

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

Lígia Maria Lima Andreatta

Variação da temperatura no interior da câmara pulpar em função de diferentes fontes de luz e camadas de resina composta. *In vitro*

**BAURU
2015**

Lígia Maria Lima Andreatta

Varição da temperatura no interior da câmara pulpar em função de diferentes fontes de luz e camadas de resina composta. *In vitro*

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli

**BAURU
2015**

An25a Andreatta, L. M. L.
 Variação da temperatura no interior da câmara
 pulpar em função de diferentes fontes de luz e
 camadas de resina composta. *In vitro* / Lígia Maria
 Lima Andreatta. – Bauru, 2015.

113 p. : il. ; 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Rafael Francisco Lia
Mondelli

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação de mestrado...

À Deus.

Primeiro autor da obra da minha vida e do meu destino. Aquele que proporcionou a terra que piso, o alento que respiro e as pessoas que convivo. Força maior de amor, sabedoria e luz dos meus passos.

Aos meu pai, José Antônio Andreatta (In Memoriam).

Sou e serei sempre grata pela oportunidade de nascer na família que você e minha mãe formaram. Dedico cada parte desta dissertação como forma de agradecimento pelo amor, dedicação, carinho, confiança, educação dados a mim. A brevidade da nossa convivência na terra não foi, e nunca será, motivo para diminuir o amor e respeito e a admiração que tenho por ti.

À minha mãe, Lucia Helena Lima Andreatta.

Minha rainha, meu espelho. Minha primeira e eterna educadora. Com seu sacrifício e apoio incondicional, me proporcionou as melhores condições para que eu me tornasse uma mulher de bons princípios e valores. Fez o possível para a realização dos meus sonhos e me ensinou a ter amor pelo trabalho. Sem você, nada disso seria possível. Desejo te proporcionar o tanto de alegria e carinho que me proporcionou.

Aos meus avós Nelson e Tereza.

Que estiveram sempre presentes durante a minha caminhada. Que me ensinaram a nunca desistir, a ter calma e paciência nos momentos frustrantes da vida. Que me proporcionaram momentos maravilhosos com conversas agradáveis e conselhos impagáveis. Que me ensinaram o valor da família. Ter avós assim é uma dádiva!

À minha tia, madrinha e amiga Ana Paula Nogueira Molina.

Te admiro muito. Este trabalho é dedicado também a você, que participou de forma fundamental com seus conselhos, sua calma, seu ombro amigo. Desejo ser para o Matheus, a madrinha que você é para mim.

AGRADECIMENTOS

À minha família, pelo exemplo de amor, carinho e união. Em especial: Mãe, Pai, Vó Nega, Vô Nego, Vó Norma, Vô Toti, Tia Paula, Tia Rê, Léo, Matheus, Sophia. Amo e admiro vocês!

Ao meu mestre e orientador Professor Doutor Rafael Francisco Lia Mondelli, pela sua competência no trabalho. Tive o privilégio de ser sua orientada durante a iniciação científica e novamente durante o mestrado. Sua amizade, disposição e conhecimento foram fundamentais para a condução deste trabalho. Agradeço pela confiança depositada em mim, pelo estímulo da busca ao conhecimento e pela amizade e respeito.

Ao Professor Doutor José Mondelli, por ter me ensinado de forma leve e bem humorada os fundamentos da Dentística Restauradora. Seu conhecimento e dedicação à vida acadêmica é fonte de inspiração para mim e para muitas pessoas que te admiram. Sou grata pela nossa convivência.

À Professora Doutora Juliana Fraga Soares Bombonatti, pela sua competência e sua disposição em transmitir seus ensinamentos. Seus conselhos científicos e suas palavras de carinho tiveram enorme importância durante meu trajeto. Você é um grande exemplo de professora, mulher e mãe.

Ao Professor Adilson Yoshio Furuse, pelo convívio amistoso, dicas e orientações clínicas e científicas. A oportunidade do convívio contigo foi de grande importância durante meu mestrado.

Ao Professor Doutor Eduardo Batista Franco, pelos momentos de aprendizado, pelas conversas sobre Odontologia e também sobre a vida. Pela prontidão em me ajudar durante a graduação e o mestrado. Tenho muito orgulho de ter sido sua aluna e compartilhado do seu imensurável conhecimento.

Ao Professor Doutor **Carlos Eduardo Francischone**, por ter confiado em mim como sua aluna e ter me dado a oportunidade de escrever e planejar casos clínicos contigo. Seu conhecimento teórico e prático é fonte de inspiração para mim.

À Professora Doutora **Linda Wang**, por estar disposta em me ajudar mesmo quando o tempo era curto. Agradeço imensamente todas as aulas, reuniões, conselhos e dicas. Aprendi contigo o amor e a dedicação à profissão.

À Professora Doutora **Maria Teresa Atta**, pelo modo afetuoso que sempre me tratou. Sua ética, sua postura enquanto professora e pesquisadora e seu carinho enquanto amiga me inspiram sempre. Sorrio e me orgulho ao lembrar que a minha turma de graduação leva o seu nome.

Ao Professor Doutor **Sérgio Kiyoshi Ishikiriama**, pelas aulas e pelos conselhos em relação à importância da qualidade do material didático. Com certeza isto foi fundamental para meus primeiros passos como professora.

Ao Professor Doutor **Aquira Ishikiriama**, pela disponibilidade em nos ajudar durante as clínicas e laboratórios demonstrando, com humildade, seu vasto conhecimento e habilidade.

Ao Professor Doutor **Carlos Ferreira dos Santos (Cebola)**, pelo seu exemplo de amor e dedicação pela profissão. Sua conduta como professor e pesquisador é admirável. Agradeço por ter compartilhar disto comigo.

Aos meu colegas de pós graduação, **Marlyni, Luara, Melody, Mayara, Tamires, Maria Angélica, Martha, Adriana, Camila, Marina, Letícia, Alfredo, Ana Paula, Cassiana, Ana Flávia, Marina, Kiki, Flávia, Elaine, Odair, Carlos, Rafael, Raphaela, Carla, Larissa, Samuel**, pela importante troca de experiências profissionais e de vida.

Aos funcionários do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos, **Nelson, Charlene, Elísio, Zuleica, Sandra, Alcides, D. Lígia e Andressa**. Agradeço pela disposição e prontidão em me ajudarem sempre que necessário.

Às funcionárias **Rita, Natália, Audria**. Que sempre estiveram presentes nos momentos que necessitei, dando todo o apoio necessário. Para mim, se tornaram verdadeiras amigas.

Aos funcionários do Serviço de Biblioteca e Documentação da **FOB/USP**, pelo carinho e paciência. O trabalho de vocês é muito nobre, e me permitiu evoluir cientificamente, a partir da prontidão e ajuda na busca de livros e artigos científicos.

Aos demais funcionários da **Faculdade de Odontologia de Bauru**, que de alguma forma contribuíram para esta conquista.

À **Turma XLVIII** pela amizade durante a época da graduação.

Aos alunos da **Turma XLIX**, pela amizade e confiança depositadas em mim durante as clínicas e laboratórios. Vocês foram fundamentais para meu aprendizado como futura docente.

Aos **pacientes** confiaram em mim durante os atendimentos.

Ao meu amado **Wendel**, pelo apoio, carinho, paciência e confiança durante este tempo. Tenho sorte de ter alguém como você em minha vida: juntos somos melhores!

Às minhas amigas de infância, **Carol, Gabriela, Giovana Orti, Giovana Angel, Isabela, Laura, Lívia, Luisa, Mariana**, pela cumplicidade e carinho durante esta minha trajetória de vida. Vocês tem um papel fundamental nesta minha conquista, espero que continuemos a brindar nossas vitórias por muitos anos.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À Universidade de São Paulo, na pessoa do magnífico Reitor Professor Doutor Marco Antônio Zago e à Faculdade de Odontologia de Bauru, na pessoa de sua digníssima diretora Professora Doutora Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado, pelas condições de estudo e pesquisa proporcionados. Produzir conhecimento científico numa instituição de elevado conhecimento e respeito é uma gratidão imensa.

Ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da FOB/USP, na pessoa do Professor Doutor Guilherme dos Reis Pereira Janson, pelo meu aprimoramento acadêmico, questionador e crítico.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo suporte financeiro para a execução desta pesquisa.



Acredito muito na sorte.
Verifico que quanto mais trabalho, mais a sorte me sorri.

Coleman Cox



RESUMO

Este estudo *in vitro* avaliou a variação da temperatura no interior da câmara pulpar durante a fotoativação do sistema adesivo e incrementos de resina composta em função de diferentes fontes de luz, testando as hipóteses nulas de que estes fatores não interferem na temperatura intra câmara pulpar. Foram selecionados 10 incisivos bovinos, seccionados na região radicular 3 mm além da junção amelocementária. Uma cavidade retangular (10X8mm) foi confeccionada no centro da face vestibular, com espessura padronizada do remanescente dentinário da parede axial em 1 mm. A câmara pulpar foi preenchida com pasta térmica e o sensor termopar tipo K foi introduzido na câmara em contato com o remanescente dentinário. A elevação da temperatura foi aferida durante 40s de fotoativação do sistema adesivo (SBMP) e dos 3 incrementos consecutivos de 1mm de resina composta (Z250), com diferentes fontes de luz. As fontes utilizadas foram: Luz Halógena 755mW/cm² (Curing Light XL 3000 – 3M), Luz emitida de diodo (LED) de baixa densidade de potência 400 mW/cm² (OptiLight LD Max - Gnatus), e LED de alta densidade de potência 1500mW/cm² (VALO Ultradent). O LED de alta densidade de potência proporcionou os maiores aumentos de temperatura, seguido da luz halógena e do LED de baixa densidade de energia. A polimerização do sistema adesivo seguido do primeiro incremento de resina determinou os maiores aumentos de temperatura. A partir do segundo incremento da resina composta, o material restaurador atuou como isolante térmico reduzindo o aumento de temperatura. Independente da fonte de luz e etapa restauradora, o aumento no tempo de polimerização foi determinante no aumento de temperatura, rejeitando as hipóteses nulas testadas.

Palavras-chave: Resinas Compostas, Temperatura, Câmara Pulpar

ABSTRACT

***IN VITRO* TEMPERATURE VARIATION INSIDE THE PULP CHAMBER REGARD DIFFERENT LIGHT SOURCES AND COMPOSITE LAYERS**

This *in vitro* study evaluated the temperature variation inside the pulp chamber during the curing of the adhesive and composite layers with different light sources, testing the null hypothesis that these factors do not affect the temperature of the intra pulp chamber. Ten bovine incisors were selected and sectioned beyond the root region at 3 mm of the cemento-enamel junction. A rectangular cavity (10x8mm) was made in the center of the buccal surface, with the remaining 1mm dentin thickness standardized at the axial wall. The pulp chamber was filled with thermal paste and a type K thermocouple sensor was introduced into the chamber in contact with the remaining dentin. The temperature was measured for 40s during the curing of the adhesive system (SBMP) and 3 consecutive layers of 1mm composite resin (Z250) was applied with three different light sources. The sources used were: Halogen Light 755mW/cm² (Curing Light XL 3000 - 3M), Light emitted diode (LED) low power density 400 mW/cm² (Optilight LD Max - Gnatus), and high power density LED 1500mW/cm² (VALO Ultradent). For all light sources, the temperature readings decreased as the cavity was filled, with statistically significant differences until the second layer of composite resin. The high power density LED showed a significantly higher temperature average (42.78±1.56°C) than the other light sources, and the lowest was the average of the low power density LED (37.81±0.12°C). It could be concluded that both the light source, and the number of layers interfered with the temperature variation, rejecting the null hypotheses tested.

Key words: Composites, Temperature, Pulp Chamber

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Delineamento experimental com a divisão dos fatores em níveis.....	41
Figura 2 - Apresentação comercial dos materiais.....	43
Figura 3 - Abertura coronária.....	45
Figura 4 - Preparo das cavidades.....	46
Figura 5 - Inserção da pasta térmica.....	47
Figura 6 - Desenho esquemático da cuba térmica.....	47
Figura 7 - Introdução do sensor termopar.....	48
Figura 8 - Mensuração da altura do incremento com sonda milimetrada.....	49
Figura 9 - Fotoativação utilizando a tira de poliéster.....	51
Figura 10 - Esquema dos incrementos, das fontes de luz e ordem das fotoativações.....	51
Figura 11 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) nos fatores etapa restauradora e tempo para as três fontes de luz.....	56
Figura 12 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) dos fatores fonte de luz e etapas restauradoras.....	58
Figura 13 - Valores de temperatura das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição.....	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Divisão dos grupos.....	42
Tabela 2 - Material, nome comercial e fabricante.....	42
Tabela 3 - Composição dos materiais	43
Tabela 4 - Fontes de Luz	43
Tabela 5 - Médias e desvio padrão dos valores de temperatura (°C) dos dois tempos da fotoativação com a luz halógena.....	55
Tabela 6 - Médias e desvio padrão dos valores de temperatura (°C) das três fontes de luz empregadas em função da quatro etapas restauradoras	57
Tabela 7 - Médias dos valores de temperatura (°C) e desvio padrão, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição (LED de baixa densidade de potência)	91
Tabela 8 - Médias dos valores de temperatura (°C) e desvio padrão, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição (LED de alta densidade de potência)	92
Tabela 9 - Médias dos valores de temperatura (°C) e desvio padrão, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição e (luz halógena)	92

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	17
3	PROPOSIÇÃO	35
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	39
4.1	MATERIAL.....	42
4.2	MÉTODOS	44
4.2.1	Confecção dos corpos de prova	44
4.2.2	Abertura coronária	44
4.2.3	Preparo das cavidades	45
4.2.4	Restauração da abertura coronária palatina.....	46
4.2.5	Inserção da pasta térmica	47
4.2.6	Aferição da temperatura	47
4.2.7	Confecção das restaurações	49
4.2.8	Fotoativação	49
4.3	Análise estatística.....	52
5	RESULTADOS	53
5.1	Reação exotérmica do sistema adesivo e da resina composta	55
5.2	Variação da temperatura intra câmara pulpar em função das fontes de luz empregadas, etapas restauradoras e tempo de fotoativação	56
5.3	Variação da temperatura intra câmara pulpar em função das fontes de luz empregadas e etapas restauradoras	57
6	DISCUSSÃO	59
6.1	Discussão da metodologia.....	61
6.2	Reação exotérmica.....	65
6.3	Discussão dos resultados.....	65
7	CONCLUSÃO.....	71
	REFERÊNCIAS	75
	ANEXOS	85

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A alta demanda pelo padrão estético na sociedade atual aumenta a exigência na reabilitação da beleza do sorriso por meio de procedimentos complexos com alto nível estético (Atabek *et al.*, 2010). Com a finalidade de suprir essa demanda, as resinas compostas foram um dos materiais que mais evoluíram no século passado e, atualmente, encontram-se em lugar de grande destaque na Odontologia.

Sua polimerização inicialmente acontecia por reação química, a partir da reação entre peróxido de benzoíla e aminas terciárias aromáticas (Peutzfeldt, 1997). Uma das evoluções foi, a partir da substituição do peróxido de benzoíla pela canforoquinona (molécula fotoiniciadora), possibilitando a fotoativação dos monômeros. A ativação física do sistema iniciador/ativador acontece a partir da excitação da molécula de canforoquinona que, juntamente com uma amina terciária induz a quebra da molécula de benzoíla, gerando polímeros (Peutzfeldt, 1997; Knezevic *et al.*, 2001).

Atualmente, os aparelhos mais tradicionais presentes no mercado são as lâmpadas halógenas e as fontes de luz emitida por diodo (LEDs). Os LEDs são encontrados comercialmente com diferentes densidades de potência, que vão desde 200 mW/cm² (baixa densidade de potência) até 2000 mW/cm² (alta densidade de potência) (Lloyd *et al.*, 1986; Feilzer *et al.*, 1995; Jandt e Mills, 2013). O aumento da densidade de potência destes aparelhos teve como objetivo aumentar a profundidade de polimerização, diminuir o tempo de irradiação (Rueggeberg, 1999; Jakubinek *et al.*, 2008; Randolph *et al.*, 2014) e, portanto, diminuir a hora clínica para a realização das restaurações (Baseggio, 2011).

Com a evolução das fontes de luz e aumento da densidade de potência, alguns efeitos deletérios relacionados aos compósitos e à estrutura dentária começaram a ser observados, como por exemplo: tensão de contração de polimerização (Ferracane, 2005) e aquecimento (Asmussen e Peutzfeldt, 2005). A aplicação de altas densidades de potência interfere no comportamento viscoelástico das resinas compostas, principalmente nos primeiros segundos de fotoativação, onde a magnitude da força de contração pode superar a força de união do sistema adesivo, promovendo fendas marginais. Atualmente, as unidades de fotoativação

são consideradas como as mais significantes fontes de calor (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988; Hansen e Asmussen, 1993; Nomoto, 1997; Bagis *et al.*, 2008).

O estudos clássicos de Lisanti & Zander (1952) e Zach & Cohen (1965) já demonstravam preocupação com a temperatura intra câmara pulpar durante os procedimentos odontológicos, os quais podem levar à alterações deletérias ao órgão pulpar. Ainda hoje, apesar dos diversos resultados encontrados em outros estudos (Hussey *et al.*, 1995; Baldissara *et al.*, 1997), este tema ainda é muito valorizado. Eldeniz *et al.* (2004) também esclarecem que a duração do calor e sua dissipação são fatores importantes a serem observados.

O aumento da temperatura pode ocorrer tanto pela reação exotérmica de polimerização da resina composta ou pela energia emitida e absorvida durante a irradiação provinda da fonte de luz (Hansen e Asmussen, 1993; Knezevic *et al.*, 2001). Por isto é importante o controle do tempo de fotoativação em função da densidade de potência da fonte de luz para que o aumento da temperatura permaneça dentro de uma faixa segura (Choi *et al.*, 2014).

Dentre os grupos de fatores que podem influenciar o aumento de temperatura durante a fotoativação das resinas compostas podem ser citados (Millen *et al.*, 2007):

- 1- Fatores relacionados com a fonte de luz: comprimento de onda, densidade de potência e tempo de fotoativação,
- 2- Fatores relacionados com a estrutura dentária: espessura da dentina remanescente, condição da polpa e do seu potencial de reparação.

A partir das considerações anteriores, torna-se de grande importância comparar as variações de temperatura que podem ocorrer dentro da câmara pulpar durante a confecção de uma restauração de resina composta. Todas as novas técnicas, materiais e equipamentos devem ser avaliados quanto à sua segurança e efetividade. Uma vez que o aumento de temperatura pode estar relacionado com a densidade de potência da fonte de luz, tempo de exposição e espessura do compósito (Lloyd *et al.*, 1986; Shortall e Harrington, 1998; Uhl *et al.*, 2003; Millen *et al.*, 2007), torna-se importante avaliar esta alteração quando da ativação do sistema adesivo e dos incrementos de resina composta fotoativados com diferentes fontes de luz.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

O uso odontológico dos equipamentos de luz datam de 1918, aconteceu a introdução de uma fonte de luz de alta densidade de potência associada a calor para acelerar a reação do clareamento (Abbot, 1918).

A preocupação com a alteração de temperatura intra câmara-pulpar vem desde os anos 60, onde Zach & Cohen (1962), realizaram um estudo em dentes de Macacos Rhesus, onde produziram aquecimento intrapulpar controlado de 2,2°C, 5,5°C, 11°C e 22°C com ferro de soldagem. O calor foi mensurado através de um termotransmissor posicionado dentro do dente. Após o aquecimento, os espécimes foram obtidos em intervalos de 2, 7, 14, 56 e 91 dias. O aumento de 2,2°C induziu uma pequena alteração histológica, mas 5,5°C foi responsável por necrose pulpar em 15% dos casos, observada no intervalo de 91 dias. Os aumentos de 11 e 22°C induziram, em todos os casos, grande destruição celular com necrose pulpar e abscessos. Os autores concluíram que o aumento de temperatura intra câmara-pulpar acima de 5,5°C pode causar danos pulpares.

