética pelo telefone 0xx42 3220-3108. Universidade Estadual de Ponta Grossa Av. Carlos Cavalcanti, 4748 – Uvaranas Bloco M - Sala 100 - Campus Universitário CEP: 84030-900 - Ponta Grossa - PR

**Tendo lido esta declaração, concordo em participar deste projeto de pesquisa clínica na UEPG.**

\_\_\_\_\_  
Assinatura do menor

\_\_\_\_\_  
/ /  
data

\_\_\_\_\_  
Assinatura do pesquisador

\_\_\_\_\_  
/ /  
data



**ANEXO D - Termo de consentimento livre e esclarecido, fornecido aos pais  
ou responsáveis dos pacientes menores de idade**

**TERMO DE CONSENTIMENTO ESCLARECIDO****Temperatura intra pulpar**

Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Doutorado em Odontologia – área de concentração Dentística Restauradora

Você ou seu (sua) filho(a) está convidado a participar de um projeto de pesquisa que está sendo feito com a aprovação da UEPG, intitulado "Estudo clínico randomizado da análise da sensibilidade pós-operatória e temperatura *in vivo* durante procedimento restaurador utilizando resina composta convencional e bulk fill em cavidades Classe V de pré-molares." As informações seguintes têm por objetivo lhe fornecer condições de informar-se sobre o estudo e decidir se deseja participar voluntariamente:

Este estudo irá verificar a temperatura, alterações biológicas e inflamatórias da polpa dental ("nervo"), quando feita restauração com resina composta ("material plástico" da cor do dente) exposta a unidade fotopolimerizadora ("luz azul usada para endurecer obturação"). Esta pesquisa será feita *in vivo* (dente na boca), você receberá uma escala para anotar qualquer sensibilidade e após uma semana. Dois dentes serão extraídos na primeira sessão e outros 2 serão extraídos na segunda sessão. Desta forma, no caso de você aceitar participar da presente pesquisa, você também estará concordando em doar os dentes extraídos para a realização das análises. Serão utilizados somente dentes pré-molares com indicação de extração por motivos ortodônticos. O estudo será composto de 2 fases: primeira sessão marcada previamente e a última uma semana após. Na primeira, anamnese (avaliação médica), realização dos desgastes, avaliação da temperatura com termômetro, restauração e extração de 2 dentes. Na segunda, extração dos outros 2 dentes indicados. Participando da pesquisa, o Srs.(a) terá suas extrações realizadas gratuitamente e terá acompanhamento por um profissional experiente enquanto necessário e sem custo. Todos os procedimentos serão realizados com anestesia local, para que você não sinta dor durante a pesquisa. Qualquer dor ou desconforto que você puder sentir estará relacionado à extração dos seus dentes, e será aliviado com a medicação para dor específica conforme indicada na receita dada a você pelo profissional responsável pela extração dos dentes.

Você pode sair desta pesquisa a qualquer momento e não acarretará em prejuízo para buscar tratamento dentro da UEPG pelos meios comuns. Todos os dados pessoais serão mantidos em sigilo.

Qualquer informação ou dúvida sobre o projeto ou procedimentos serão respondidas pela pesquisadora Driellen Zarpellon (Fone: 0xx42 8402-2097) ou pelo Dr. Patricio Runnacles (Fone: 0xx41- 9986-8202). Para esclarecer qualquer dúvida, entre em contato com os profissionais citados acima ou com o comitê de ética pelo telefone 0xx42 3220-3108. Universidade Estadual de Ponta Grossa Av. Carlos Cavalcanti, 4748 – Uvaranas Bloco M - Sala 100 - Campus Universitário CEP: 84030-900 - Ponta Grossa - PR

**Tendo lido esta declaração, concordo em participar (ou autorizar meu filho (a) a participar) deste projeto de pesquisa clínica na UEPG.**

\_\_\_\_\_  
Assinatura do paciente ou responsável

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
data

\_\_\_\_\_  
Assinatura do pesquisador

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
data

**ANEXO E - Termo de doação de dentes humanos**

**TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES HUMANOS****Temperatura intra pulpar**

Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Doutorado em Odontologia – área de concentração Dentística Restauradora