Lloyd, Joshi e McGlynn (1986), avaliaram aumentos de temperatura causados por aparelhos fotoativadores e pela reação de polimerização do compósito. Foi utilizada uma análise diferencial térmica (DTA) modificada para possibilitar a mensuração da temperatura ocorrida durante a polimerização do compósito. Dois fatores foram responsáveis pelo aumento: a reação exotérmica do material e a fonte luz utilizada na fotoativação do material. O aumento de temperatura produzido pelo material fotoativado foi comparável ao produzido pelo sistema pasta-pasta autopolimerizável, porém o aumento produzido pela fonte de luz foi consideravelmente maior. O calor produzido pela luz aumentou com o tempo de exposição e com a diminuição da espessura de compósito. Desta forma os autores concluíram que a fonte de luz utilizada para a ativação do material tem forte relação com o aumento da temperatura, bem como a forte relação do calor com o tempo de exposição.

Tjan e Dunn (1988) avaliaram o aumento de temperatura produzido por algumas fontes de luz halógenas: Coelite, Elipar, Insight II com filtro, Insight II sem filtro, Optilux, Translux, Visar 2, Visilux II. Foi utilizado um terceiro molar inferior

incluído em resina epóxica, sendo que a coroa e uma porção radicular ficaram expostas ao meio externo. A porção do esmalte foi removida e a dentina foi exposta com de discos de lixa. O dente foi colocado em água a 37°C e a temperatura pulpar medida diretamente na câmara pulpar: sem nenhuma barreira, com uma barreira de 1mm de dentina e com 2mm de dentina. A aferição foi feita a cada 5s durante 1 minuto. O maior aumento de temperatura foi causado pela Visilux sem barreira (14,60°C) e o menor pela Translux com barreira de 2mm (1,30°C). Desta forma os autores puderam concluir que existe uma grande variação de temperatura entre as lâmpadas testadas.

Masutani *et al.* (1988), estudaram o aumento de temperatura causado pela reação exotérmica durante a polimerização de compósitos resinosos fotoativados. A avaliação foi realizada com cinco compósitos fotoativados (Visio-Dispers, Visio-Fil, Prisma-Fil, Command e uma resina experimental) por cinco fontes de luz halógena (Elipar, Prisma Lite, Command, Command II e Coe-Lite, Prisma Lite). Um termopar conectado a um termômetro digital foi inserido em uma matriz de 8mm de diâmetro por 4mm de altura onde o compósito era colocado. Após a estabilização da temperatura inicial em 24±1°C, o compósito era fotoativado por 60s. O maior aumento de temperatura foi de 22°C para o compósito Visio-Dispers com a fonte de luz Coe-Lite e o menor, de 8,9°C para o compósito Command com a fonte de luz Prisma Lite.

Em 1988, Smail *et al.*, analisaram o aumento da temperatura durante a fotoativação de um protetor pulpar (VLC Dycal) e um compósito (P30). O trabalho *in vitro* foi conduzido com cilindros de politetrafluoretileno com profundidade de 3mm, que foram preenchidos com os grupos de protetores testados. Para a mensuração da temperatura, também foi utilizado um termopar. Foi verificado que ocorreram grandes aumentos de temperatura durante a fotoativação e que o material protetor, por si só, não contribuiu significativamente para o aumento da temperatura bem como para o isolamento térmico. O compósito, por sua vez, reduziu o aumento de temperatura causado pela fonte de luz, mas mesmo assim ainda era suficiente para causar injúria térmica à polpa.

Hussey, Biagioni e Lamey, (1995) utilizaram a técnica da termografia infravermelha para avaliar a variação de temperatura durante a polimerização de um compósito *in vivo*. Foi demonstrado que a reação exotérmica ocorre quase que

instantaneamente após a fotoativação e segue aumentando por aproximadamente 30s. Foi observada grande variação de temperatura nos diversos espécimes num mesmo período (desde 0,5°C até 11,7°C), isso pode ser resultado do posicionamento da ponta do fotoativador. O mau posicionamento ou angulação da ponta pode causar um menor aumento de temperatura.

Baldissara, Catapano e Scotti (1997), publicaram um estudo conflitante com o de Zach e Cohen, no qual avaliaram o efeito do aumento de temperatura variando de 8,9°C a 14,7°C sobre polpas dentárias saudáveis. Os resultados sugeriram uma baixa suscetibilidade das células ao calor, inclusive, a variação de temperatura de 11,2°C não foi o principal fator de injúria da polpa .

Ainda em 1998, Shortall & Harrington estudaram: 1- O aumento de temperatura em cavidade vazia produzido por duas diferentes fontes de luz com diferentes intensidades e diferentes distâncias entre o sensor e a ponta da fonte de luz e 2- O aumento da temperatura na base de um compósito de 2mm de espessura durante os 60s de fotoativação e durante sua re-irradiação após 2min. Foram utilizados duas fontes de luz: Optilux e Luxor com densidades de potência de 360 e 710 mW/cm² respectivamente, e quatro compósitos nos cromas A2, A3,5 e C2: Herculite XRV dentina, Herculite XRV esmalte, Charisma e Pertac-hybrid. Para a primeira avaliação, a ponta da fonte de luz foi posicionada distanciando-se 0, 2, 4 e 6mm do assoalho da cavidade e a temperatura foi mensurada a partir de um termopar. Os valores médios de temperatura foram maiores para o Optilux, sendo que esta foi a única fonte de luz que em uma cavidade vazia provocou aumento maior do que 6°C. Para a segunda avaliação, variou-se a fonte de luz, as resinas compostas e os cromas das mesmas. Os valores encontrados demonstraram apenas que a fonte de luz e o material foram fatores significantes, sendo que o croma não influenciou no aumento da temperatura. Desta forma, os autores concluíram que o aumento de temperatura na base da cavidade está relacionado com as características de transmissão da luz pela resina composta e pela ponta da fonte de luz. A magnitude do aumento de temperatura também foi relacionada com a reação exotérmica de polimerização. Além disso, os autores sugerem que tempos curtos de irradiação devem ser utilizados durante a ativação do sistema adesivo sem agentes forradores, ainda mais quando a espessura de dentina é pequena e a densidade de potência da fonte de luz é alta.

Hanning & Bott no ano de 1999, avaliaram o aumento da temperatura intra câmara pulpar durante a fotoativação de compósitos. Foi realizado uma cavidade classe II na região ocluso-proximal de um terceiro molar. O remanescente dentinário entre a câmara pulpar e o ângulo axio-gengival tinha uma espessura de 1mm. Um termopar foi acoplado a um termômetro e inserido a 1mm do ângulo axiopulpar. A parte radicular do dente foi imersa até o limite amelocementário em água à $37^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. A restauração foi realizada com o compósito Ecusit de cor A2 e a fotoativação ocorreu de acordo com as seguintes fontes de luz: (H) Heliolux II a $320\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s, (A) Astralis 5 a $515\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s, (Q) QHL 75 a $505\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s, (O) Optilux 500 a $670\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s, (EH1) Elipar Highlight a $100\text{mW}/\text{cm}^2$ e $730\text{mW}/\text{cm}^2$ por 10 seguido de 30s respectivamente, (EH2) Elipar Highlight a $730\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s, (P5s) ADT 1000 PAC a $1196\text{mE}/\text{cm}^2$ por 5s e (P10s) ADT 1000 PAC a $1196\text{mW}/\text{cm}^2$ por 10s. A fonte de luz que causou maior aumento de temperatura foi a P10s ($7,8 \pm 0,9^{\circ}\text{C}$), e a que causou menor aumento foi a H ($2,9 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$). Desta forma, os autores puderam concluir que a fotoativação com aparelhos de alta densidade de potência (A,Q,O,EH1,EH2,P5s,P10s) causaram aumento significativo na temperatura intra câmara pulpar em comparação à luz halógena convencional.

Loney & Price (2001), avaliaram o aumento de temperatura durante a fotoativacao de resinas compostas. As fontes de luz utilizadas foram a Optilux 401 com duas pontas (Light e Turbo) e o Apollo 95E por 40 e 3s, respectivamente. A mensuração aconteceu: diretamente na ponta do aparelho fotoativador, com 1mm de compósito sobre 0,58 de dentina e com 1mm de compósito sobre 1,45mm de dentina. O maior aumento médio de temperatura ocorreu na ponta Turbo do Optilux 401 ($26,4^{\circ}\text{C}$). Nos outros grupos as médias variaram de $1,8^{\circ}\text{C}$ (Apollo, compósito a 1mm e dentina a 1,45mm) a $15,9^{\circ}\text{C}$ (Turbo, compósito a 1mm e dentina a 0,58mm). Em conclusão, os autores relataram que remanescentes mais espessos de dentina possibilitaram um menor aumento de temperatura.

Uhl, Mills, e Jandt, em 2003 também verificaram o aumento de temperatura em três diferentes compósitos: Z100, Durafill e Solitaire2, de 2mm de espessura, fotoativados por 40s pelas seguintes fontes de luz: dois LEDs (Freelight e LED personalizado) e duas fontes de luz halógena (Trilight e Translux). O aumento de temperatura foi avaliado dentro do compósito por 60s. Os autores concluíram que os

compósitos ativados por luz halógena proporcionaram maior aumento de temperatura do que aqueles fotoativados por LED. Apenas o modo de ativação “Soft Start” da luz halógena produziu um menor aumento de temperatura do que os LEDs. O estudo demonstrou também que o LED é uma boa alternativa, produzindo menor aumento de temperatura dentro do compósito.

Em 2004, Stewardson *et al.*, avaliaram a emissão térmica e as características de polimerização de uma luz halógena de alta intensidade (Astralis 10) sozinha ou durante a fotoativação de compósitos micro híbridos convencional e de polimerização rápida. Os picos de temperatura média atingidos durante a polimerização variaram entre $6,9 \pm 0,26$ °C a $11,3 \pm 0,6$ °C. Desta forma os autores puderam concluir que o aumento da temperatura no assoalho da cavidade relaciona-se tanto com a profundidade de polimerização da fonte de luz quanto com a saída de calor a partir da sua ponta. E, uma vez que a extensão do trauma térmico tolerado pela polpa dentária ainda não é totalmente conhecido, deve haver cuidado na escolha da luz de cura e do seu programa quando a fotoativação acontecer em resinas fotoativáveis em cavidades próximas à polpa.

Asmussen e Peutzfeldt, em 2005, também relacionaram o aumento da densidade de potência com o aumento de temperatura causado por dez diferentes LEDs (Aqua Blue - Toesco; CoolBlu - DentalSystems; DioPower - CMS; Elipar FreeLight - 3M ESPE; Elipar FreeLight 2 - 3M ESPE; L.E.Demetron 1 - Kerr; Lux-O-Max - Akeda; Lux-O-Max P1 - Akeda; SmartLite - Dentsply e UltraLume 2 - Ultradent) e três lâmpadas halógenas (XL3000 - 3M ESPE; Optilux 501 - Kerr e Elipar Highlight - 3M ESPE) durante 20s de fotoativação de uma resina composta, a Tetric Ceram. A temperatura foi mensurada através de um termômetro inserido em um espécime cilíndrico (4mmX16mm) de resina composta. Para os LEDs, a temperatura aumentou de acordo com o aumento da densidade de potência de uma forma estatisticamente significativa. Duas fontes de luz halógena (Optilux 501 e Elipar Highlight) promoveram maior temperatura do que o LED na mesma densidade de potência. Desta forma, os autores discordaram com os achados anteriores que relatavam que os LEDs são capazes de induzir menor aumento de temperatura do que as fontes de luz halógena.

Guiraldo *et al.* em 2005 estudaram o efeito dos tipos de incremento, tipos de fotoativação e as fases restauradoras nas variações térmicas dentro da câmara

pulpar durante a fotoativação de um compósito Filtek Z250. Foram utilizados 90 dentes bovinos e nestes, realizadas cavidades padronizadas de 3x3x2,5mm. Os espécimes foram divididos em grupos de acordo com o método de fotoativação e em sub grupos de acordo com o tipo de incremento. A primeira divisão foi a seguinte: - contínua (700 mW/cm² por 20 s); 2- dupla intensidade (inicial de 100 mW/cm² por 5 s, seguido de 700mW/cm² por 15 s); 3- intermitente (2 s de ativação com 700mW/cm², seguido do mesmo tempo pela ausência de luz, somando um total de 40 s). Então os subgrupos foram: 1- único; 2) oblíquos; 3) horizontal/verticais. A temperatura foi mensurada através de um termopar tipo K inserido na câmara pulpar. A média de temperatura do incremento único foi significativamente menor (37,14±0,52°C) quando comparada aos incrementos oblíquos (37,44±0,56°C) e horizontais/verticais (37,43±0,56°C). Em relação ao fator fotoativação, a ativação pelo método de luz contínua promoveu maior média de temperatura (37,53±0,69°C) quando comparada aos demais métodos. Independente da fonte de luz usada, tipo de fotoativação ou os tipos de incremento, os maiores aumentos de temperatura ocorreram durante a fotoativação do sistema adesivo.

Ainda em 2005, Knezevic *et al.*, avaliaram a influência da intensidade de três fontes de luz (Elipar Trilight, Astralis 7 e Lux-o-Max) no aumento de temperatura do compósito Tetric Ceram. A temperatura foi mensurada através de um multímetro digital (Metex M-3850D) com sua ponta inserida 1mm dentro da amostra do compósito não polimerizado. A fotoativação ocorreu durante 40s e a fonte de luz que provocou maior aumento de temperatura foi o Elipar Trilight – 755mW/cm² (13,3±1,21°C) enquanto que o menor aumento foi o LED Lux-o-Max – 150mW/cm² (5,2±1,92°C). Os autores verificaram também, que o maior aumento de temperatura ocorria nos primeiros 20s de ativação e, após este tempo, apesar de a fotoativação não causar um aumento de temperatura significativo, o calor no interior do dente ainda aumentava.

Schneider *et al.*(a) em 2005 avaliaram a variação de temperatura durante a fotoativação de compósitos com diversas viscosidades. Oitenta incisivos bovinos foram selecionados e divididos em dois grupos. As resinas compostas utilizadas foram a FiltekZ250 e Filtek Flow, que por sua vez foram fotoativadas pela luz halógena convencional XL2500 com densidade de potência de 700mW/cm² durante 20s. A aferição de temperatura foi realizada por meio de um termopar conectado a

um termômetro digital inserido na câmara pulpar em contato com a dentina. O compósito Filtek Flow apresentou maior aumento de temperatura ($4,28 \pm 0,52^{\circ}\text{C}$) em relação à Filtek Z250 ($2,43 \pm 0,61^{\circ}\text{C}$). Desta forma, os autores puderam concluir que resinas compostas com viscosidades diferentes apresentam diferentes variações de temperatura durante a fotoativação.

Em 2005, Schneider *et al.* (b) também avaliaram o aumento de temperatura durante a fotoativação, porém desta vez, correlacionaram com a dureza dos dois compósitos (Filtek Z250 e Filtek Flow) com três fontes de luz (Halógena, LED e Arco de plasma - PAC). A variação de temperatura foi registrada através do termopar tipo K conectado a um termômetro digital. A restauração era realizada sobre um disco de dentina de 0,5mm de espessura e abaixo do disco estava posicionado o termopar. A média da temperatura foi calculada a partir das diferenças entre a temperatura inicial e a máxima temperatura atingida. Após a fotoativação foram submetidos ao teste de dureza Knoop em um microdurômetro. Os autores observaram que a fotoativação pela luz halógena produziu maior aumento de temperatura, diferindo estatisticamente do LED e PAC. O PAC por sua vez, promoveu menores valores de dureza e variação térmica.

Ainda em 2005, Schneider *et al.* (c), verificaram o aumento de temperatura durante a fotoativação de dois compósitos (Z250 e Filtek Flow). Um termopar foi adaptado ao espécime de dentina por meio de uma matriz, e os incrementos de 2 e 3mm de resina composta foram ativados por fontes de luz halógena, LED e PAC. A espessura maior de compósito foi responsável por uma menor variação de temperatura. O que produziu uma diferença estatisticamente significativa foram as fontes de luz: a luz halógena ocasionou maiores aumentos de temperatura quando comparada ao LED e ao PAC. O tipo do compósito também influenciou no aumento de temperatura.

Em 2006, Yazici *et al.*, compararam o aumento de temperatura na câmara pulpar como resultado do uso de várias fontes de luz durante a fotoativação e polimerização e o efeito da espessura dentinária remanescente neste aumento de temperatura. Uma cavidade classe II oclusodistal foi preparada, deixando um remanescente dentinário de 2mm. Um termopar tipo K foi inserido na câmara pulpar e ligado a um termômetro. Um incremento de 2mm de espessura de resina composta híbrida foi inserido na cavidade. Após a estabilização da temperatura

inicial em $37,0 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$, a fotoativação e a mensuração da temperatura iniciaram. Os aparelhos de luz utilizados foram: duas fontes de luz halógena (Spectrum 800 e Elipar Trilight), um LED (Elipar Freelight) e um PAC (Virtuoso, Xenon Power Arc). A fotoativação aconteceu por 40s para as lâmpadas halógenas e LED e 3s para o PAC. Foram realizadas cinco aferições durante a fotoativação. O mesmo design experimental foi realizado para uma cavidade com remanescente dentinário de 1mm. O maior aumento foi observado quando do uso da lâmpada halógena ($3,8 \pm 0,12^{\circ}\text{C}$ e $2,98 \pm 0,45^{\circ}\text{C}$) e o menor para quando do uso do LED ($2,14 \pm 0,18^{\circ}\text{C}$ e $1,4 \pm 0,12^{\circ}\text{C}$) nas espessuras de 1mm e 2mm, respectivamente. Os autores concluíram que a única diferença significativa no aumento de temperatura ocorreu entre o Eipar Trilight e o LED quando comparava-se o remanescente dentinário e, apesar das fontes de luz terem causado aumento de temperatura, este não excedeu o valor crítico de $5,5^{\circ}\text{C}$.

Em 2006, Martins, Cavalcanti e Rode compararam os aumentos de temperatura gerados na câmara pulpar durante a fotoativação de um sistema adesivo e uma resina composta com duas fontes de luz: laser de argônio e luz halógena. Os espécimes foram divididos em 5 grupos, sendo eles: luz halógena fotoativando o sistema adesivo (HB), luz halógena fotoativando a resina composta (HC), laser de argônio fotoativando o sistema adesivo (LB), laser de argônio fotoativando a resina composta (LC). Os parâmetros de fotoativação para a luz halógena foram de $600\text{mW}/\text{cm}^2$ por 40s (grupo controle) e laser de argônio a $200\text{mW}/\text{cm}^2$ por 10s. As médias de aumento de temperatura obtidas foram de $2,35 \pm 0,91^{\circ}\text{C}$ (HB), $2,69 \pm 0,72^{\circ}\text{C}$ (HC), $1,25 \pm 0,52^{\circ}\text{C}$ (LB), $1,5 \pm 0,60^{\circ}\text{C}$ (LC). Foram encontradas diferenças significantes entre a luz halógena e o laser de argônio, porém não entre o sistema adesivo e a resina composta. Desta forma os autores concluíram que o laser de argônio produziu menores aumentos de temperatura do que a luz halógena, independente da espessura do material polimerizado.

Godoy *et al.* em 2007, estudou a elevação de temperatura da dentina durante a polimerização da resina composta. Foram obtidos 40 discos de dentina humana de 0,5mm de espessura. Cada disco foi apoiado sobre uma base em contato direto com o termopar. A restauração foi realizada com incrementos de 2mm de resina composta Z350. Estes incrementos foram fotoativados com as seguintes fontes de luz: Optilux 401 ($533\text{mW}/\text{cm}^2$), LEDemetron I ($523\text{mW}/\text{cm}^2$), Bluephase

(1084mW/cm²) e Elipar Freelight (257mW/cm²). Foram realizados 3 registros de temperatura: um durante a fotoativação do sistema adesivo, o segundo durante os 20s de fotoativação do incremento de resina composta e o terceiro durante os 40s de reirradiação desta resina composta já polimerizada. O maior valor foi registrado e subtraído do valor inicial padronizado (21±1°C). Os autores chegaram à conclusão de que os aparelhos de LED (LEDemetron I e Bluephase) apresentaram aumento de temperatura tão alto quanto ao da lâmpada halógena (Optilux); a reação exotérmica da resina não teve impacto na elevação da temperatura durante a polimerização; e o aparelho Elipar Freelight determinou menor aumento de temperatura quando comparado aos outros aparelhos.