Eu, \_\_\_\_\_, RG

\_\_\_\_\_, residente à \_\_\_\_\_, nº \_\_\_\_\_,

aceito doar o(s) meu(s) dente(s) \_\_\_\_\_ ou de meu (minha) filho(a)

\_\_\_\_\_ para a realização da pesquisa intitulada

" Estudo clínico randomizado da análise da sensibilidade pós-operatória e temperatura *in vivo* durante procedimento restaurador utilizando resina composta convencional e bulk fill em cavidades Classe V de pré-molares." . Estou ciente de que o(s) dente(s) foi(foram) extraído(s) por indicação para tratamento ortodôntico para a melhoria da minha saúde ou de meu(minha) filho(a), como documentado na solicitação emitida pelos profissionais responsáveis pelo tratamento ortodôntico.

Ponta Grossa, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20 \_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável\_\_\_\_\_  
Testemunha\_\_\_\_\_  
Testemunha

**ANEXO F - Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da  
Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP – UEPG  
# 1.954.754**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Estudo clínico randomizado da análise da temperatura pulpar in vivo e sensibilidade pós-operatória de pré-molares com cavidade Classe V restaurada com resina composta convencional e "bulkfill".

**Pesquisador:** Cesar Augusto Galvão Arrais

**Área Temática:**

**Versão:** 5

**CAAE:** 57177316.6.0000.0105

**Instituição Proponente:** Universidade Estadual de Ponta Grossa

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.954.754

#### Apresentação do Projeto:

Este trabalho in vivo terá como objetivo avaliar o aumento da temperatura pulpar durante o procedimento restaurador de cavidades Classe V utilizando resina composta convencional ou bulk fill em pré-molares com indicação para exodontia, bem como a sensibilidade pós-operatória. Dezesesseis pacientes voluntários apresentando indicação de exodontia de pré-molares superiores hígidos por razões relacionadas a tratamento ortodôntico serão avaliados. Para mensuração do aumento de temperatura, os voluntários serão anestesiados e será realizado um isolamento absoluto. Uma cavidade será confeccionada na cavidade oclusal com auxílio de ponta diamantada esférica em alta-rotação sob irrigação constante até que seja obtida uma pequena exposição do tecido pulpar. Uma sonda termopar será inserida cuidadosamente no interior da polpa, de modo que fique estável no interior da câmara pulpar, e a cavidade oclusal será selada com material restaurador provisório. A sonda termopar ficará acoplada a um sensor sem fio, o qual enviará as informações sobre a temperatura pulpar a um software específico para este tipo de análise. Estabelecida a temperatura pulpar basal, uma cavidade Classe V será confeccionada na face vestibular, o dente será restaurado com resina composta ou resina bulk fill e os seus respectivos sistemas adesivos conforme indicação do fabricante. Os agentes de união e resinas compostas serão polimerizados

**Endereço:** Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.  
**Bairro:** Uvaranas **CEP:** 84.030-900  
**UF:** PR **Município:** PONTA GROSSA  
**Telefone:** (42)3220-3108 **E-mail:** coep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Estudo clínico randomizado da análise da temperatura pulpar in vivo e sensibilidade pós-operatória de pré-molares com cavidade Classe V restaurada com resina composta convencional e "bulkfill".

**Pesquisador:** Cesar Augusto Galvão Arrais

**Área Temática:**

**Versão:** 5

**CAAE:** 57177316.6.0000.0105

**Instituição Proponente:** Universidade Estadual de Ponta Grossa

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 1.954.754

**Apresentação do Projeto:**

Este trabalho in vivo terá como objetivo avaliar o aumento da temperatura pulpar durante o procedimento restaurador de cavidades Classe V utilizando resina composta convencional ou bulk fill em pré-molares com indicação para exodontia, bem como a sensibilidade pós-operatória. Dezesesseis pacientes voluntários apresentando indicação de exodontia de pré-molares superiores hígidos por razões relacionadas a tratamento ortodôntico serão avaliados. Para mensuração do aumento de temperatura, os voluntários serão anestesiados e será realizado um isolamento absoluto. Uma cavidade será confeccionada na cavidade oclusal com auxílio de ponta diamantada esférica em alta-rotação sob irrigação constante até que seja obtida uma pequena exposição do tecido pulpar. Uma sonda termopar será inserida cuidadosamente no interior da polpa, de modo que fique estável no interior da câmara pulpar, e a cavidade oclusal será selada com material restaurador provisório. A sonda termopar ficará acoplada a um sensor sem fio, o qual enviará as informações sobre a temperatura pulpar a um software específico para este tipo de análise. Estabelecida a temperatura pulpar basal, uma cavidade Classe V será confeccionada na face vestibular, o dente será restaurado com resina composta ou resina bulk fill e os seus respectivos sistemas adesivos conforme indicação do fabricante. Os agentes de união e resinas compostas serão polimerizados

**Endereço:** Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvararanas, Bloco M, Sala 100.  
**Bairro:** Uvaranas **CEP:** 84.030-900  
**UF:** PR **Município:** PONTA GROSSA  
**Telefone:** (42)3220-3108 **E-mail:** coep@uepg.br

Continuação do Parecer: 1.954.754

utilizando um fotoativador LED de alta potência. A mensuração da temperatura intrapulpar será realizada em tempo real, previamente ao procedimento, durante todo o procedimento restaurador, e por mais 60 s após exposição à luz. Após a avaliação será realizada a exodontia dos pré-molares de acordo com a indicação para tratamento ortodôntico. Para a sensibilidade pós-operatória, os pré-molares receberão procedimento restaurador similar àqueles utilizados para avaliação da temperatura pulpar, porém sem a inserção da sonda para avaliação da temperatura. Os pacientes serão orientados a fazer marcações em escala visual analógica de dor para mensuração de sensibilidade dental a partir do segundo dia de pós-operatório, durante 6 dias. Na semana seguinte, será recolhida a escala preenchida, e então os pré-molares serão extraídos e terão o tecido pulpar fixado em formol tamponado a 10 % e descalcificados em solução de EDTA a 5%, para o processamento histológico. Cortes histológicos na espessura de 5  $\mu$ m e 3  $\mu$ m serão obtidos e corados com Hematoxilina e Eosina (HE). As imagens para as análises histológicas serão capturadas em ampliação de 400 vezes por meio de câmera de vídeo acoplada ao microscópio e analisada em programa específico. Os resultados das variações de temperatura serão submetidos à ANOVA fator único e teste de Tukey ( $p=0,05$ ).

#### Objetivo da Pesquisa:

##### Objetivo Primário:

Avaliação das possíveis alterações pulpares pela exposição à luz por uma unidade de fotoativação LED de alta potência durante procedimento restaurador classe V, utilizando resina composta ou resina bulk fill.

##### Objetivo Secundário:

1. Avaliar e quantificar de forma direta e em tempo real a alteração de temperatura pulpar in vivo durante o procedimento restaurador de pré-molares expostos a um fotoativador LED de alta potência.
2. Avaliar a sensibilidade pós-operatória após o procedimento restaurador de pré-molares expostos a um fotoativador de LED de alta potência.
3. Verificar por meio de análise histológica as características histomofométricas do tecido pulpar para se averiguar a possível presença de alterações inflamatórias pulpares

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos para os pacientes de contaminação ou dor existem por se tratarem de procedimentos que envolvem respostas biológicas e individuais, porém os mesmos serão atendidos seguindo os protocolos de anestesia local e analgesia sistêmica necessários e já estabelecidos por órgãos

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.  
Bairro: Uvaranas CEP: 84.030-900  
UF: PR Município: PONTA GROSSA  
Telefone: (42)3220-3108 E-mail: coep@uepg.br



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 1.954.754

internacionais. Também será respeitada a cadeia asséptica. Todo instrumental e campo cirúrgico serão devidamente esterilizados na Universidade Estadual de Ponta Grossa por funcionários treinados seguindo os protocolos estabelecidos pela vigilância sanitária. Para todo e qualquer procedimento, os profissionais envolvidos utilizarão os

Equipamentos de Proteção Individual apropriados, como avental cirúrgico, gorro, máscara, óculos de proteção, e luvas cirúrgicas esterilizadas.