Daronch *et al.* em 2007, avaliou o aumento da temperatura intra câmara pulpar durante a restauração de uma classe V com resina composta à temperatura ambiente e pré-aquecida (54 e 60°C). Um termopar foi inserido na câmara pulpar para aferir as temperatura nos seguintes tempos: inserção da resina composta, adaptação da resina, previamente à fotoativação e imediatamente após 20s de fotoativação com a fonte de luz Optilux 501. Após análise estatística os autores puderam concluir que o uso do compósito pré aquecido provocou pouca diferença quando comparado com o compósito à temperatura ambiente, sendo que a maior variação ocorreu ao final da aplicação da fonte de luz , não ultrapassando 5,6±0,7°C.

Durey, Santini e Miletic, em 2008 mensuraram o aumento de temperatura intra câmara pulpar ocorrido durante a polimerização de diferentes cores de compósitos (A2 e C4, Filtek Z250, 3M) por duas fontes de luz LED (Elipar Frelight2, Bluephase) e uma fonte de luz halógena como controle (Prismetics Lite 2). Foram selecionados 70 pré molares e estes tiveram a dentina remanescente padronizada. As cavidades foram preenchidas com as resinas compostas e fotoativadas. O aumento de temperatura intra câmara pulpar foi maior para os grupos fotoativados pelos LEDs do que pela luz halógena, porém sem significância, independente da cor do compósito. Em alguns momentos o aumento de temperatura excedeu os valores normalmente considerados causadores de danos pulpares irreversíveis. A partir dos resultados obtidos, os autores apoiaram a visão de que há um risco potencial para lesão pulpar induzida pelo calor durante a fotoativação. O risco é maior quando do uso de alta densidade de potência. À medida que a extensão do trauma tolerado

pela polpa ainda é desconhecido, deve-se ter cuidado na escolha da fonte de luz e do tempo de exposição.

Kabbach *et al.*, (2008) investigaram as variações de temperatura na região cervical e na câmara pulpar de incisivos inferiores humanos submetidos a clareamento dental utilizando dois géis clareadores (Whiteness HP e Whiteness HP Maxx) fotoativados por uma fonte de luz halógena (Optlight Plus) e um LED (Ultrablue IV). O maior aumento de temperatura intra câmara pulpar aconteceu quando da utilização do gel Whiteness HP Maxx ativado pela luz halógena ($4,5 \pm 1,2^{\circ}\text{C}$), enquanto que o menor foi causado pela fotoativação do Whiteness HP pelo LED ($1,4 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$). Na região cervical, o maior aumento de temperatura foi causado pela utilização do gel Whiteness HP Maxx quando fotoativado pela luz halógena ($7,5 \pm 1,1^{\circ}\text{C}$). Desta forma, os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa nos aumentos de temperatura da câmara pulpar e da região cervical utilizando diferentes géis, apesar de as médias do aumento da temperatura terem sido significativamente mais altas nos grupos irradiados pela luz halógena quando comparados com os grupos irradiados pelo LED.

Mollica *et al.*, em 2009 avaliaram as variações de temperatura na dentina bovina quando exposta a LED de alta potência e lâmpada halógena. Foram confeccionadas 45 fatias de dentina bovina de 0,7mm de espessura. Os espécimes foram divididos em 3 grupos. As variações de temperatura foram mensuradas durante a polimerização do sistema adesivo (10s), durante a polimerização do compósito (40s) e 24 horas após a polimerização. A análise estatística revelou que o LED causou um aumento significativo de temperatura em relação à lâmpada halógena tanto em relação à fotoativação do adesivo quanto do compósito. Este aumento ocorreu tanto durante a fotoativação e em um caso depois de 24 horas.

Atai e Motevasselian (2009) investigaram o aumento de temperatura e grau de conversão de um nanocompósito e um compósito híbrido convencional quando fotoativados com lâmpada halógena e LED. Os compósitos utilizados foram o Filtek Supreme e Tetric Ceram. O aumento da temperatura durante a fotopolimerização foi realizado através de um termopar tipo K e um termômetro digital. As fontes de luz utilizadas e sua respectiva forma de ativação foram as seguintes: Halógena de alta intensidade no modo rampa e *standart* (Optilux 501), halógena de baixa intensidade (Coltolux 50) e LED (Ultralume2). O aumento total da temperatura, a reação

exotérmica de polimerização e o aumento de temperatura induzido pela luz foram mensurados. O grau de conversão foi medido utilizando-se a FTIR. Os resultados revelaram que o compósito Filtek Supreme mostrou menor aumento de temperatura e grau de conversão quando comparado ao compósito híbrido. Foi observado também que o LED induziu um aumento de temperatura considerável sem nenhuma melhora no grau de conversão. O modo de ativação em rampa da luz halógena provocou menor aumento de temperatura e foi considerado mais efetivo do que a ativação pelo modo *standart* ou o LED. O estudo demonstrou que as fontes de luz LED não mostraram nenhuma vantagem sobre as halógenas em função do aumento de temperatura e grau de conversão.

Malkoç *et al.*, (2010), avaliaram as mudanças de temperatura na câmara pulpar durante a colagem de brackets. Foram selecionados 80 incisivos centrais intactos extraídos. Os dentes foram divididos em 4 grupos. Os brackets foram cimentados com o Transbond XT e fotoativados com as seguintes fontes de luz: Halógena de baixa intensidade ($500\text{mW}/\text{cm}^2$ - 40s), halógena de alta intensidade ($850\text{mW}/\text{cm}^2$ - 40s), LED ($400\text{mW}/\text{cm}^2$ - 20s) e Arco de Plasma (1200 a $1500\text{mW}/\text{cm}^2$ - 6s). A ponta dos fotopolimerizadores permaneceu 5mm distante da superfície dos dentes. A aferição da temperatura ocorreu a partir de um termopar inserido na câmara pulpar e conectado a um termômetro. Todos os grupos mostraram diferenças. As alterações de temperatura induzidas foram maiores com o uso da luz halógena de alta intensidade ($6,84\pm 2,44^\circ\text{C}$), seguidas da halógena de baixa intensidade ($4,71\pm 0,96^\circ\text{C}$), LED ($2,95\pm 1,12^\circ\text{C}$) e PAC ($0,96^\circ\text{C}\pm 0,83^\circ\text{C}$). Desta forma, os autores concluíram que as lâmpadas halógenas de alta e baixa intensidade induziram significativo aumento de temperatura intra-câmara pulpar, sendo que somente a lâmpada halógena de alta intensidade excedeu a temperatura crítica de $5,5^\circ\text{C}$.

Leprince *et al.*, (2010) avaliaram os efeitos das características da luz e da irradiação de um compósito (Tetric EvoCeram A2 e Bleach XL). A microdureza e a temperatura. Cinco fontes de luz foram utilizadas, sendo elas quatro LEDs (BluephaseG2, Bluephase16i, G-Light e FreeLigh2) e uma halógena como controle (XL3000-X). Os espécimes de resina composta de 2mm de espessura foram fotoativados por 10, 20 e 40s. Para mensuração da temperatura, foi inserido um termopar na câmara pulpar de um molar preparado com 2mm e dentina

remanescente. As mensurações ocorreram durante a fotoativação da cavidade vazia e de um incremento de 2mm do compósito. A variação de temperatura foi medida nos três diferentes tempos de irradiação. Os maiores aumentos ocorreram quando da ativação da cor A2 pelo Bluephase16i 40s ($5,98\pm 0,04^{\circ}\text{C}$), BluephaseG2 40s ($5,21\pm 0,05^{\circ}\text{C}$) e G-Light 40s ($4,95\pm 0,40^{\circ}\text{C}$), enquanto que o aumento do grupo controle foi de $3,09\pm 0,10^{\circ}\text{C}$. Desta forma, os autores concluíram que os valores de variação térmica obtidos foram sempre maiores quando a cavidade estava sem o incremento resina composta e a melhor harmonização entre dureza e aquecimento da polpa foram alcançados com o GLight – 20s e BluephaseG2 – 20s.

Pereira da Silva *et al.*, (2010) também avaliaram o aumento de temperatura causado no sistema adesivo Single Bond (SB) e as resinas compostas Filtek Z350 flow e Filtek Supreme, quando polimerizados pelo LED XL 3000 e Lâmpada Halógena QTH Biolux. Foram preparadas cavidades classe V (3x2mm) em 80 incisivos bovinos. O tempo de exposição à luz foi de 40s e as aferições de temperatura aconteceram durante o tempo de fotoativação, com um termopar inserido na câmara pulpar. O fator material e fonte de luz tiveram significativa influência no aumento da temperatura. O menor aumento ($0,15^{\circ}\text{C}$) foi causado pela ativação do SB com o LED e o maior ($0,75^{\circ}\text{C}$) no grupo controle (lâmpada halógena na cavidade vazia). Como conclusão, a lâmpada halógena causou maiores aumentos de temperatura do que o LED, mas nenhuma das fontes de luz ultrapassaram o valor crítico que poderia causar dano pulpar.

Onisor *et al.*, (2011) se estudaram o aumento da temperatura durante o tempo de irradiação indicado para fotoativar sistemas cimentantes de restaurações indiretas adesivas. E também propuseram uma técnica para diminuir o calor. Foi utilizado um molar humano inserido em um recipiente térmico a 35°C e a temperatura foi continuamente aferida antes e depois de uma restauração onlay, durante 3 x 120s de irradiação com diferentes regimes de fotoativação com ou sem aplicação de jato de ar/água/spray ar e água. As fontes de luz selecionadas foram a LEDemetron II e Tutu. A temperatura máxima atingida após 3 x 120s foi de $6,2^{\circ}\text{C}$ no dente intacto e $7,7^{\circ}\text{C}$ no espécime restaurado com a onlay. A aplicação de jato de ar diminuiu a temperatura em 4 graus para o LEDemetron II, enquanto que o jato de água aumentou a temperatura em $15,1^{\circ}\text{C}$ para o Tutu. A temperatura diminuiu de acordo com a distância de irradiação, exceto para o LEDetron II.

Oberholzer *et al.*, (2012) avaliaram as alterações de temperatura induzidas na câmara pulpar pelos LEDs de alta potência. O aumento de temperatura ocorreu de acordo com o aumento da densidade de potência e, dentre os três LEDs testados, o que apresentou maior aumento foi o Elipar FreeLight-2 (1000mW/cm²). O modo de inserção “bulk fill” também causou um aumento na temperatura intrapulpar quando comparado ao método incremental de inserção da resina. Os autores concluíram que, apesar de o aumento de temperatura não ter sido suficiente para causar danos pulpares irreversíveis, seria mais seguro utilizar resinas que permitam a inserção incremental na cavidade.

Chang *et al.*, (2013) investigaram a temperatura de polimerização de um compósito resinoso “bulk fill” fotoativado (AeliteFlo - Bisco). Foram confeccionadas cavidades classe II em blocos de Teflon e os compósitos foram inseridos e fotoativados por uma fonte de luz LED de 1600mW/cm² (Dr'sLight - NTC) de vários modos durante 20s. A temperatura da polimerização foi mensurada com uma câmera termográfica infravermelha (Thermovision 900 SW/TE) durante 40s em pontos determinados. Os dados foram analisados de acordo com os modos de ativação e com a profundidade do sensor dentro do espécime. O pico de temperatura da polimerização da resina composta não foi afetado pelos modos de ativação. De acordo com a profundidade, o pico de temperatura nas distâncias 1mm e 3mm foi significativamente maior do que o de 4mm e na superfície. Os autores concluíram então, que na fotopolimerização da resina composta, a temperatura foi mais alta no meio da cavidade quando comparada à superfície externa ou nas paredes internas da cavidade.

Guiraldo *et al.*, (2013), avaliaram a variação de temperatura dentro da câmara pulpar quando da fotoativação de dois compósitos restauradores (Filtek P90 e Heliomolar) por uma lâmpada Halógena (XL 2500- 780mW/cm²) e um LED (Ultra-Lume 5 – 900mW/cm²) por 40s. Para a condução do experimento, foram confeccionadas cavidades de 2x2x2mm em 80 incisivos bovinos, as quais foram separadas em 8 grupos de acordo com o método de fotoativação e espessura da dentina (0,5 e 1,0mm). As resinas compostas foram utilizadas de acordo com os sistemas adesivos indicados pelos fabricantes. Todo o experimento aconteceu dentro de um ambiente controlado a 37°C. E as temperaturas foram mensuradas a partir de um termopar inserido na câmara pulpar e conectado a um termômetro

digital. Para a interação do compósito Filtek P90 com a espessura de dentina, o aumento de temperatura foi estatisticamente maior quando o remanescente dentinário era de 0.5mm ($40,07\pm 0,93^{\circ}\text{C}$) do que quando aumentava-se sua espessura para 1.0mm ($39,61\pm 0,86^{\circ}\text{C}$). Em relação à interação compósito/fonte de luz, o aumento de temperatura foi estatisticamente superior para a Filtek P90 ($39,21\pm 0,60^{\circ}\text{C}$ ativada pela lâmpada halógena e $40,47\pm 0,72^{\circ}\text{C}$ ativada pelo LED) quando comparado ao Heliomolar ($38,40\pm 0,23^{\circ}\text{C}$ e $39,30\pm 0,24^{\circ}\text{C}$). A conclusão dos autores foi que compósitos à base de silorano (P90) promovem maior aumento de temperatura intra câmara pulpar em relação aos compósitos à base de metacrilato.

Zanotti *et al.*, (2014) avaliaram a variação de temperatura na face vestibular e intra câmara pulpar gerada gerada por diferentes protocolos de clareamento em consultório. Para possibilitar as mensurações, um termopar tipo k foi utilizado na câmara pulpar e um termômetro infravermelho na face vestibular. Os espécimes foram divididos em doze grupos experimentais de acordo com a luz luz híbrida LED e laser diodo (UltraBlue), luz halógena (Spectrum Curing Light) e ultravioleta (Zoom! Lamp), e os tratamentos: sem gel clareador, Lase Peroxide (DMC), Whiteness HP Maxx (FGM) e Whiteness HP (FGM). Os maiores aumentos de temperatura foram observados nos grupos ativados com lâmpada violeta sem a utilização de gel ($5,0\pm 0,4^{\circ}\text{C}$) e com a utilização do gel Whiteness HP Maxx ($5,0\pm 1,0^{\circ}\text{C}$). O menor aumento de temperatura foi proporcionado pela luz híbrida ($1,7\pm 0,6^{\circ}\text{C}$). A temperatura externa também foi maior quando da utilização da luz ultravioleta. Desta forma os autores puderam concluir que tanto o gel clareador quanto a ativação por luz foram relevantes para o aumento de temperatura no interior da câmara pulpar e, na face vestibular, o aumento de temperatura se deu pela ativação por luz, independente do gel utilizado.

Savas *et al.*, (2014) avaliaram as alterações de temperatura na câmara pulpar durante a polimerização de quatro agentes capeadores (Ultra-Blend Plus, Calcimol LC, Biner LC, and TheraCal LC) fotoativados pelo LED VALO ($1000\text{mW}/\text{cm}^2$) em diferentes distâncias (0 e 2mm). Para cada espécime, a temperatura inicial e a máxima foram mensuradas por termopar conectado a um termômetro. Os materiais que provocaram maior ($10,58\pm 0,70^{\circ}\text{C}$) e menor ($6,32\pm 0,64^{\circ}\text{C}$) aumento de temperatura foram o Biner LC e o TheraCal LC, respectivamente. A partir dos resultados obtidos, os autores puderam concluir que todas as temperaturas

ultrapassaram o ponto crítico. A distância entre a fonte de luz e a restauração afetou o aumento da temperatura intra câmara pulpar, o TheraCal LC, uma vez que pouco alterou a temperatura intra câmara pulpar, deve ser preferencialmente utilizado nos casos de proteção indireta em cavidades profundas.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a variação da temperatura no interior da câmara pulpar em dentes bovinos ântero-inferiores em função de diferentes fontes de luz, sistema adesivo e camadas de resina composta durante a restauração das cavidades, testando as seguintes hipóteses nulas:

1. Não há variação de temperatura intra câmara pulpar em função da reação exotérmica de polimerização do sistema adesivo e da resina composta durante a fotoativação com a fonte de luz halógena.
 2. As diferentes etapas restauradoras durante o preenchimento da cavidade (sistema adesivo, primeiro, segundo e terceiro incrementos de resina composta), não irão interferir no aumento de temperatura no interior da câmara pulpar durante a fotoativação.
 3. Não há variação da temperatura em função das diferentes fontes de luz (LED de baixa potência, LED de alta potência e luz halógena).
 4. Não há variação da temperatura em função do tempo de fotoativação (0,10,20,30,40s).
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo, *in vitro*, avaliou a variação da temperatura intra câmara pulpar em dentes bovinos durante a fotoativação de um sistema adesivo e três incrementos de resina composta, por três diferentes fontes de luz (LED de alta densidade de potência, LED de baixa densidade de potência e uma luz halógena), tendo como variável de resposta a temperatura em °C.

Os grupos estudados foram divididos em 2 fatores de variação (incremento e fonte de luz) e cada fator em 3 e 4 níveis, respectivamente, demonstrados na figura1:

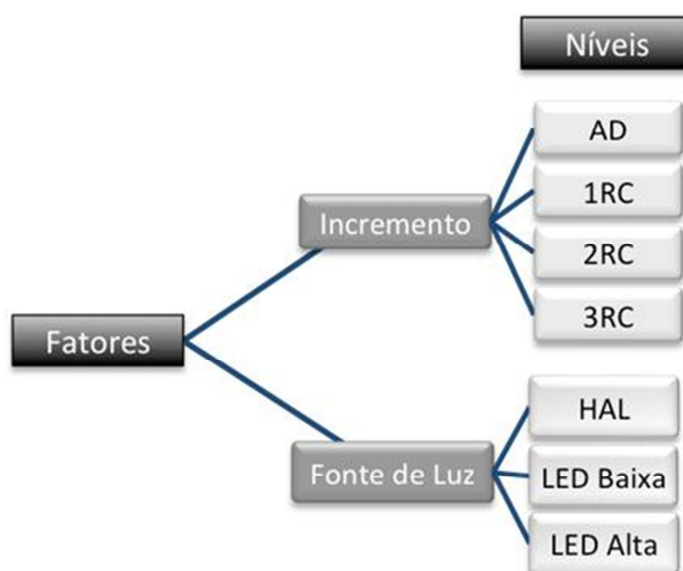


Figura 1: Delineamento experimental com a divisão dos fatores em níveis.

Incremento: Adesivo (AD), 1º incremento de resina composta (1RC), 2º incremento de resina composta (2RC), 3º incremento de resina composta (3RC),

Fonte de luz: Halógena (HAL), LED de baixa densidade de potência (LED Baixa), LED alta densidade de potência (LED Alta).

Desta forma foram estabelecidos doze grupos (n=10), de acordo com a etapa restauradora e a fonte de luz (Tabela 1).

Tabela 1. Divisão dos grupos.

GRUPOS	INCREMENTO E FONTE DE LUZ
G(1)	AD+LED Baixa
G(2)	AD+LED Alta
G(3)	AD+HAL
G(4)	1RC+ LED Baixa
G(5)	1RC+ LED Alta
G(6)	1RC+HAL
G(7)	2RC+ LED Baixa
G(8)	2RC+ LED Alta
G(9)	2RC+ HAL
G(10)	3RC+ LED Baixa
G(11)	3RC+ LED Alta
G(12)	3RC+HAL

4.1 MATERIAL

Para a condução deste estudo foram utilizados os materiais listados na Tabela 2, sua composição na Tabela 3 e sua apresentação comercial na Figura 2.

Tabela 2. Material, nome comercial e fabricante.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Resina Composta	Filtek Z250	3M/ESPE (St. Paul, MN, EUA)
Ácido Fosfórico	Condicionador Dental Gel	Dentsply Caulk (Petrópolis, SP, BR)
Primer	Adper Scotchbond Multi-Purpose Primer (SBMP)	3M/ESPE (St. Paul, MN, EUA)
Adesivo	Adper Scotchbond Multi-Purpose Adhesive (SBMP)	3M/ESPE (St. Paul, MN, EUA)
Pasta térmica	Pasta térmica	Implastec Eletroquímica (Votorantim, SP, BR)

Tabela 3. Composição dos materiais

MATERIAL	COMPOSIÇÃO
Filtek Z250 XT	Bis-GMA, UDMA, BISEMA, partículas de zircônia-sílica
Ácido Fosfórico	Ácido fosfórico 37%, sílica coloidal, surfactante e corante
Primer (SBMP)	Água, HEMA, Copolímero de ácido acrílico e itacônico
Adesivo (SBMP)	Bis-GMA, HEMA, Antimônio Trifenil
Pasta térmica	Silicone de alto peso molecular



Figura 2: Apresentação comercial dos materiais. a) Sistema adesivo e resina composta, b) pasta térmica.

As fontes de luz utilizadas para fotoativação durante o procedimento restaurador, e suas respectivas densidades de potência estão listadas na Tabela 4.

Tabela 4. Fontes de Luz

NOME COMERCIAL	FONTE DE LUZ	FABRICANTE	DENSIDADE DE POTÊNCIA
Helipar 2500	Halógena	3M/ESPE St. Paul, MN, EUA	755mW/cm ²
LD MAX	LED	Gnatus, Ribeirão Preto, SP	400mW/cm ²
VALO	LED	Ultradent, South Jordan, UT	1500mW/cm ²

4.2 Métodos**4.2.1 Confeção dos corpos de prova**

Foram selecionados dez incisivos bovinos ântero-inferiores hígidos, com tamanhos e formatos semelhantes. Os dentes foram mantidos submersos em uma solução de Timol a 0,1% até o momento da utilização (não excedendo seis meses). No dia do experimento, foi realizada profilaxia com escova tipo Robson e pedra pomes com água.

Depois de limpos, os dentes foram seccionados na porção radicular, aproximadamente 3mm além da junção amelocementária. Para a secção foi utilizada uma ponta diamantada cônica nº3081 (KG Sorensen – Barueri, SP, BR).em alta rotação sob refrigeração. O canal radicular foi ampliado com a mesma ponta diamantada em alta rotação sob refrigeração para facilitar a introdução da pasta térmica (Implastec Electroquímica, Votorantim – SP, BR) e o sensor do termômetro termopar tipo K dentro da câmara pulpar. Depois de seccionados, a câmara pulpar e o remanescente radicular dos espécimes foram limpos por meio de irrigação com solução fisiológica.

4.2.2 Abertura coronária

A abertura coronária na face palatina (Figura 3) de cada espécime foi confeccionada para possibilitar a inserção do especímetro (GOLGRAN, São Caetano do Sul - SP, BR), utilizado na padronização da espessura remanescente de dentina. A perfuração foi realizada no centro da face palatina com ponta diamantada esférica nº 1014 (KG Sorensen - Barueri, SP, BR). A remoção do teto da câmara com ponta diamantada cônica de extremo inativo nº 3081 (KG Sorensen Barueri), ambas sob refrigeração (figura 3).



Figura 3: Abertura coronária palatina

4.2.3 Preparo das cavidades

As cavidades retangulares, com dimensões padronizadas de 10.0 x 8.0 mm foram confeccionadas na face vestibular dos dentes. Após a medição e demarcação com uma ponta de grafite, uma canaleta periférica foi confeccionada com ponta diamantada cilíndrica de extremo plano nº 1095 (KG Sorensen, Barueri - SP, BR) (Figura 4a). A parede axial foi planificada com ponta diamantada tronco cônica invertida nº 1035 (KG Sorensen, Barueri, SP - Brasil) (Figura 4b). Durante a planificação da parede pulpar, a quantidade de desgaste foi aferida e controlada com especímetro de Iwanson (GOLGRAN, São Caetano do Sul - SP, BR), inserido na abertura coronária e na cavidade vestibular do espécime (Martins *et al.*, 2006), em três terços: cervical, médio, incisal) (Figura 4c). A espessura remanescente de dentina na parede axial foi padronizada em 1,0 mm (Hannig e Bott, 1999; Martins *et al.*, 2006).

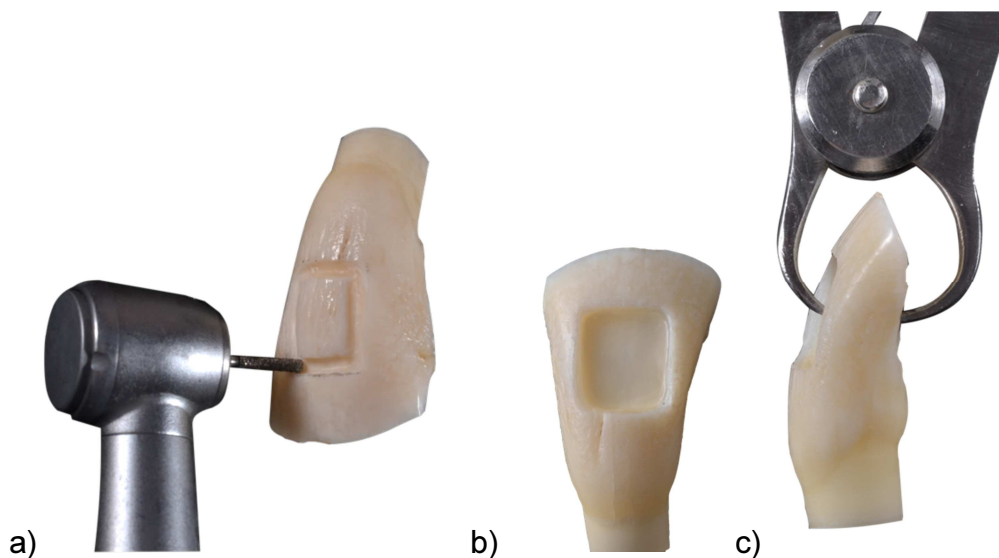


Figura 4: Preparo das cavidades. a) Canaleta periférica, b) parede axial planificada, c) medição da espessura dentina da parede axial.

4.2.4 Restauração da abertura coronária palatina

Após a utilização do especímetro para padronização da espessura do remanescente dentinário da parede axial, a abertura coronária palatina foi restaurada com resina composta para evitar o extravasamento da pasta térmica que iria preencher toda a câmara pulpar durante as aferições de temperatura.

Essa restauração foi confeccionada de acordo com as recomendações do fabricante, com condicionamento ácido do esmalte por 30s seguido da rinsagem e secagem do substrato. O adesivo foi aplicado com um minipincel descartável (KGBrush - KG Sorensen, Barueri - SP, BR) sob fricção, a evaporação foi feita por 5s e a polimerização com lâmpada halógena (Helipar 2500 – 3M ESPE - St. Paul, MN, EUA) por 40s.

A inserção de resina composta (Filtek Z250 – 3M ESPE - St. Paul, MN, EUA) ocorreu em uma única etapa, selando a cavidade sem que o material restaurador invadisse a câmara pulpar. A polimerização desta resina ocorreu por 40s com a mesma lâmpada halógena citada anteriormente.

4.2.5 Inserção da pasta térmica

A pasta térmica (Implastec Eletroquímica – Votorantin, SP) foi inserida com uma seringa plástica descartável (Figura 5), preenchendo toda a câmara pulpar até extravasamento da pasta pelo remanescente radicular.

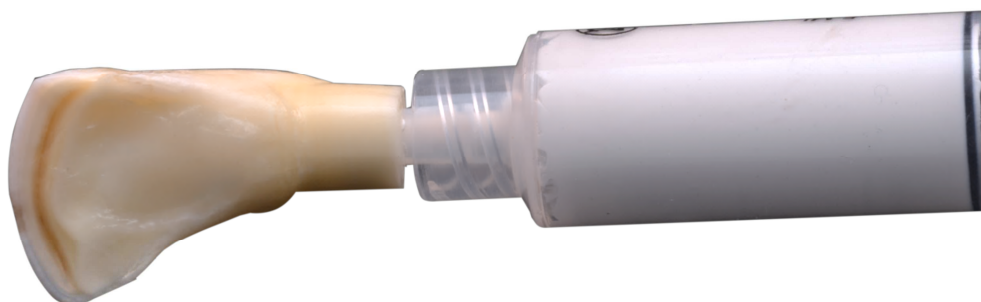


Figura 5: Inserção da pasta térmica.

4.2.6 Aferição da temperatura

A cuba térmica (BIO PDI – São Carlos, SP, Brasil) foi ligada e programada para manter a temperatura constante da água em $37 \pm 1^\circ\text{C}$ (Shortall e Harrington, 1998; Hannig e Bott, 1999; Yazici *et al.*, 2006) e os espécimes fixos a uma presilha (Figura 6).

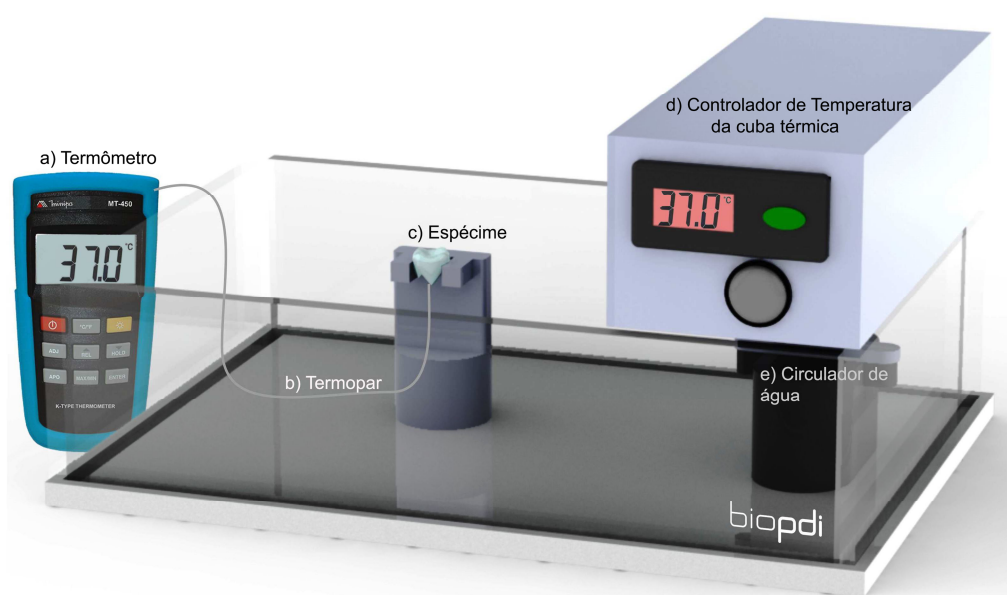


Figura 6: Desenho esquemático da cuba térmica. a) Termômetro, b) Termopar, c) Espécime, d) Controlador de temperatura, e) Circulador de água.

A aferição da variação de temperatura intra-câmara pulpar foi feita através de um sensor de termômetro termopar tipo K, conectado a um termômetro CPM-45 (Contemp – São Caetano do Sul, SP, BR), o termopar foi introduzido dentro da câmara pulpar e colocado na parte central desta (Figura 7), em contato com a parede dentinária axial interna (Schneider. *et al.*, 2005). A posição do sensor foi confirmada por transparência devido à pequena espessura de dentina remanescente, permanecendo no centro da cavidade. No interior da câmara pulpar foi aplicada a pasta térmica, a fim de permitir a transferência de calor das paredes dentárias para o sensor do termopar. A porção radicular do dente foi presa a um dispositivo (presilha), com a finalidade de estabilizar os espécimes mantendo a porção radicular imersa em água e facilitar a inserção e fotoativação do material restaurador (Figura 6).

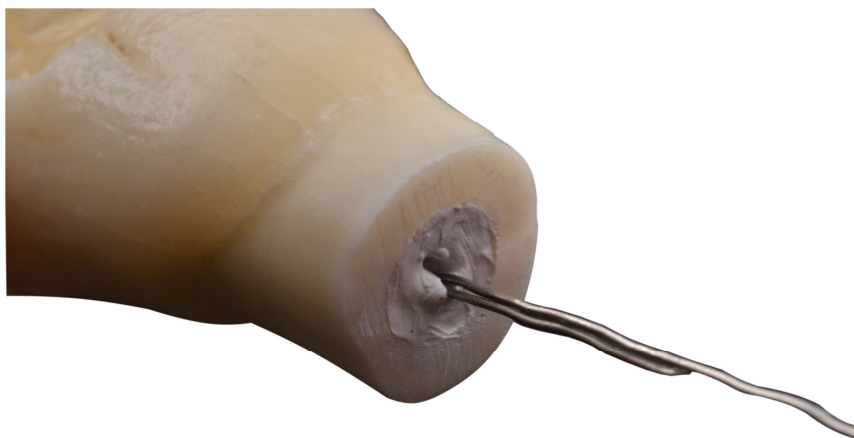


Figura 7: Introdução do sensor no interior da câmara pulpar preenchida com a pasta térmica.

As mensurações de temperatura aconteceram em cinco tempos: previamente à fotoativação, após 10s, 20s, 30s e 40s durante a irradiação com as fontes de luz.

Todas as etapas desde o preparo cavitário, restauração e aferição da temperatura foram efetuadas pelo mesmo operador.

4.2.7 Confeção das restaurações

As restaurações foram confeccionadas de acordo com as recomendações do fabricante. Sendo assim, iniciou-se pelo condicionamento ácido da dentina por 15s com ácido fosfórico. Após a lavagem e secagem do substrato o primer foi aplicado e evaporado por 5s, seguido da aplicação e fotoativação do adesivo.

Após esta etapa, foram inseridos e adaptados os incrementos resina composta de 1mm. A inserção e adaptação ocorreu com uma espátula Suprafill (SS White, Rio de Janeiro – RJ, BR). A altura destes incrementos foi conferida com sonda milimetrada (GOLGRAN, São Caetano do Sul - SP, BR) em três pontos da restauração: na região cervical, no centro e na região incisal (Figura 8).

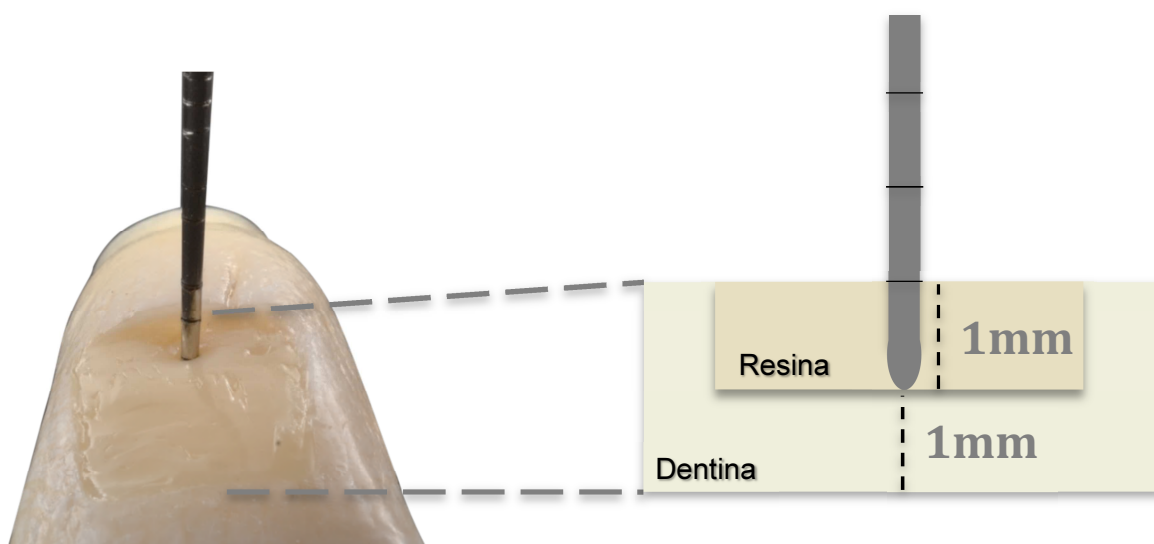


Figura 8: Mensuração da altura do incremento com sonda milimetrada.

A fotoativação do adesivo e dos incrementos de resina composta ocorreram sempre na mesma sequência e serão citadas a seguir:

4.2.8 Fotoativação

Antes de se iniciar as fotoativações, a densidade de potência das fontes de luz foi mensurada com radiômetro RD-7 (Ecel, Ribeirão Preto – SP, BR).

A fotoativação do adesivo e dos incrementos de resina composta ocorreu da seguinte maneira:

- a) A primeira fotoativação do adesivo e dos incrementos de resina composta foi realizada com luz halógena Elipar 2500 (3M/ESPE - St. Paul, MN, EUA) no modo contínuo durante 40s com densidade de potência de $755\text{mW}/\text{cm}^2$. A ponta do fotopolimerizador foi posicionada o mais próximo possível da superfície.
- b) Após o retorno e estabilização da temperatura em $37\pm 1^\circ\text{C}$, a segunda fotoativação foi realizada sobre o mesmo espécime, com o LED LD Max (Gnatus – Ribeirão Preto, SP, BR) no modo contínuo durante 40s com densidade de potência de $400\text{mW}/\text{cm}^2$. A camada de adesivo ou da resina composta previamente polimerizada, eram protegidas por uma tira de poliéster (Figura 9) e então as pontas das fontes de luz eram encostadas no espécime.
- c) Após o retorno e estabilização da temperatura em $37\pm 1^\circ\text{C}$, a terceira fotoativação foi realizada sobre o mesmo espécime, com o LED VALO (Ultradent, South Jordan, UT) no modo contínuo durante 40s com densidade de potência $1500\text{mW}/\text{cm}^2$. Neste método de fotoativação, a tira de poliéster também permaneceu interposta entre a ponta do aparelho de luz e a camada de adesivo ou de resina composta.
- d) Após o retorno e estabilização da temperatura em $37\pm 1^\circ\text{C}$, a quarta fotoativação aconteceu com a Luz halógena Elipar 2500 (3M/ESPE - St. Paul, MN, EUA) no modo contínuo durante 40s com densidade de potência de $755\text{mW}/\text{cm}^2$, permanecendo a ponta do aparelho em contato com a tira de poliéster, seguindo o mesmo padrão de posicionamento utilizado na fotoativação com os LEDs.

Após a utilização consecutiva de todas as fontes de luz citadas, outro incremento de 1mm era inserido, acomodado e fotoativado da mesma forma até que fossem obtidos os três incrementos e as variações de temperatura (Figura 10).

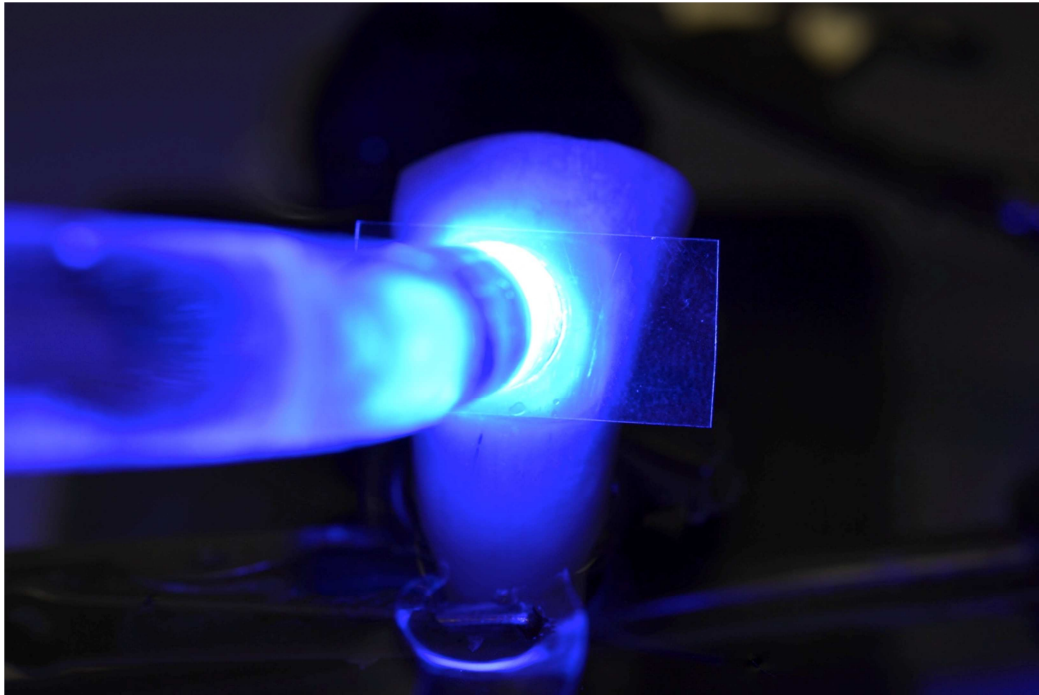


Figura 9: Fotoativação utilizando a tira de poliéster.