**Benefícios:**

Atualmente, não há na literatura informação a respeito da influência de procedimentos restauradores utilizando resinas compostas convencional e Bulk Fill com exposição à luz de fotoativadores LED de alta potência na temperatura pulpar in vivo e suas consequências na saúde do tecido pulpar. Tais informações são fundamentais para o melhor entendimento dos mecanismos reguladores da polpa dental bem como do risco que o uso de fotoativadores muito potentes pode representar à vitalidade do dente. Desta forma, todos os resultados gerados neste estudo serão divulgados na forma de artigos científicos contribuindo com informações relevantes e inéditas, uma vez que o projeto é de cunho original. Os pacientes voluntários na presente pesquisa receberão como maior benefício: orientações de saúde bucal, bem como será atendida sua necessidade de realizar extrações dentárias de forma gratuita e realizada por profissional capacitado e experiente, para poderem dar continuidade com os seus respectivos tratamentos ortodônticos.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Por não haver na literatura informação a respeito da influência de procedimentos restauradores utilizando resinas compostas convencional e Bulk Fill com exposição à luz de fotoativadores LED de alta potência na temperatura pulpar in vivo e suas consequências na saúde do tecido pulpar. Desta forma, os resultados deste estudo permitirão aos clínicos estabelecer protocolos de utilização de fotoativadores de alta potência com menor potencial de agressão ao tecido pulpar.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

TCLE para maiores de idade: de acordo.

TERMO DE ASSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO MENOR DE IDADE: de acordo

TCLE para pais ou responsáveis: de acordo

Folha de rosto: de acordo.

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.  
Bairro: Uvaranas CEP: 84.030-900  
UF: PR Município: PONTA GROSSA  
Telefone: (42)3220-3108 E-mail: coep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 1.954.754

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Aprovado

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_719632.pdf	06/03/2017 16:37:55		Aceito
Recurso Anexado pelo Pesquisador	Resposta_ao_quarto_parecer_do_avalador.pdf	06/03/2017 16:31:50	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_bulk_fill_CEP_revisado_versao_3.pdf	06/03/2017 16:24:41	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_para_maiores_de_idade_versao_5.pdf	06/03/2017 15:47:08	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_para_pais_e_responsaveis_versao_4.docx	30/12/2016 12:15:19	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_de_assentimento_do_menor_enviado_para_CEP_versao_3.pdf	31/10/2016 17:08:06	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_enviada_20_07_2016.pdf	20/07/2016 11:03:11	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito
Declaração de Pesquisadores	TERMOdeRESPONSABILIDADE.pdf	23/05/2016 13:58:06	Cesar Augusto Galvão Arrais	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

PONTA GROSSA, 08 de Março de 2017

Assinado por:  
Ana Cristina Oltramari Toledo  
(Coordenador)

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.  
Bairro: Uvaranas CEP: 84.030-900  
UF: PR Município: PONTA GROSSA  
Telefone: (42)3220-3108 E-mail: coep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 1.954.754

**Endereço:** Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.  
**Bairro:** Uvaranas **CEP:** 84.030-900  
**UF:** PR **Município:** PONTA GROSSA  
**Telefone:** (42)3220-3108 **E-mail:** coep@uepg.br

**ANEXO G - Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da  
Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP – UEPG  
# 255.945**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Efeito da exposição da luz de um fotoativador LED de alta potência na temperatura intrapulpar in vivo e na resposta inflamatória pulpar.

**Pesquisador:** Cesar Augusto Galvão Arrais

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 14591513.5.0000.0105

**Instituição Proponente:** Universidade Estadual de Ponta Grossa

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 255.945

**Data da Relatoria:** 25/04/2013

#### Apresentação do Projeto:

Quinze sujeitos voluntários apresentando indicação de exodontia de pré-molares superiores hígidos por razões relacionadas a tratamento ortodôntico serão avaliados na presente pesquisa. serão confeccionadas cavidades em algumas faces dos dentes para inserir cuidadosamente uma sonda termopar, a fim de medir a temperatura pulpar. Em tempo real, por 15 segundos previamente à ativação, durante a exposição à luz, e por mais 60 segundos após exposição à luz. Além da avaliação térmica, as mudanças de fluxo sanguíneo através de Laser Doppler. Assim como na análise de temperatura pulpar, os valores de fluxo sanguíneo basais serão utilizados como controle na comparação com a variação do fluxo após fotoativação (n=15).