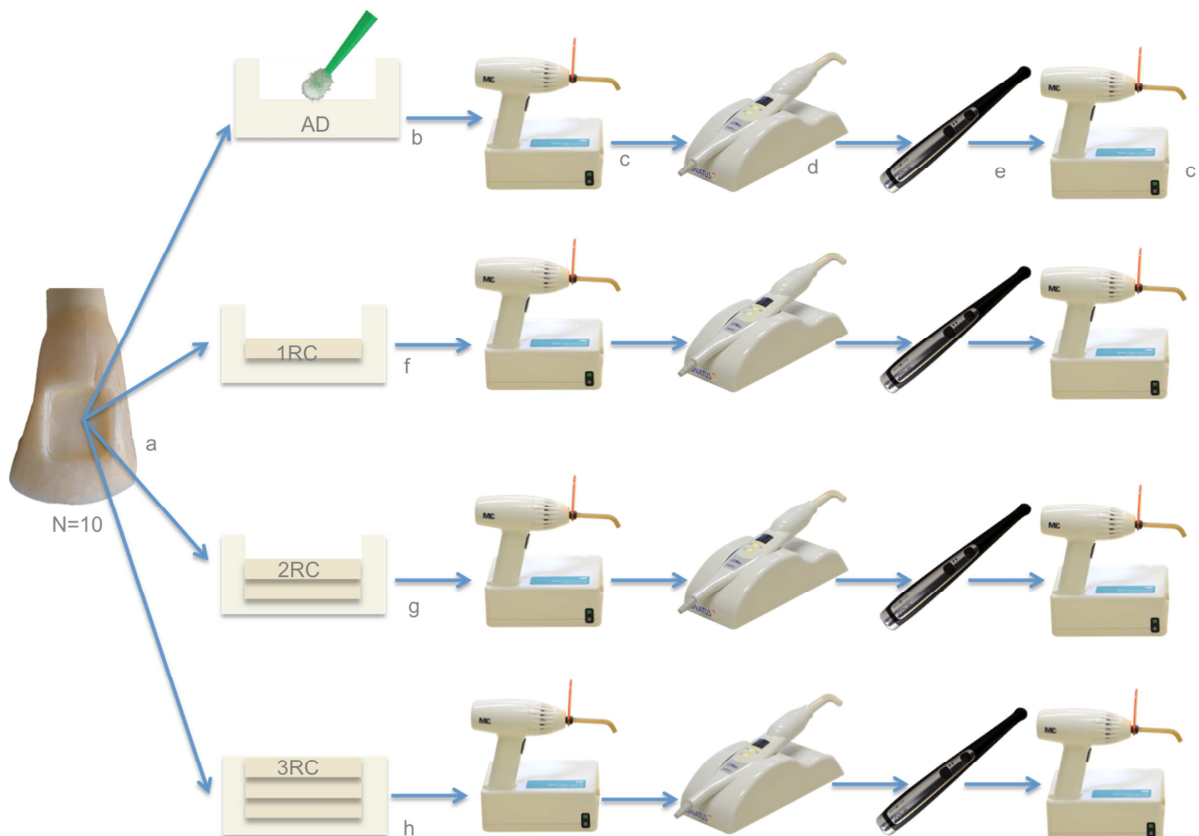


Figura 10: Esquema dos incrementos, das fontes de luz e ordem das fotoativações. Espécime preparado com a cavidade de 8x10mm (a), aplicação do sistema adesivo (b), fonte de luz halógena (c), LED de baixa densidade de potência (d), LED de alta densidade de potência (e), 1^o incremento de resina composta (f), 2^o incremento de resina composta (g), 3^o incremento de resina composta (h).

A determinação da reação exotérmica de polimerização do sistema adesivo e dos incrementos de resina composta foi obtida por meio da comparação das médias de temperatura quando da ativação dos compósitos não polimerizados e polimerizados. Esta análise foi realizada a partir da comparação dos valores das médias de temperatura da primeira fotoativação com a luz halógena sob resina não polimerizada e o uso novamente desta luz sob resina já polimerizada após a utilização das outras fontes de luz (LED de baixa densidade de potência e LED de alta densidade de potência).

4.3 Análise estatística

Os resultados foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk e, demonstrando amostra normal foi aplicado o teste paramétrico de análise de variância de medidas repetidas a um critério (ANOVA), considerando $p < 0,05$. Nos casos onde foram detectadas diferenças estatisticamente significantes, o teste de Tukey foi utilizado para comparação entre grupos com $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

5 REULTADOS

Os resultados obtidos fora submetidos a análise de variância de medidas repetidas a um critério (ANOVA), demonstrando haver diferenças estatisticamente significantes entre o aumento de temperatura causado pelas diferentes fontes de luz avaliadas e as etapas restauradoras ($p < 0,05$). Portanto, tornou-se necessária a aplicação do teste de Tukey para comparação entre os grupos avaliados ($p < 0,05$).

5.1 Reação exotérmica do sistema adesivo e da resina composta.

Os resultados da primeira fotoativação realizada com a luz halógena sob a resina composta não polimerizada (HAL 1), quando comparada com a fotoativação posterior com a mesma fonte de luz (HAL 2) sob a resina já polimerizada, proporcionaram variações de temperatura significantes para os incrementos de resina composta, enquanto o sistema adesivo não apresentou variação de temperatura significante (Tabela 5).

Tabela 5. Médias e desvio padrão dos valores de temperatura (°C) dos dois tempos da fotoativação com a luz halógena.

Incrementos Fonte de Luz	Adesivo	1 RC	2 RC	3 RC
	HAL 1	40,93±0,92 ^a	40,50±0,21 ^a	39,14±0,54 ^a
HAL 2	40,69±0,21 ^a	39,37±0,16 ^b	38,32±0,43 ^b	37,94±0,23 ^b

*Letras diferentes na mesma coluna indicam diferenças estatisticamente significantes $p < 0,05$ (fator luz).

5.2 Variação da temperatura intra câmara pulpar em função das fontes de luz empregadas, etapas restauradoras e tempo de fotoativação.

As médias dos valores de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) proporcionadas pelas três fontes de luz, nas quatro etapas restauradoras em função dos tempos de fotoativação (0, 10, 20 30 e 40 s), encontram-se representadas no gráfico da figura 11.

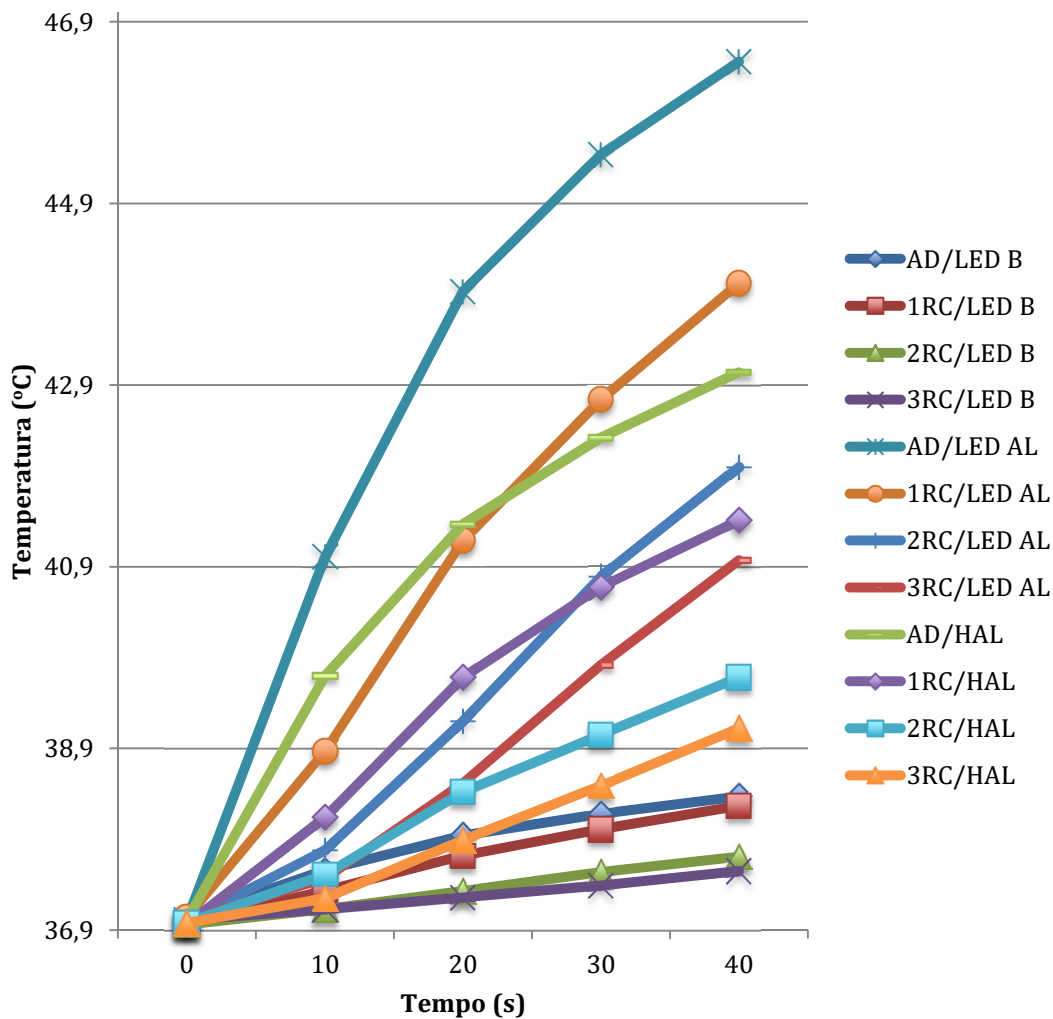


Figura 11: Ilustração gráfica das médias de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) nos fatores etapa restauradora e tempo para as três fontes de luz.

5.3 Variação da temperatura intra câmara pulpar em função das fontes de luz empregadas e etapas restauradoras

As médias dos valores de temperatura (°C) e desvio padrão, nos 40s de fotoativação com a três fontes de luz, com a análise estatística para comparação entre grupos* ($p < 0,05$), encontram-se descritas na tabela 6 e representadas graficamente na figura 12.

Tabela 6. Médias e desvio padrão dos valores de temperatura (°C) das três fontes de luz empregadas em função da quatro etapas restauradoras (40 s de fotoativação) .

Incrementos Fonte de Luz	Adesivo	1 RC	2 RC	3 RC
LED Baixa 400mW/cm² (Optilight Max LD – Gnatus)	37,81±0,12^{aA}	37,66±0,11^{aB}	37,33±0,10^{aC}	37,26±0,11^{aC}
LED Alta 1500mW/cm² (VALO- Ultradent)	42,78±1,56^{cA}	40,77±0,76^{cB}	39,35±0,69^{cC}	38,75±0,42^{cC}
Halógena 755mW/cm² (XL 3000-3M/ESPE)	40,68±0,67^{bA}	39,37±0,50^{bB}	38,32±0,44^{bC}	37,94±0,23^{bC}

*Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferenças estatisticamente significantes $p < 0,05$ (fator fonte de luz).

*Letras maiúsculas na mesma linha indicam diferenças estatisticamente significantes $p < 0,05$ (fator incremento).

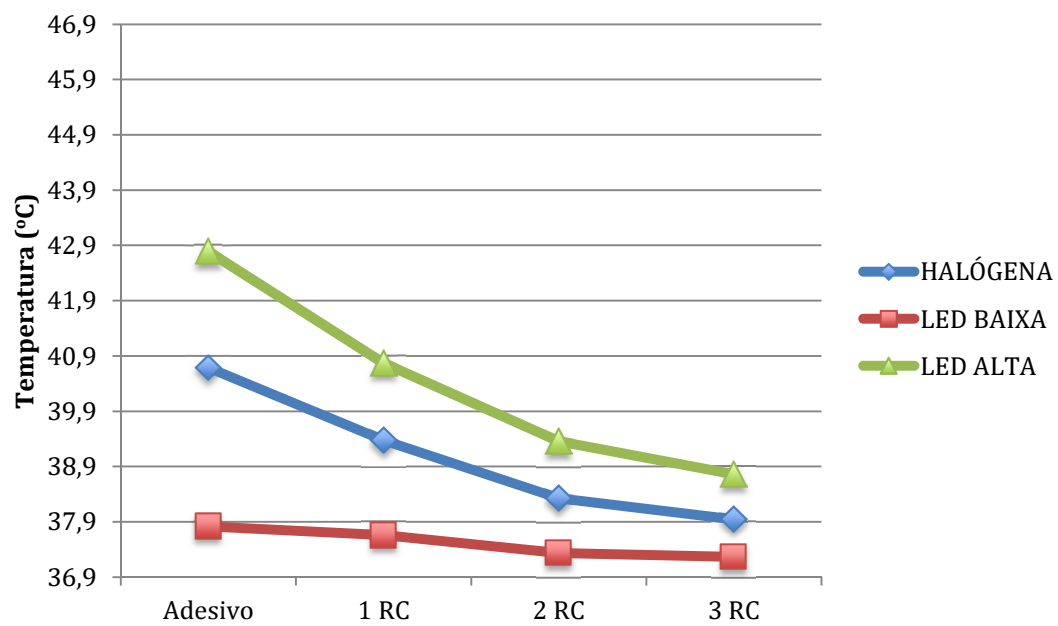


Figura 12: Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) dos fatores fonte de luz e etapas restauradoras.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 DISCUSSÃO DA METODOLOGIA

As resinas composta polimerizáveis são amplamente utilizadas, uma vez que possuem melhores propriedades estéticas, físicas, químicas e mecânicas quando comparadas com as resinas compostas autopolimerizáveis. Porém, a fotoativação destes sistemas restauradores adesivos pode gerar aumento da temperatura podendo causar alguns danos à polpa dental (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988).

De maneira geral, o clínico não tem conhecimento sobre as consequências do aumento da temperatura gerado durante a fotoativação dos compósitos e muito menos que isto pode influenciar não só na sensibilidade pós-operatória, mas principalmente na injúria da polpa (Knezevic *et al.*, 2005). Mesmo variando a intensidade e o tempo de fotoativação na polimerização dos compósitos, as fontes de luz ainda são consideradas como as mais significantes fontes geradoras de calor durante a confecção das restaurações (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988; Hansen e Asmussen, 1993; Nomoto, 1997; Bagis *et al.*, 2008).

As fontes de luz podem diferir na densidade de potência na ponta de saída e esta pode variar de menos de 200 a mais de 2000mW/cm² (Lloyd *et al.*, 1986). Feilzer *et al.* (1995) consideram equipamentos de 250mW/cm² como de baixa densidade de potência e aparelhos com 650mW/cm² ou mais como de alta densidade de potência (Lloyd *et al.*, 1986; Feilzer *et al.*, 1995; Jandt e Mills, 2013). No presente estudo foram utilizados aparelhos de luz halógena e LEDs com densidade de potência variando entre 400 e 1500mW/cm². Estes tipos de fonte de luz foram escolhidos por serem mais comumente utilizados no mercado.

Por outro lado, a utilização de menores densidades de potência, como a de 200 mW/cm² pode proporcionar menor aumento de temperatura mas, adversamente, formar estruturas poliméricas finais possivelmente mais frágeis, em detrimento de ligações cruzadas e estruturas ramificadas, com possíveis implicações nas características físico-químicas e mecânicas das restaurações. Desta forma, é grande a preocupação do emprego de baixos valores de densidade de potência associado a

este material, especialmente sobre a possível influência negativa no grau de conversão e propriedades mecânicas finais, caracterizando uma resina subpolimerizada (Baseggio, 2011).

O crescente aumento da indicação do uso de aparelhos LED de alta intensidade se justifica pela sugestão de reduzir o tempo de fotoativação dos compósitos (Jakubinek *et al.*, 2008; Randolph *et al.*, 2014), diminuindo a hora clínica para a realização das restaurações (Baseggio, 2011). Porém, a maior velocidade de polimerização pode reduzir as propriedades físico-químico-mecânicas do material restaurador, além de promover maiores aumentos da temperatura intra câmara pulpar (Asmussen e Peutzfeldt, 2005; Yazici *et al.*, 2006; Millen *et al.*, 2007), como também observado no presente estudo.

Apesar de a aplicação de altas densidades de potência poderem ser associadas à melhora nas propriedades mecânicas do material, deve-se ressaltar a possibilidade negativa que a aplicação destas irradiâncias pode inferir no comportamento viscoelástico dos sistemas adesivos e resinas compostas (Baseggio, 2011; Ferracane, 2011; Rodrigues, 2011). Além disto, o aumento da intensidade da luz pode elevar a temperatura durante a polimerização, devido a maior energia de radiação fornecida pelo aparelho fotoativador (Hansen e Asmussen, 1993).

Segundo Masutani *et al.* (1988) diferentes resinas compostas fotoativadas pelas mesmas fonte de luz podem gerar diferentes aumentos de temperatura, devido às concentrações diversas dos reagentes em cada material. Também pode haver desigualdade nos níveis de penetração da luz, dependendo do nível de absorção do material e reflexão da luz proporcionada pelas partículas de carga. Por este motivo foi padronizado o uso de uma resina composta Filtek Z250, microhíbrida de cor A2 corpo, e por ser um compósito amplamente utilizado no mercado.

Outro fator que pode influenciar o aumento de temperatura intra câmara pulpar é a espessura da dentina remanescente e, no presente estudo, a mesma foi padronizada em 1mm (Pameijer *et al.*, 1991; Hannig e Bott, 1999; Daronch *et al.*, 2007; Choi *et al.*, 2014; Savas *et al.*, 2014), simulando uma situação clínica crítica de cavidade profunda. A aferição desta feita através do especímetro inserido na câmara pulpar e na parte vestibular, metodologia esta utilizada também por

Martins *et al.* (2006).

Em geral, considera-se que quanto maior a espessura da dentina remanescente, menor será o aumento da temperatura. Alguns autores investigaram o efeito dos modos de polimerização por diversas fontes de luz no aumento da temperatura pulpar em correspondência com a espessura remanescente de dentina de 1 mm, 2 mm e 3 mm. Ambos os estudos relataram uma proporção inversa na diminuição da temperatura na câmara pulpar com o aumento da espessura da dentina remanescente (Tjan e Dunn, 1988; Yazici *et al.*, 2006).

No presente estudo, a padronização da espessura da dentina em 1mm aconteceu para simular a situação mais crítica possível, assim como foi demonstrado no estudo de Yazici,2006 (Yazici *et al.*, 2006), mesmo que exista a evidência da necessidade do uso de materiais de forramento nestas cavidades, bem como a eleição de aparelhos com menor densidade de potência para a fotoativação (Shortall e Harrington, 1998).

Após o preenchimento do espécime com a pasta térmica, a porção radicular do dente foi submersa no recipiente contendo água circulando a 37°C ($\pm 1^\circ\text{C}$), elevando a temperatura da câmara pulpar ao mesmo nível (Shortall e Harrington, 1998; Hannig e Bott, 1999; Stewardson *et al.*, 2004; Yazici *et al.*, 2006; Choi *et al.*, 2014; Randolph *et al.*, 2014; Savas *et al.*, 2014). Esta pasta permite a transferência de calor das paredes dentárias para o sensor do termopar, substituindo o tecido pulpar. Foi desenvolvida para permitir um perfeito acoplamento e eliminar o ar entre as montagens, aumentando o desempenho térmico do sistema gerador de calor. Pastas térmicas similares a esta foram utilizadas em outros estudos (Hannig e Bott, 1999; Eldeniz *et al.*, 2004; Zhang *et al.*, 2007; Chiodera *et al.*, 2009).