Já para a análise histológica, serão considerados dois grupos, um grupo de dente onde não haverá exposição e outro grupo de dentes com exposição a luz do fotoativador (n=7).

Cortes histológicos na espessura de 5  $\mu$ m serão obtidos, os quais serão corados com Hematoxilina e Eosina (HE) e analisados em microscopia óptica de luz, com o objetivo de se realizar um estudo histomorfométrico com auxílio do programa ImagePro-Plus®.

#### Objetivo da Pesquisa:

**Objetivo Primário:**

A avaliação das possíveis alterações pulpares pela exposição à luz por uma unidade de fotoativação LED de alta potência.

**Endereço:** Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

**Bairro:** CEP: 84.030-900

**UF:** PR **Município:** PONTA GROSSA

**Telefone:** (42-)3220-3108 **Fax:** (42-)3220-3102 **E-mail:** seccoep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



**Objetivo Secundário:**

1. Avaliar e quantificar de forma direta e em tempo real a alteração de temperatura pulpar in vivo durante a exposição de pré-molares expostos a um fotoativador LED de alta potência.
2. Avaliação por meio da Fluxometria de Laser Doppler (Moor Instruments, Wilmington, DE, EUA) as mudanças do fluxo sanguíneo in vivo ocasionadas pela exposição à luz do fotoativador.
3. Verificar através de microscopia óptica de luz as características histomofométricas do tecido pulpar para se averiguar a possível presença de alterações inflamatórias pulpares.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

Riscos para os sujeitos da pesquisa de contaminação ou dor existem por se tratarem de procedimentos que envolvem respostas biológicas e individuais, porém os mesmos serão atendidos seguindo os protocolos de anestesia local e analgesia sistêmica necessários e já estabelecidos por órgãos internacionais. Também será respeitada a cadeia asséptica. Todo instrumental e campo cirúrgico serão devidamente esterilizados na Universidade Estadual de Ponta Grossa por funcionários treinados seguindo os protocolos estabelecidos pela vigilância sanitária. Para todo e qualquer procedimento, os profissionais envolvidos utilizarão os Equipamentos de Proteção Individual apropriados, como avental cirúrgico, gorro, máscara, óculos de proteção, e luvas cirúrgicas esterilizadas.

**Benefícios:**

Atualmente, não há na literatura nenhuma informação a respeito da temperatura basal da polpa dental e dos efeitos da exposição à luz de fotoativadores LED de alta potência nesta temperatura e fluxo pulpares e suas consequências na saúde do tecido pulpar. Tais informações são fundamentais para o melhor entendimento dos mecanismos reguladores da polpa dental bem como do risco que o uso de fotoativadores muito potentes pode representar à vitalidade do dente. Desta forma, todos os resultados gerados neste estudo serão divulgados na forma de artigos científicos contribuindo com informações relevantes e inéditas, uma vez que o projeto é de cunho original. Os pacientes voluntários na presente pesquisa receberão como maior benefício: orientações de saúde bucal, bem como será atendida sua necessidade de realizar extrações dentárias de forma gratuita

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Projeto inovador e de grande relevância pois trará informações sobre temperatura basal da polpa dental e dos efeitos da exposição à luz de fotoativadores LED de alta potência nesta temperatura e fluxo pulpares e suas consequências na saúde do tecido pulpar.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Os termos estão de acordo com as exigências legais.

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12  
 Bairro: CEP: 84.030-900  
 UF: PR Município: PONTA GROSSA  
 Telefone: (42-)3220-3108 Fax: (42-)3220-3102 E-mail: seccoep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



**Recomendações:**

Alterar no campo "desenho" o número de sujeitos voluntários.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Sou de parecer favorável a execução da pesquisa.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

PONTA GROSSA, 25 de Abril de 2013

---

**Assinador por:**  
**Ana Cristina Oltramari Toledo**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12  
**Bairro:** CEP: 84.030-900  
**UF:** PR      **Município:** PONTA GROSSA  
**Telefone:** (42-)3220-3108      **Fax:** (42-)3220-3102      **E-mail:** seccoep@uepg.br