A metodologia utilizada neste estudo foi empregada em pesquisas anteriores (Hannig e Bott, 1999; Stewardson *et al.*, 2004; Martins *et al.*, 2006; Yazici *et al.*, 2006; Randolph *et al.*, 2014; Savas *et al.*, 2014; Zanotti *et al.*, 2014) e o uso de termopares inseridos na câmara pulpar de incisivos bovinos tem se mostrado confiável e preciso, comparando-se aos resultados obtidos com dentes humanos (Ohmoto *et al.*, 1994; Cavalcanti *et al.*, 2003).

No presente estudo, foi utilizado um termômetro digital com termopar tipo K com um braço negativo de níquel-cromo e um braço positivo níquel-alumínio. A mudança de temperatura entre as duas ligas metálicas produz uma voltagem proporcional ao aumento de temperatura. Vários estudos empregaram a mesma tecnologia utilizada no presente estudo (Hannig e Bott, 1999; Baik *et al.*, 2001; Yazici *et al.*, 2006; Daronch *et al.*, 2007; Randolph *et al.*, 2014; Zanotti *et al.*, 2014).

A espessura ideal de cada incremento de resina deve ser de 1 a 2mm (Rueggeberg *et al.*, 1994). Desta forma, alguns autores relatam que uma quantidade reduzida de compósito e/ou uma unidade de baixa intensidade de luz produziriam menor estresse térmico sobre os tecidos pulpares e que seria mais adequada para a técnica incremental, possibilitando menor aumento de temperatura (Masutani *et al.*, 1988; Uhl *et al.*, 2003). No presente estudo, foram utilizados 3 incrementos consecutivos de 1mm de resina composta e o aumento da temperatura foi maior quando a espessura de resina composta era menor, corroborando com os resultados de Shortall, 1998, Yazici, 2001, Shneider, 2005, Loney, 2006 e Choi, 2014 (Shortall e Harrington, 1998 #15; Loney e Price, 2001; Schneider. *et al.*, 2005; Yazici *et al.*, 2006; Choi *et al.*, 2014).

Em relação ao posicionamento da fonte de luz, recomenda-se que a ponta do aparelho deve ser colocada o mais próximo possível da superfície pois, teoricamente, a intensidade da luz diminui no valor do quadrado inverso da distância entre a fonte e o incremento de resina composta (Samuel *et al.*, 1992). Desta forma, a ponta das fontes de luz foi posicionada em contato com uma tira de poliéster apoiada na superfície, com o intuito de simular uma situação crítica. Savas *et al.*, (2014), posicionaram a ponta do aparelho fotopolimerizador de luz visível sobre as resinas, encostando-se à tira matriz de poliéster que as protegia e ativando-as por 20, 40 e 60s . Outros autores defendem que não é prudente colocar fontes de luz com alta intensidade em contato direto com o substrato dentinário (Loney e Price, 2001). Neste estudo optou-se pelo contato da ponta da fonte de luz com o substrado na intenção de simular a situação mais crítica possível.

6.2 REAÇÃO EXOTÉRMICA

A variação térmica intra câmara pulpar determinada durante os procedimentos restauradores estéticos empregando as resinas compostas, depende da densidade de potência da fonte fotopolimerizadora e da espessura do remanescente dental. No entanto a reação exotérmica de polimerização também deve ser considerada (Lloyd *et al.*, 1986; Smail *et al.*, 1988; Shortall e Harrington, 1998; Savas *et al.*, 2014). Os valores de temperatura obtidos durante a primeira fotoativação dos incrementos de resina composta com a luz halógena foram excluídos da avaliação entre as fontes de luz a fim de eliminar esta variável. As diferenças significantes observadas entre as temperaturas aferidas durante a polimerização dos incrementos de resina composta e durante a fotoativação dos mesmos incrementos já polimerizados, caracteriza o aquecimento gerado pela reação exotérmica da resina composta utilizada (Tabela 5).

O sistema adesivo avaliado, provavelmente pela pequena espessura da película do adesivo formada (camada híbrida), não apresentou aumento significativo da temperatura média (reação exotérmica), sem diferenças estatisticamente significantes entre as duas fotoativações avaliadas. Diferentemente do sistema adesivo, a polimerização dos três incrementos da resina composta avaliada determinaram diferenças estatisticamente significantes entre as médias de temperatura observadas nas duas fotoativações (HAL1 e HAL2), caracterizando a reação exotérmica de polimerização da resina composta (Hussey *et al.*, 1995; Shortall e Harrington, 1998; Godoy, 2007).

6.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Temperaturas excedendo 42,5°C foram relatadas por Hannig & Bott (1999) quando estudaram o efeito de diferentes unidades fotoativadoras na temperatura que atingia a câmara pulpar, durante a polimerização de compósitos (Hannig e Bott, 1999). Neste experimento, durante a fotoativação do sistema adesivo com o LED de alta potência, a temperatura máxima chegou a 49,7°C (anexo). No trabalho de Yazici 2006, o LED proporcionou menor aumento de temperatura, mas isso pode ter

acontecido pelo fato desta fonte de luz ter uma densidade de potência de 400mW/cm^2 (Yazici *et al.*, 2006), semelhante aos resultados do presente estudo quando do uso do LED de baixa densidade de potência. Choi *et al.*, (2014), comparando as potências das fontes de luz com o aumento de temperatura, demonstraram que aquelas que apresentavam maior densidade de potência provocaram maior aquecimento, corroborando os resultados aqui descritos.

Mesmo o compósito tendo reduzido o aumento de temperatura causado pela fonte de luz, ainda assim, para o LED de alta e em algumas situações com a luz halógena, o aquecimento ultrapassou o valor de temperatura considerado crítico para a polpa (Zach e Cohen, 1965), da mesma forma como encontrado no estudo de Smail, 1988 (Smail *et al.*, 1988).

Estudos clássicos, desde a década de 50 já demonstravam a preocupação da aplicação de calor na polpa dentária bem como suas consequências (Lisanti e Zander, 1952; Zach e Cohen, 1965). Ambos os autores concluíram que o aumento da temperatura intra câmara pulpar gera inflamação no tecido pulpar.

Alguns estudos (Martins *et al.*, 2006) não encontraram diferença entre as temperaturas geradas durante a fotoativação do sistema adesivo e dos incrementos de resina por um laser de argônio e uma luz halógena. Fato que não aconteceu no presente estudo, pois todas as fontes de luz proporcionaram aumento de temperatura, independente da etapa restauradora. Este resultado deve ter ocorrido devido à íntima proximidade do adesivo com a câmara pulpar e sua espessura e opacidade reduzida, em comparação aos incrementos de resina composta. Maiores valores de temperatura durante a fotoativação do adesivo também foram encontrados nos estudos de Guiraldo (2005) e Millen *et al.* (2007).

Outro fator que pode ser observado é que o aumento de temperatura foi influenciado pelo equipamento de fotoativação, tendo o LED de alta densidade de potência apresentado maiores valores de temperatura em comparação à luz Halógena e ao LED de baixa durante o procedimento restaurador, confirmando os resultados obtidos em outros estudos (Godoy, 2007; Bagis *et al.*, 2008; Durey *et al.*, 2008; Choi *et al.*, 2014) Isso pode ser decorrente ao fato de que o aparelho LED emite comprimento de onda mais específico e mais próximo do espectro de

absorção da canforoquinona do que a luz halógena (Burgess *et al.*, 2002). No caso do LED, praticamente 100% da energia emitida é convertida na ativação do fotoiniciador canforoquinona, já na lâmpada halógena, cerca de 80% da energia acaba sendo dissipada e apenas pequena fração efetivamente participa da polimerização do compósito (Kurachi *et al.*, 2001).

Alguns autores (Peutzfeldt e Asmussen, 2005), no intuito de evitar o aumento de temperatura, estudaram o grau de conversão de compósitos ativados por fonte de luz de alta densidade de potência por um menor tempo. E, diferentemente do que se espera, altas densidades de potência não contribuem necessariamente para um aumento significativo no grau de conversão. Sendo que o aumento da temperatura em tempos de cura curtos é concomitante ao aumento do estresse e do grau de conversão (Randolph *et al.*, 2014).

O tempo de fotoativação ainda é controverso e existe em geral a indicação de 20s pelos fabricantes e 40 e 60s por outros autores (Li *et al.*, 1985; De Backer e Dermaut, 1986; Pilo *et al.*, 1999; Sharkey *et al.*, 2001), sendo os primeiros 10s fundamentais para a absorção de fótons pelo agente iniciador (Chen *et al.*, 2007). Uma polimerização insuficiente pode estar relacionada a um tempo diminuído de exposição da resina composta à fonte de luz (Asmussen, 1982; Rueggeberg e Jordan, 1993; Van Noort, 1994; Ferracane *et al.*, 1997; Kurachi *et al.*, 2001). Desta forma, independente da densidade de potência dos aparelhos fotopolimerizadores, os tempos de irradiação dos espécimes foram padronizados para que todos recebessem uma quantidade mínima de energia.

Quando se comparou as médias de temperatura entre os incrementos já polimerizados, existiram diferenças estatisticamente significantes. Estes materiais podem ter funcionado como estrutura dispersiva do calor, dificultando ou impedindo que o calor produzido (reação+luz) atingisse a câmara pulpar com maior eficiência. Resultados semelhantes foram encontrados em estudos de Smail (1988) e Schneider (2005) (c).

No entanto, tempos de irradiação mais longos podem induzir sobre aquecimento, sem qualquer alteração perceptível na conversão. Da mesma forma, segundo Leprince *et al.* (2010) o aumento de 20 a 40s não resultou em aumento do

grau de conversão para compósitos à base de canforoquinona, mas foi observado um aumento de temperatura quase duas vezes maior. No presente estudo, o tempo de fotoativação de 40s foi padronizado para que os espécimes recebessem uma quantidade mínima de energia e também para haver a possibilidade de se comparar o aumento de temperatura causado pelas diferentes fontes de luz no mesmo intervalo de tempo.

No presente estudo, mesmo em períodos de tempo mais curtos, o LED de alta densidade de potência ($1500\text{mW}/\text{cm}^2$) foi capaz de induzir relevantes aumentos de temperatura intra câmara pulpar (Anexo 1). Sobre o uso de fonte de luz de alta intensidade, alguns autores concluíram que esses fotoativadores devem ser utilizados com cautela, uma vez que, com a diminuição do tempo de fotoativação indicados pelos fabricantes, poderia haver redução das propriedades mecânicas dos compósitos restauradores e diminuição da vida útil dessas restaurações (Peutzfeldt *et al.*, 2000; Savas *et al.*, 2014). Com o aumento do tempo de exposição empregando estes equipamentos, pode determinar aumento de temperatura deletério ao órgão pulpar acima de $5,5^\circ\text{C}$ (Zach e Cohen, 1965), fato que ocorreu em inúmeros momentos deste presente estudo *in vitro*.

Tendo em vista a complexidade da avaliação da temperatura, outros estudos seriam necessários para complementar as informações obtidas neste trabalho, uma vez que a extensão da lesão térmica que pode ser tolerada pela polpa dentária é ainda desconhecida (Baldissara *et al.*, 1997; Stewardson *et al.*, 2004; Millen *et al.*, 2007).

Os resultados deste trabalho indicam que as fontes de luz avaliadas, com excessão do LED de baixa densidade de potência, causaram aquecimento na câmara pulpar acima do limite crítico regido na literatura específica ($5,5^\circ\text{C}$ - Zach e Choen, 1965), tornando importante a condução de outros estudos com diferentes métodos de fotoativação e agentes de capeamento pulpar.

Diante dos achados, pode-se afirmar que:

A hipótese nula testada para o aumento de temperatura intra câmara pulpar em função da reação exotérmica de polimerização do sistema adesivo e da resina composta durante a fotoativação com a fonte de luz halógena foi parcialmente aceita

uma vez que para o sistema adesivo este aumento de temperatura não foi estatisticamente significativo, somente para os incrementos de resina composta.

A hipótese nula sobre que as diferentes etapas restauradoras durante o preenchimento da cavidade (sistema adesivo, primeiro, segundo e terceiro incrementos de resina composta), não no aumento de temperatura no interior da câmara pulpar durante a fotoativação deve ser negada, uma vez que houve variação da temperatura intra câmara pulpar em função das etapas restauradoras. Os maiores aumentos de temperatura foram determinados na aplicação do sistema adesivo e primeiro incremento da resina composta, enquanto o segundo e terceiro incremento determinaram menores aumentos da temperatura intra câmara pulpar.

A hipótese nula de que não há variação da temperatura em função das diferentes fontes de luz (LED de baixa potência, LED de alta potência e luz halógena) foi rejeitada, uma vez que houve aumento de temperatura intra câmara pulpar para todas as fontes de luz testadas.

A hipótese nula de que não há variação da temperatura em função do tempo de fotoativação (0, 10, 20, 30 e 40s), também deve ser rejeitada, pois com o passar do tempo de polimerização, ocorreu aumento progressivo da temperatura intra câmara pulpar.

Com base nas informações observadas neste trabalho *in vitro* sobre o aumento da temperatura intra câmara pulpar em função das fontes de luz empregadas, etapas restauradoras e tempo de polimerização, o clínico geral deve considerar os possíveis comprometimentos pulpares quando da utilização de aparelhos de fotopolimerização com alta densidade de potência, devido a indução do aumento de temperatura durante as fases restauradoras dos sistemas restauradores adesivos estéticos diretos.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados avaliados e discutidos, e considerando as possíveis limitações inerentes à este estudo, foi possível concluir que:

1. A reação exotérmica da resina composta proporcionou aumento de temperatura para os incrementos da resina composta.
 2. O LED de alta densidade de potência proporcionou maior aumento de temperatura em comparação às outras fontes de luz testadas em todas as etapas restauradoras.
 3. A polimerização do sistema adesivo seguido do primeiro incremento de resina composta determinou os maiores aumentos de temperatura, independente da fonte de luz empregada. A partir do segundo incremento da resina composta, o material restaurador atuou como isolante térmico reduzindo o aumento de temperatura.
 4. Independente da fonte de luz e etapa restauradora, o aumento no tempo de polimerização (0-40s) foi determinante para o aumento de temperatura.
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ABBOT, C. H. Bleaching discoloured teeth by means 30% perhydrol and electric light rays. **J Allied Dent Soc**, v. 13, p. 256, 1918.

ASMUSSEN, E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. **Scand J Dent Res**, v. 90, n. 6, p. 484-9, Dec 1982.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. **Eur J Oral Sci**, v. 113, n. 1, p. 96-8, Feb 2005.

ATABEK, D. et al. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. **Oper Dent**, v. 35, n. 3, p. 362-9, May-Jun 2010. ISSN 0361-7734 (Print)

0361-7734

ATAI, M.; MOTEVASSELIAN, F. Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. **Clin Oral Investig**, v. 13, n. 3, p. 309-16, Sep 2009.

BAGIS, B. et al. Comparison of the heat generation of light curing units. **J Contemp Dent Pract**, v. 9, n. 2, p. 65-72, 2008

BAIK, J. W. et al. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. **J Esthet Restor Dent**, v. 13, n. 6, p. 370-8, 2001.

BALDISSARA, P. et al. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. **J Oral Rehabil**, v. 24, n. 11, p. 791-801, Nov 1997.

BASEGGIO, W. **Influência da variação da densidade de potência na contração de polimerização e adaptação marginal de resinas compostas à base de metacrilato e silorano**. 2011. Universidade de São Paulo, Bauru.

BURGESS, J. O. et al. Light curing--an update. **Compend Contin Educ Dent**, v. 23, n. 10, p. 889-92, 894, 896 passim; quiz 908, Oct 2002.

CAVALCANTI, B. N. et al. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 5, p. 447-51, Nov 2003.

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. **J Appl Oral Sci**, v. 21, n. 4, p. 293-9, Jul-Aug 2013.

CHEN, Y. C. et al. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. **Dent Mater**, v. 23, n. 6, p. 655-64, Jun 2007.

CHIODERA, G. et al. Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. **Dent Mater**, v. 25, n. 3, p. 321-5, Mar 2009.

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. **Oper Dent**, v. 39, n. 5, p. E195-205, Sep-Oct 2014.

DARONCH, M. et al. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. **Dent Mater**, v. 23, n. 10, p. 1283-8, Oct 2007.

DE BACKER, J.; DERMAUT, L. Visible light sources and posterior visible light cured resins: a practical mixture. **Quintessence Int**, v. 17, n. 10, p. 635-41, Oct 1986.

DUREY, K. et al. Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. **Prim Dent Care**, v. 15, n. 1, p. 33-8, Jan 2008.

ELDENIZ, A. E. et al. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. **Biomater. J Biomed Mater Res B Appl** v. 72B, n. 2, p. 254-259, Sept./Dec.2004 2004.

FEILZER, A. J. et al. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. **Eur J Oral Sci**, v. 103, n. 5, p. 322-6, Oct 1995.

FERRACANE, J. L. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. **Dent Mater**, v. 21, n. 1, p. 36-42, Jan 2005.

FERRACANE, J. L. et al. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. **J Dent Res**, v. 76, n. 8, p. 1508-16, Aug 1997.

GODOY, E. D. P. P., S. K.; CARVALHO, B. M DE.; MARTINS, G. C.; FRANCO, A.P. G DE O. Light-curing units: temperature rise induced through dentin and during polymerization of dental composites. **Rev. Clín. Pesq. Odontol**, v. 3, n. 1, p. 11-20, 2007.

GUIRALDO, R. D. **Variações térmicas ocorridas na câmara pulpar em função de técnicas de inserção e tipos de fotoativação em compósito**. 2005. (Dissertação). UNICAMP/FOB, Piracicaba.

GUIRALDO, R. D. et al. Comparison of silorane and methacrylate-based composites on the polymerization heat generated with different light-curing units and dentin thicknesses. **Braz Dent J**, v. 24, n. 3, p. 258-62, 2013.

HANNIG, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dent Mater**, v. 15, n. 4, p. 275-81, Jul 1999.

HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. **Scand J Dent Res**, v. 101, n. 3, p. 176-9, Jun 1993.

HUSSEY, D. L. et al. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. **J Dent**, v. 23, n. 5, p. 267-71, Oct 1995.

JAKUBINEK, M. B. et al. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. **Dent Mater**, v. 24, n. 11, p. 1468-76, Nov 2008.

JANDT, K. D.; MILLS, R. W. A brief history of LED photopolymerization. **Dent Mater**, v. 29, n. 6, p. 605-17, Jun 2013.

KABBACH, W. et al. A thermal investigation of dental bleaching in vitro. **Photomed Laser Surg**, v. 26, n. 5, p. 489-93, Oct 2008.

KNEZEVIC, A. et al. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. **J Oral Rehabil**, v. 32, n. 5, p. 362-7, May 2005.

KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 6, p. 586-91, Jun 2001.

KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater**, v. 17, n. 4, p. 309-15, Jul 2001.

LI, Y. et al. Effect of filler content and size on properties of composites. **J Dent Res**, v. 64, n. 12, p. 1396-401, Dec 1985.

LISANTI, V. F.; ZANDER, H. A. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements of pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. **J Dent Res**, v. 31, n. 4, p. 548-58, Aug 1952.

LLOYD, C. H. et al. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. **Dent Mater**, v. 2, n. 4, p. 170-4, Aug 1986.

LONEY, R. W.; PRICE, R. B. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. **Oper Dent**, v. 26, n. 5, p. 516-20, Sep-Oct 2001.

MALKOC, S. et al. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 137, n. 3, p. 379-83, Mar 2010.

MARTINS, G. R. et al. Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. **J Prosthet Dent**, v. 96, n. 5, p. 328-31, Nov 2006.

MASUTANI, S. et al. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. **Dent Mater**, v. 4, n. 4, p. 174-8, Aug 1988.

MCCABE, J. F. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). **Dent Mater**, v. 1, n. 6, p. 231-4, Dec 1985.

MILLEN, C. et al. A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. **J Contemp Dent Pract**, v. 8, n. 7, p. 29-37, 2007.

MOLLICA, F. B. et al. Temperature variation caused by high-intensity LED curing lights in bovine dentin. **Gen Dent**, v. 57, n. 4, p. 342-7; quiz 348-9, Jul-Aug 2009.

NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent Mater J**, v. 16, n. 1, p. 60-73, Jun 1997.

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. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 20, n. 2, p. 50-5, Jun 2012.

OHMOTO, K. et al. Studies on dental high-speed cutting with carbide burs used on bovine dentin. **J Prosthet Dent**, v. 71, n. 3, p. 319-23, Mar 1994.

ONISOR, I. et al. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. **Am J Dent**, v. 24, n. 4, p. 250-6, Aug 2011.

PAMEIJER, C. H. et al. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent. 2. Crown cementation. **Am J Dent**, v. 4, n. 3, p. 134-41, Jun 1991.

PEREIRA DA SILVA, A. et al. Temperature rise during adhesive and composite polymerization with different light-curing sources. **Minerva Stomatol**, v. 59, n. 5, p. 253-8, May 2010.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur J Oral Sci**, v. 105, n. 2, p. 97-116, Apr 1997.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Resin composite properties and energy density of light cure. **J Dent Res**, v. 84, n. 7, p. 659-62, Jul 2005.

PEUTZFELDT, A. et al. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. **Dent Mater**, v. 16, n. 5, p. 330-6, Sep 2000.

PILO, R. et al. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. **J Dent**, v. 27, n. 3, p. 235-41, Mar 1999.

RANDOLPH, L. D. et al. The effect of ultra-fast photopolymerisation of experimental composites on shrinkage stress, network formation and pulpal temperature rise. **Dent Mater**, v. 30, n. 11, p. 1280-9, Nov 2014.

RODRIGUES, M. C. **Influência da variação da densidade de potência na contração de polimerização e na pigmentação de resinas compostas fotosensíveis**. 2011. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru.

RUEGGEBERG, F. Contemporary issues in photocuring. **Compend Contin Educ Dent Suppl**, n. 25, p. S4-15; quiz S73, 1999.

RUEGGEBERG, F. A. et al. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent**, v. 19, n. 1, p. 26-32, Jan-Feb 1994.

RUEGGEBERG, F. A.; JORDAN, D. M. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. **Int J Prosthodont**, v. 6, n. 4, p. 364-70, Jul-Aug 1993.

SAMUEL, S. W. et al. Evaluation of the hardness of two restorative composites as a function of the light source distance, additional polymerization and surface finishing. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, v. 33, n. 2, p. 35-8, 1992.

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. **Dent Mater J**, v. 33, n. 6, p. 764-9, Dec 5 2014.

SCHNEIDER. et al. Pulp chamber temperature changes during resin composite photo-activation. **Brazilian Journal of Oral Science**, v. 4, n. 12, p. 685-8, 2005.

SHARKEY, S. et al. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. **Quintessence Int**, v. 32, n. 5, p. 401-5, May 2001.

SHORTALL, A. C.; HARRINGTON, E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. **J Oral Rehabil**, v. 25, n. 12, p. 908-13, Dec 1998.

SMAIL, S. R. et al. In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. **J Oral Rehabil**, v. 15, n. 4, p. 361-6, Jul 1988.

STEWARTSON, D. A. et al. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. **J Dent**, v. 32, n. 8, p. 643-51, Nov 2004.

TJAN, A. H.; DUNN, J. R. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. **J Prosthet Dent**, v. 59, n. 4, p. 433-8, Apr 1988.

UHL, A. et al. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomaterials**, v. 24, n. 10, p. 1809-20, May 2003.

VAN NOORT, R. **Introduction to dental materials**. London: Editora Mosby, 1994.

YAZICI, A. R. et al. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. **Oper Dent**, v. 31, n. 2, p. 261-5, Mar-Apr 2006.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp Response to Externally Applied Heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 19, p. 515-30, Apr 1965.

ZANOTTI, T. S. et al. Avaliação da temperatura dental in vitro em procedimentos de clareamento dental de consultório. **Full Dent. Sci.**, v. 5, n. 18, p. 368-374, 2014.

ZHANG, C. et al. Effects of KTP laser irradiation, diode laser, and LED on tooth bleaching: a comparative study. **Photomed Laser Surg**, v. 25, n. 2, p. 91-5, Apr 2007.

ANEXOS

ANEXO 1 – Valores de temperatura

Os valores de temperatura (°C), das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição, encontram-se descritos na figura 13.

Figura 13: Valores de temperatura (°C), das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição

espécime	Ad-Ha1-0	Ad-Ha1-10	Ad-Ha1-20	Ad-Ha1-30	Ad-Ha1-40
1	37,1	39,1	41,7	42,1	42,3
2	36,9	38,7	39,8	40,5	41
3	37	38,9	40,7	41,7	42,2
4	37	40,9	43,3	43,8	44,6
5	37,1	41,3	43,3	44,3	44,9
6	37,1	40	42,4	43,7	44,1
7	37	39,7	41,6	42,6	43
8	37	40,2	42	43	43,6
9	36,9	40,5	43,1	44	44,5
10	37,1	39,1	40,7	41,6	42
espécime	1RC-Ha1-0	1RC-Ha1-10	1RC-Ha1-20	1RC-Ha1-30	1RC-Ha1-40
1	37	40,3	42,3	42,9	43,2
2	37,1	39,3	41,3	41,8	42
3	37	38,7	40,8	41,4	41,8
4	37,1	38,7	40	40,1	39,8
5	37	39,3	41,2	41,7	42,2
6	36,9	40,5	42,8	43,2	43,5
7	36,9	40,3	42,4	42,8	43,1
8	37	40	41,3	41,4	41,6
9	37,1	39,3	41,3	41,9	42,2
10	36,9	39,9	42,3	43	43,4
espécime	2RC-Ha1-0	2RC-Ha1-10	2RC-Ha1-20	2RC-Ha1-30	2RC-Ha1-40
1	37,1	38,6	40,5	41,2	41,4
2	37	37,5	39	39,9	40,5
3	37	37,4	38,7	39,4	39,8
4	37,1	38,1	40,2	41,3	41,9
5	37	37,2	38,1	38,8	39,3
6	37	38	39,5	40,5	41,2
7	37	38,1	39,9	40,5	41,1
8	37	38,9	39,3	40	40,4
9	37,1	38	40	41	41,3
10	37	37,9	39,9	41	41,4
espécime	3RC-Ha1-0	3RC-Ha1-10	3RC-Ha1-20	3RC-Ha1-30	3RC-Ha1-40
1	37,1	37,5	38,4	39,3	39,7
2	37	37,6	38,9	39,9	40,3
3	37,1	37,3	38	38,8	39,4
4	37	37,6	38,9	39,9	40,5
5	36,9	37,2	38	38,8	39,5
6	37,1	37,5	38,5	39,6	40,1
7	37,1	37,4	38,9	39,9	40,5
8	36,9	37,1	38,1	38,8	39,4
9	37	37,2	38,2	39	39,5
10	37,1	37,3	38,5	39,6	40,3

Figura 13: Valores de temperatura (°C), das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição (continuação...)

espécime	Ad-LedBaixa-0	Ad-LedBaixa-10	Ad-LedBaixa-20	Ad-LedBaixa-30	Ad-LedBaixa-40
1	37,1	37,5	37,8	38	38,1
2	37	37,4	37,8	38	38,1
3	37	37,4	37,7	37,9	38,1
4	37,1	37,7	38,1	38,4	38,5
5	36,9	37,6	37,9	38,1	38,4
6	37	37,6	38	38,2	38,5
7	37,1	37,5	38	38,3	38,5
8	37,1	37,7	38	38,2	38,4
9	37,1	37,6	38	38,2	38,4
10	37	37,6	38,1	38,5	38,7
espécime	1RC-LedBaixa-0	1RC-LedBaixa-10	1RC-LedBaixa-20	1RC-LedBaixa-30	1RC-LedBaixa-40
1	37	37,5	38	38,3	38,6
2	37	37,5	37,9	38,1	38,3
3	37	37,3	37,6	37,8	38
4	36,9	37,3	37,7	38,1	38,4
5	37	37,2	37,6	37,9	38,3
6	36,9	37,1	37,5	37,9	38,1
7	37	37,3	37,7	38	38,3
8	37	37,4	37,7	38	38,2
9	37,1	37,4	37,8	38	38,3
10	36,9	37,3	37,7	38	38,2
espécime	2RC-LedBaixa-0	2RC-LedBaixa-10	2RC-LedBaixa-20	2RC-LedBaixa-30	2RC-LedBaixa-40
1	37	37,2	37,4	37,6	37,8
2	36,9	37,1	37,2	37,4	37,5
3	36,9	37	37,2	37,4	37,6
4	37,1	37,2	37,4	37,6	37,8
5	36,9	37,1	37,3	37,4	37,5
6	37,1	37,2	37,4	37,5	37,6
7	36,9	37,2	37,5	37,8	38
8	37	37,2	37,4	37,7	37,9
9	36,9	37	37,2	37,5	37,6
10	36,9	37,1	37,3	37,5	37,8
espécime	3RC-LedBaixa-0	3RC-LedBaixa-10	3RC-LedBaixa-20	3RC-LedBaixa-30	3RC-LedBaixa-40
1	37	37,2	37,4	37,6	37,8
2	37	37,1	37,2	37,3	37,4
3	37,1	37,2	37,2	37,3	37,4
4	37	37,1	37,3	37,5	37,8
5	37,1	37,3	37,4	37,5	37,6
6	37	37,2	37,4	37,6	37,8
7	36,9	37	37,1	37,3	37,4
8	37	37,2	37,3	37,4	37,5
9	37,1	37,1	37,2	37,2	37,3
10	36,9	36,9	37,1	37,2	37,5

Figura 13: Valores de temperatura (°C), das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição (continuação...)

espécime	Ad-LedAlta-0	Ad-LedAlta-10	Ad-LedAlta-20	Ad-LedAlta-30	Ad-LedAlta-40
1	37	39,7	41,3	41,8	42,5
2	37,1	40	41,8	42,6	44
3	37	40,7	43,9	45,6	46,8
4	37	40,9	44,7	46,9	48,4
5	37	42,6	45,9	47,2	47,6
6	36,9	41,9	45,4	47,2	47,8
7	37,1	41,2	42,7	44,2	45
8	37	43,5	46,6	48,4	49,7
9	36,9	41,3	45,5	47,5	48,6
10	37,1	39,2	41,5	43	44,2
espécime	1RC-LedAlta-0	1RC-LedAlta-10	1RC-LedAlta-20	1RC-LedAlta-30	1RC-LedAlta-40
1	37	39,7	41,9	42,4	43
2	37	38,6	40,6	41,9	42,8
3	37,1	38,5	40,6	42	43,2
4	37	39	42	44	46,1
5	37,1	38,5	39,9	41,2	42,2
6	37	39,7	43	45	46,5
7	37	39,2	41,3	42,8	44,5
8	37,1	38,9	41,5	43,1	44,4
9	36,9	38,1	39,9	41,8	43
10	37,2	38,5	41,2	43,2	44,5
espécime	2RC-LedAlta-0	2RC-LedAlta-10	2RC-LedAlta-20	2RC-LedAlta-30	2RC-LedAlta-40
1	36,9	37,8	39,1	40,5	41,8
2	37	37,6	38,9	40,1	41
3	37,1	37,8	38,9	40,1	41,4
4	36,9	37,7	38,5	41,1	42,7
5	36,9	37,4	38	38,6	39,2
6	37	38,1	40,4	42,3	43,6
7	37	38,3	40,5	42,3	43,5
8	37	37,6	38,8	40,2	41,2
9	37,1	37,8	39,5	41,5	43,1
10	37,1	37,7	39,4	41,2	42,5
espécime	3RC-LedAlta-0	3RC-LedAlta-10	3RC-LedAlta-20	3RC-LedAlta-30	3RC-LedAlta-40
1	37	37,4	38,2	39,1	40
2	37	37,7	38,9	40,5	41,7
3	37	37,4	38,4	39,6	40,7
4	37	37,5	38,9	40,3	41,5
5	37,1	37,4	37,9	38,7	39,6
6	37	37,4	38,7	40,1	41,4
7	37,1	37,7	38,9	40,3	41,7
8	36,9	37,3	38,2	39,5	40,3
9	37,1	37,6	38,9	40,8	42,5
10	36,9	37,3	38,2	39,3	40,3

Figura 13: Valores de temperatura (°C), das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição (continuação...)

espécime	Ad-Hal2-0	Ad-Hal2-10	Ad-Hal2-20	Ad-Hal2-30	Ad-Hal2-40
1	37	39,7	41,5	42,4	42,9
2	37,1	38,9	40,6	41,6	42,3
3	37,1	38,9	40,3	41,2	41,7
4	36,9	40,4	42,2	43,3	43,9
5	37	39,5	40,9	41,7	42,2
6	37	39,6	40,8	42,1	43
7	37	39,5	41,5	42,2	43
8	37	40,5	41,9	42,9	43,6
9	37	40,9	43	44	45,4
10	37	39,1	41	41,8	42,4
espécime	1RC-Hal2-0	1RC-Hal2-10	1RC-Hal2-20	1RC-Hal2-30	1RC-Hal2-40
1	37	38,6	40,3	41,4	42
2	37	37,7	38,7	39,7	40,3
3	37	37,9	38,9	39,7	40,5
4	37,1	38,5	40,3	41,4	42
5	36,9	37,9	38,9	39,4	40
6	36,9	38,3	40,1	41,3	42,2
7	37	38,3	40,3	41,3	42,1
8	36,9	38	39,4	40,5	41,1
9	36,9	38,2	40	40,9	41,7
10	37	38	39,9	41,2	42,2
espécime	2RC-Hal2-0	2RC-Hal2-10	2RC-Hal2-20	2RC-Hal2-30	2RC-Hal2-40
1	37	37,7	38,9	39,7	40,4
2	37	37,1	37,6	38,1	38,6
3	36,9	37,2	39,9	38,5	39,2
4	37,1	37,6	38	39,8	40,5
5	37	37,4	37,7	38,2	38,7
6	37	38,5	38,7	39,6	40,3
7	36,9	37,2	37,9	38,3	38,6
8	36,9	37,3	38,2	39	39,7
9	37,1	37,7	38,8	39,8	40,5
10	36,9	37,4	38,5	39,5	40,3
espécime	3RC-Hal2-0	3RC-Hal2-10	3RC-Hal2-20	3RC-Hal2-30	3RC-Hal2-40
1	36,9	37,2	37,7	38,3	38,9
2	37,1	37,3	37,8	38,4	39
3	37	37,1	37,5	38	38,6
4	36,9	37,3	38,8	38,9	39,5
5	37	37,3	37,6	38,2	38,7
6	37	37,2	38	38,7	39,3
7	36,9	37,3	38,2	38,9	39,7
8	37	37,3	37,7	38,5	39
9	37	37,4	38,2	38,9	39,7
10	37	37,1	37,4	38,1	38,8

As médias dos valores de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) e desvio padrão, das diferentes fontes de luz, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição, com a descrição da análise estatística para comparação entre grupos (Tukey $p < 0.05$), encontram-se descritas nas tabelas 7,8,9.

Tabela 7- Médias dos valores de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) e desvio padrão, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição e análise estatística (Tukey $p < 0,05$) para o LED de baixa densidade de potência.

LED de Baixa

Incremento Tempo	AD	1 RC	2 RC	3 RC
0s	37,04±0,06 ^a	36,98±0,06 ^a	36,96±0,08 ^a	37,01±0,07 ^a
10s	37,56±0,10 ^b	37,33±0,12 ^b	37,13±0,82 ^b	37,13±0,11 ^a
20s	37,94±0,13 ^c	37,72±0,14 ^c	37,33±0,10 ^c	37,26±0,11 ^{ab}
30s	38,18±0,18 ^d	38,01±0,13 ^d	37,54±0,13 ^d	37,39±0,15 ^{bc}
40s	38,37±0,20 ^e	38,27±0,16 ^e	37,71±0,17 ^e	37,55±0,19 ^c
MÉDIA GERAL	37,81±0,12	37,66±0,11	37,33±0,10	37,26±0,11

*letras diferentes na mesma coluna indicam diferença estatisticamente significante $p < 0.05$ (fator tempo).

Tabela 8- Médias dos valores de temperatura (°C) e desvio padrão, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição e análise estatística (Tukey $p < 0,05$) para o LED de alta densidade de potência.

LED de Alta

Incremento Tempo	AD	1 RC	2 RC	3 RC
	0s	37,01±0,73 ^a	37,04±0,08 ^a	37,00±0,81 ^a
10s	41,01±1,31 ^{ab}	38,87±0,53 ^b	37,78±0,25 ^b	37,47±0,14 ^{ab}
20s	43,93±1,97 ^{bc}	41,19±0,97 ^c	39,20±0,78 ^c	38,52±0,38 ^{bc}
30s	45,44±2,36 ^{cd}	42,74±1,13 ^d	40,79±1,13 ^d	39,82±0,67 ^{cd}
40s	46,46±2,38 ^d	44,02±1,43 ^e	42,00±1,36 ^e	40,97±0,92 ^d
MÉDIA GERAL	42,70±1,56	40,77±0,76	39,35±0,69	38,75±0,42

*letras diferentes na mesma coluna indicam diferença estatisticamente significativa $p < 0.0.5$ (fator tempo).

Tabela 9- Médias dos valores de temperatura (°C) e desvio padrão, nas diferentes etapas restauradoras e tempos de aferição e análise estatística (Tukey $p < 0,05$) para a luz halógena.

HALÓGENA

Incremento Tempo	AD	1 RC	2 RC	3 RC
	0s	37,01±0,05 ^a	36,96±0,06 ^a	36,98±0,78 ^a
10s	39,70±0,69 ^{ab}	38,14±0,28 ^b	37,51±0,40 ^{ab}	37,25±0,09 ^b
20s	41,37±0,82 ^{bc}	39,68±0,64 ^c	38,42±0,69 ^{bd}	37,89±0,42 ^c
30s	42,32±0,85 ^{cd}	40,68±0,79 ^d	39,05±0,71 ^{bc}	38,49±0,34 ^d
40s	43,04±1,05 ^d	41,41±0,86 ^e	39,68±0,82 ^{cd}	39,12±0,40 ^e
MÉDIA GERAL	40,68±0,67	39,37±0,50	38,32±0,44	37,94±0,23

*letras diferentes na mesma coluna indicam diferença estatisticamente significativa $p < 0.0.5$ (fator tempo).

ANÁLISE ESTATÍSTICA

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:16:40

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,791)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,063)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Ad-Hal1-M	10	0	40,934	0,922	0,292
Ad-LedBaixa-M	10	0	37,818	0,123	0,0390
Ad-LedAlta-M	10	0	42,788	1,557	0,492
Ad-Hal2-M	10	0	40,688	0,668	0,211

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	17,741	1,971		
Between Treatments	3	126,388		42,129	71,568 <0,001
Residual	27	15,894	0,589		
Total	39	160,023			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Ad-LedAlta-M vs. Ad-LedBaixa-M	4,970	4	20,484	<0,001	Yes
Ad-LedAlta-M vs. Ad-Hal2-M	2,100	4	8,655	<0,001	Yes
Ad-LedAlta-M vs. Ad-Hal1-M	1,854	4	7,641	<0,001	Yes
Ad-Hal1-M vs. Ad-LedBaixa-M	3,116	4	12,843	<0,001	Yes
Ad-Hal1-M vs. Ad-Hal2-M	0,246	4	1,014	0,890	No
Ad-Hal2-M vs. Ad-LedBaixa-M	2,870	4	11,829	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:19:43

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,699)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,212)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Ad-LedBaixa-M	10	0	37,818	0,123	0,0390
Ad-LedAlta-M	10	0	42,788	1,557	0,492
Ad-Hal2-M	10	0	40,688	0,668	0,211

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	12,074	1,342		
Between Treatments	2	124,493		62,246	80,583 <0,001
Residual	18	13,904	0,772		
Total	29	150,471			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Ad-LedAlta-M vs. Ad-LedBaixa-M	4,970	3	17,882	<0,001	Yes
Ad-LedAlta-M vs. Ad-Hal2-M	2,100	3	7,556	<0,001	Yes
Ad-Hal2-M vs. Ad-LedBaixa-M	2,870	3	10,326	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:23:42

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,111)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,834)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
1RC-Hal1-M	10	0	40,500	0,686	0,217
1RC-LedBaixa-M	10	0	37,662	0,109	0,0346
1RC-LedAlta-M	10	0	40,772	0,764	0,242
1RC-Hal2-M	10	0	39,376	0,509	0,161

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	5,162	0,574		
Between Treatments	3	59,876	19,959	79,708	<0,001
Residual	27	6,761	0,250		
Total	39	71,799			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedBaixa	3,110	4	19,654	<0,001	Yes
1RC-LedAlta-M vs. 1RC-Hal2-M	1,396	4	8,822	<0,001	Yes
1RC-LedAlta-M vs. 1RC-Hal1-M	0,272	4	1,719	0,623	No
1RC-Hal1-M vs. 1RC-LedBaixa-M	2,838	4	17,935	<0,001	Yes
1RC-Hal1-M vs. 1RC-Hal2-M	1,124	4	7,103	<0,001	Yes
1RC-Hal2-M vs. 1RC-LedBaixa-M	1,714	4	10,832	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:24:19

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,803)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,493)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
1RC-LedBaixa-M	10	0	37,662	0,109	0,0346
1RC-LedAlta-M	10	0	40,772	0,764	0,242
1RC-Hal2-M	10	0	39,376	0,509	0,161

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	4,072	0,452		
Between Treatments	2	48,529	24,265	120,731	<0,001
Residual	18	3,618	0,201		
Total	29	56,219			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedBaixa	3,110	3	21,937	<0,001	Yes
1RC-LedAlta-M vs. 1RC-Hal2-M	1,396	3	9,847	<0,001	Yes
1RC-Hal2-M vs. 1RC-LedBaixa-M	1,714	3	12,090	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:25:30

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,889)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,655)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
2RC-Hal1-M	10	0	39,140	0,546	0,173
2RC-LedBaixa-M	10	0	37,334	0,0994	0,0314
2RC-LedAlta-M	10	0	39,354	0,689	0,218
2RC-Hal2-M	10	0	38,328	0,439	0,139

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	4,862	0,540		
Between Treatments	3	25,220	8,407	57,931	<0,001
Residual	27	3,918	0,145		
Total	39	34,000			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedBaixa	2,020	4	16,769	<0,001	Yes
2RC-LedAlta-M vs. 2RC-Hal2-M	1,026	4	8,517	<0,001	Yes
2RC-LedAlta-M vs. 2RC-Hal1-M	0,214	4	1,776	0,598	No
2RC-Hal1-M vs. 2RC-LedBaixa-M	1,806	4	14,992	<0,001	Yes
2RC-Hal1-M vs. 2RC-Hal2-M	0,812	4	6,741	<0,001	Yes
2RC-Hal2-M vs. 2RC-LedBaixa-M	0,994	4	8,251	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:25:51

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,754)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,576)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
2RC-LedBaixa-M	10	0	37,334	0,0994	0,0314
2RC-LedAlta-M	10	0	39,354	0,689	0,218
2RC-Hal2-M	10	0	38,328	0,439	0,139

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	3,016	0,335		
Between Treatments	2	20,404	10,202	59,636	<0,001
Residual	18	3,079	0,171		
Total	29	26,499			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedBaixa	2,020	3	15,444	<0,001	Yes
2RC-LedAlta-M vs. 2RC-Hal2-M	1,026	3	7,844	<0,001	Yes
2RC-Hal2-M vs. 2RC-LedBaixa-M	0,994	3	7,600	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:26:12

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,934)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,197)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
3RC-Hal1-M	10	0	38,424	0,294	0,0931
3RC-LedBaixa-M	10	0	37,268	0,108	0,0340
3RC-LedAlta-M	10	0	38,758	0,422	0,134
3RC-Hal2-M	10	0	37,946	0,234	0,0741

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	1,402	0,156		
Between Treatments	3	12,539	4,180	71,349	<0,001
Residual	27	1,582	0,0586		
Total	39	15,522			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
3RC-LedAlta- vs. 3RC-LedBaixa	1,490	4	19,468	<0,001	Yes
3RC-LedAlta-M vs. 3RC-Hal2-M	0,812	4	10,609	<0,001	Yes
3RC-LedAlta-M vs. 3RC-Hal1-M	0,334	4	4,364	0,023	Yes
3RC-Hal1-M vs. 3RC-LedBaixa-M	1,156	4	15,104	<0,001	Yes
3RC-Hal1-M vs. 3RC-Hal2-M	0,478	4	6,245	<0,001	Yes
3RC-Hal2-M vs. 3RC-LedBaixa-M	0,678	4	8,858	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:27:21

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,581)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
3RC-LedBaixa-M	10	0	37,268	0,108	0,0340
3RC-LedAlta-M	10	0	38,758	0,422	0,134
3RC-Hal2-M	10	0	37,946	0,234	0,0741

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	1,090	0,121		
Between Treatments	2	11,130	5,565	89,957	<0,001
Residual	18	1,114	0,0619		
Total	29	13,334			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
3RC-LedAlta- vs. 3RC-LedBaixa	1,490	3	18,944	<0,001	Yes
3RC-LedAlta-M vs. 3RC-Hal2-M	0,812	3	10,324	<0,001	Yes
3RC-Hal2-M vs. 3RC-LedBaixa-M	0,678	3	8,620	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:37:35

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,311)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Ad-LedBaixa-0	10	0	37,040	0,0699	0,0221
Ad-LedBaixa-10	10	0	37,560	0,107	0,0340
Ad-LedBaixa-20	10	0	37,940	0,135	0,0427
Ad-LedBaixa-30	10	0	38,180	0,187	0,0593
Ad-LedBaixa-40	10	0	38,370	0,206	0,0651

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	0,686	0,0762		
Between Treatments	4	11,225	2,806	312,572	<0,001
Residual	36	0,323	0,00898		
Total	49	12,234			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		1,330	5	44,388	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,810	5	27,033	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,430	5	14,351	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,190	5	6,341	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		1,140	5	38,047	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,620	5	20,692	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,240	5	8,010	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,900	5	30,037	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,380	5	12,682	<0,001 Yes
Ad-LedBaixa- vs. Ad-LedBaixa-		0,520	5	17,355	<0,001 Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:39:53

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,950)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, RM ANOVA on Ranks begun

Friedman Repeated Measures Analysis of Variance on Ranks quinta-feira, maio 29, 2014, 15:39:53

Data source: Data 1 in Notebook6

Group N	Missing	Median	25%	75%
Ad-LedAlta-0	10 0	37,000	36,975	37,100
Ad-LedAlta-10	10 0	41,050	39,925	42,075
Ad-LedAlta-20	10 0	44,300	41,725	45,600
Ad-LedAlta-30	10 0	46,250	42,900	47,275
Ad-LedAlta-40	10 0	47,200	44,150	48,450

Chi-square= 40,000 with 4 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
Ad-LedAlta-40 vs Ad-LedAlta-0	40,000	8,000	Yes
Ad-LedAlta-40 vs Ad-LedAlta-10	30,000	6,000	Yes
Ad-LedAlta-40 vs Ad-LedAlta-20	20,000	4,000	Yes
Ad-LedAlta-40 vs Ad-LedAlta-30	10,000	2,000	No
Ad-LedAlta-30 vs Ad-LedAlta-0	30,000	6,000	Yes
Ad-LedAlta-30 vs Ad-LedAlta-10	20,000	4,000	Yes
Ad-LedAlta-30 vs Ad-LedAlta-20	10,000	2,000	No
Ad-LedAlta-20 vs Ad-LedAlta-0	20,000	4,000	Yes
Ad-LedAlta-20 vs Ad-LedAlta-10	10,000	2,000	No
Ad-LedAlta-10 vs Ad-LedAlta-0	10,000	2,000	No

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:45:55

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, RM ANOVA on Ranks begun

Friedman Repeated Measures Analysis of Variance on Ranks quinta-feira, maio 29, 2014, 15:45:55

Data source: Data 1 in Notebook6

Group N	Missing	Median	25%	75%
Ad-Hal2-0	10 0	37,000	37,000	37,025
Ad-Hal2-10	10 0	39,550	39,050	40,425
Ad-Hal2-20	10 0	41,250	40,750	41,975
Ad-Hal2-30	10 0	42,150	41,675	43,000
Ad-Hal2-40	10 0	42,950	42,275	43,675

Chi-square= 40,000 with 4 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
Ad-Hal2-40 vs Ad-Hal2-0	40,000	8,000	Yes
Ad-Hal2-40 vs Ad-Hal2-10	30,000	6,000	Yes
Ad-Hal2-40 vs Ad-Hal2-20	20,000	4,000	Yes
Ad-Hal2-40 vs Ad-Hal2-30	10,000	2,000	No
Ad-Hal2-30 vs Ad-Hal2-0	30,000	6,000	Yes
Ad-Hal2-30 vs Ad-Hal2-10	20,000	4,000	Yes
Ad-Hal2-30 vs Ad-Hal2-20	10,000	2,000	No
Ad-Hal2-20 vs Ad-Hal2-0	20,000	4,000	Yes
Ad-Hal2-20 vs Ad-Hal2-10	10,000	2,000	No
Ad-Hal2-10 vs Ad-Hal2-0	10,000	2,000	No

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:46:35

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,409)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,239)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
1RC-LedBaixa-0	10	0	36,980	0,0632	0,0200
1RC-LedBaixa-10	10	0	37,330	0,125	0,0396
1RC-LedBaixa-20	10	0	37,720	0,148	0,0467
1RC-LedBaixa-30	10	0	38,010	0,137	0,0433
1RC-LedBaixa-40	10	0	38,270	0,164	0,0517

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	0,538	0,0598		
Between Treatments	4	10,695	2,674	392,550	<0,001
Residual	36	0,245	0,00681		
Total	49	11,478			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	1,290	5	49,429	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,940	5	36,018	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,550	5	21,074	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,260	5	9,962	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	1,030	5	39,466	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,680	5	26,056	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,290	5	11,112	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,740	5	28,355	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,390	5	14,944	<0,001	Yes
1RC-LedBaixa vs. 1RC-LedBaixa	0,350	5	13,411	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:47:00

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,959)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,077)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
1RC-LedAlta-0	10	0	37,040	0,0843	0,0267
1RC-LedAlta-10	10	0	38,870	0,536	0,169
1RC-LedAlta-20	10	0	41,190	0,976	0,309
1RC-LedAlta-30	10	0	42,740	1,138	0,360
1RC-LedAlta-40	10	0	44,020	1,439	0,455

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	26,265	2,918		
Between Treatments	4	321,427		80,357	189,704 <0,001
Residual	36	15,249	0,424		
Total	49	362,941			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	6,980	5	33,914	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	5,150	5	25,023	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	2,830	5	13,750	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	1,280	5	6,219	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	5,700	5	27,695	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	3,870	5	18,803	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	1,550	5	7,531	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	4,150	5	20,164	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	2,320	5	11,272	<0,001	Yes
1RC-LedAlta- vs. 1RC-LedAlta-	1,830	5	8,892	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:47:26

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,520)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,249)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
1RC-Hal2-0	10	0	36,970	0,0675	0,0213
1RC-Hal2-10	10	0	38,140	0,288	0,0909
1RC-Hal2-20	10	0	39,680	0,644	0,204
1RC-Hal2-30	10	0	40,680	0,797	0,252
1RC-Hal2-40	10	0	41,410	0,860	0,272

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	11,647	1,294		
Between Treatments	4	132,465		33,116	227,569 <0,001
Residual	36	5,239	0,146		
Total	49	149,351			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
1RC-Hal2-40 vs. 1RC-Hal2-0	4,440	5	36,806	<0,001	Yes
1RC-Hal2-40 vs. 1RC-Hal2-10	3,270	5	27,107	<0,001	Yes
1RC-Hal2-40 vs. 1RC-Hal2-20	1,730	5	14,341	<0,001	Yes
1RC-Hal2-40 vs. 1RC-Hal2-30	0,730	5	6,051	0,001	Yes
1RC-Hal2-30 vs. 1RC-Hal2-0	3,710	5	30,755	<0,001	Yes
1RC-Hal2-30 vs. 1RC-Hal2-10	2,540	5	21,056	<0,001	Yes
1RC-Hal2-30 vs. 1RC-Hal2-20	1,000	5	8,290	<0,001	Yes
1RC-Hal2-20 vs. 1RC-Hal2-0	2,710	5	22,465	<0,001	Yes
1RC-Hal2-20 vs. 1RC-Hal2-10	1,540	5	12,766	<0,001	Yes
1RC-Hal2-10 vs. 1RC-Hal2-0	1,170	5	9,699	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:47:56

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,197)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,205)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
2RC-LedBaixa-0	10	0	36,960	0,0843	0,0267
2RC-LedBaixa-10	10	0	37,130	0,0823	0,0260
2RC-LedBaixa-20	10	0	37,330	0,106	0,0335
2RC-LedBaixa-30	10	0	37,540	0,135	0,0427
2RC-LedBaixa-40	10	0	37,710	0,173	0,0547

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	0,444	0,0494		
Between Treatments	4	3,653	0,913	153,067	<0,001
Residual	36	0,215	0,00597		
Total	49	4,312			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,750	5	30,704	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,580	5	23,744	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,380	5	15,557	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,170	5	6,960	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,580	5	23,744	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,410	5	16,785	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,210	5	8,597	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,370	5	15,147	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,200	5	8,188	<0,001	Yes
2RC-LedBaixa vs. 2RC-LedBaixa	0,170	5	6,960	<0,001	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:48:22

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,889)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,086)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
2RC-LedAlta-0	10	0	37,000	0,0816	0,0258
2RC-LedAlta-10	10	0	37,780	0,257	0,0814
2RC-LedAlta-20	10	0	39,200	0,785	0,248
2RC-LedAlta-30	10	0	40,790	1,131	0,358
2RC-LedAlta-40	10	0	42,000	1,360	0,430

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	21,344	2,372		
Between Treatments	4	171,059	42,765	118,418	<0,001
Residual	36	13,001	0,361		
Total	49	205,404			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	5,000	5	26,311	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	4,220	5	22,206	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	2,800	5	14,734	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	1,210	5	6,367	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	3,790	5	19,944	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	3,010	5	15,839	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	1,590	5	8,367	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	2,200	5	11,577	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	1,420	5	7,472	<0,001	Yes
2RC-LedAlta- vs. 2RC-LedAlta-	0,780	5	4,105	0,047	Yes

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:48:43

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, RM ANOVA on Ranks begun

Friedman Repeated Measures Analysis of Variance on Ranks quinta-feira, maio 29, 2014, 15:48:43

Data source: Data 1 in Notebook6

Group N	Missing	Median	25%	75%
2RC-Hal2-0	10 0	37,000	36,900	37,025
2RC-Hal2-10	10 0	37,400	37,200	37,700
2RC-Hal2-20	10 0	38,350	37,850	38,825
2RC-Hal2-30	10 0	39,250	38,275	39,725
2RC-Hal2-40	10 0	40,000	38,675	40,425

Chi-square= 37,840 with 4 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
2RC-Hal2-40 vs 2RC-Hal2-0	39,000	7,800	Yes
2RC-Hal2-40 vs 2RC-Hal2-10	29,000	5,800	Yes
2RC-Hal2-40 vs 2RC-Hal2-20	17,000	3,400	No
2RC-Hal2-40 vs 2RC-Hal2-30	10,000	2,000	Do Not Test
2RC-Hal2-30 vs 2RC-Hal2-0	29,000	5,800	Yes
2RC-Hal2-30 vs 2RC-Hal2-10	19,000	3,800	No
2RC-Hal2-30 vs 2RC-Hal2-20	7,000	1,400	Do Not Test
2RC-Hal2-20 vs 2RC-Hal2-0	22,000	4,400	Yes
2RC-Hal2-20 vs 2RC-Hal2-10	12,000	2,400	Do Not Test
2RC-Hal2-10 vs 2RC-Hal2-0	10,000	2,000	No

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between the two rank sums that enclose that comparison. For example, if you had four rank sums sorted in order, and found no significant difference between rank sums 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed rank sums is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the rank sums, even though one may appear to exist.

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:49:44

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,854)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, RM ANOVA on Ranks begun

Friedman Repeated Measures Analysis of Variance on Ranks quinta-feira, maio 29, 2014, 15:49:44

Data source: Data 1 in Notebook6

Group N	Missing	Median	25%	75%
3RC-LedBaixa-0	10	0	37,000	36,975 37,100
3RC-LedBaixa-10	10	0	37,150	37,075 37,200
3RC-LedBaixa-20	10	0	37,250	37,175 37,400
3RC-LedBaixa-30	10	0	37,350	37,275 37,525
3RC-LedBaixa-40	10	0	37,500	37,400 37,800

Chi-square= 39,245 with 4 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	39,000	7,800	Yes
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	30,500	6,100	Yes
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	20,000	4,000	Yes
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	10,500	2,100	No
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	28,500	5,700	Yes
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	20,000	4,000	Yes
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	9,500	1,900	No
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	19,000	3,800	No
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	10,500	2,100	Do Not Test
3RC-LedBaixa- vs 3RC-LedBaixa-	8,500	1,700	Do Not Test

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:50:16

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,912)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, RM ANOVA on Ranks begun

Friedman Repeated Measures Analysis of Variance on Ranks quinta-feira, maio 29, 2014, 15:50:16

Data source: Data 1 in Notebook6

Group N	Missing	Median	25%	75%
3RC-LedAlta-0	10	0	37,000	36,975 37,100
3RC-LedAlta-10	10	0	37,400	37,375 37,625
3RC-LedAlta-20	10	0	38,550	38,200 38,900
3RC-LedAlta-30	10	0	39,850	39,250 40,350
3RC-LedAlta-40	10	0	41,050	40,225 41,700

Chi-square= 40,000 with 4 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
3RC-LedAlta-4 vs 3RC-LedAlta-0	40,000	8,000	Yes
3RC-LedAlta-4 vs 3RC-LedAlta-1	30,000	6,000	Yes
3RC-LedAlta-4 vs 3RC-LedAlta-2	20,000	4,000	Yes
3RC-LedAlta-4 vs 3RC-LedAlta-3	10,000	2,000	No
3RC-LedAlta-3 vs 3RC-LedAlta-0	30,000	6,000	Yes
3RC-LedAlta-3 vs 3RC-LedAlta-1	20,000	4,000	Yes
3RC-LedAlta-3 vs 3RC-LedAlta-2	10,000	2,000	No
3RC-LedAlta-2 vs 3RC-LedAlta-0	20,000	4,000	Yes
3RC-LedAlta-2 vs 3RC-LedAlta-1	10,000	2,000	No
3RC-LedAlta-1 vs 3RC-LedAlta-0	10,000	2,000	No

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

One Way Repeated Measures Analysis of Variance quinta-feira, maio 29, 2014, 15:51:04

Data source: Data 1 in Notebook6

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,666)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,572)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
3RC-Hal2-0	10	0	36,980	0,0632	0,0200
3RC-Hal2-10	10	0	37,250	0,0972	0,0307
3RC-Hal2-20	10	0	37,890	0,420	0,133
3RC-Hal2-30	10	0	38,490	0,345	0,109
3RC-Hal2-40	10	0	39,120	0,405	0,128

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Subjects	9	2,472	0,275		
Between Treatments	4	30,949	7,737	156,239	<0,001
Residual	36	1,783	0,0495		
Total	49	35,204			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001). To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

Power of performed test with alpha = 0,050: 1,000

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
3RC-Hal2-40 vs. 3RC-Hal2-0	2,140	5	30,410	<0,001	Yes
3RC-Hal2-40 vs. 3RC-Hal2-10	1,870	5	26,573	<0,001	Yes
3RC-Hal2-40 vs. 3RC-Hal2-20	1,230	5	17,479	<0,001	Yes
3RC-Hal2-40 vs. 3RC-Hal2-30	0,630	5	8,952	<0,001	Yes
3RC-Hal2-30 vs. 3RC-Hal2-0	1,510	5	21,457	<0,001	Yes
3RC-Hal2-30 vs. 3RC-Hal2-10	1,240	5	17,621	<0,001	Yes
3RC-Hal2-30 vs. 3RC-Hal2-20	0,600	5	8,526	<0,001	Yes
3RC-Hal2-20 vs. 3RC-Hal2-0	0,910	5	12,931	<0,001	Yes
3RC-Hal2-20 vs. 3RC-Hal2-10	0,640	5	9,095	<0,001	Yes
3RC-Hal2-10 vs. 3RC-Hal2-0	0,270	5	3,837	0,072	No