

**FERNANDA BRANDÃO MOLLICA**

**AVALIAÇÃO DE LEDs DE ALTA INTENSIDADE QUANTO À  
EFICIÊNCIA DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINA COMPOSTA E  
VARIAÇÃO DE TEMPERATURA NA DENTINA BOVINA.**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Odontologia de São  
José dos Campos, Universidade  
Estadual Paulista, como parte dos  
requisitos para obtenção do título de  
MESTRE, pelo Programa de Pós-  
Graduação em ODONTOLOGIA  
RESTAURADORA, Especialidade  
em Dentística.

**FERNANDA BRANDÃO MOLLICA**

**AVALIAÇÃO DE LEDs DE ALTA INTENSIDADE QUANTO À  
EFICIÊNCIA DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINA COMPOSTA E  
VARIAÇÃO DE TEMPERATURA NA DENTINA BOVINA.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Dentística.

Orientadora: Profa. Tit. Maria Amélia Maximo de Araujo

São José dos Campos

2007

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Mollica FB. Avaliação de LEDs de alta intensidade quanto à eficiência de polimerização de resina composta e variação de temperatura na dentina bovina. [Dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2007.

São José dos Campos,

### Banca examinadora

- 1 Prof.(a) Dr.(a): Maia Aneli Máximo de Araújo  
Titulação: Professora Titular  
Julgamento: Aprovada Assinatura M. Araújo
- 2 Prof.(a) Dr.(a): Júlia da Glória Gomes Rollo  
Titulação: Doutora  
Julgamento: Aprovada Assinatura JGR
- 3 Prof.(a) Dr.(a): Maria Filomena R. de H. H. H.  
Titulação: Doutora  
Julgamento: Aprovada Assinatura M. Filomena

## Dedico este trabalho

Aos meus pais, **Eduardo e Isabel**, por todo o amor e dedicação durante todas as etapas da minha vida, pelos exemplos de honestidade e perseverança, pela confiança em mim depositada sempre. Com certeza vocês são responsáveis por tudo o que sou hoje e, tudo o que eu fizer, para o resto da minha vida, será baseado nos bons ensinamentos e exemplos que, de vocês, recebi.

Aos meus avós maternos, **Nair e Lenine** (*in memoriam*) e avós paternos, **Nicéa e João**, por todo o apoio, amor, confiança e valorização a mim concedidos. Este momento também é de vocês.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

***À Profa. Tit. Maria Amélia Maximo de Araujo***

Exemplo de dedicação ao ensino e por quem tenho muita admiração principalmente por sua capacidade de tomar iniciativas nos momentos certos. Agradeço a sua orientação imprescindível em todas as etapas deste trabalho, todos os seus valiosos ensinamentos e sua disponibilidade, mesmo com todas as dificuldades de horário e tempo.

À **Profa. Dra. Maria Filomena R. Lima Huhtala**, por suprir todas as necessidades de ajuda durante este trabalho e pela agradável e produtiva convivência durante o Estágio Docência.

À minha irmã **Juliana**, que apesar de estar morando distante daqui, compartilhou muitos momentos comigo.

À tia **Marlene**, por sempre se preocupar comigo em todos os aspectos e pelo apoio técnico durante a realização deste trabalho. E também aos tios e tias: **Pia, Gilson, Jarina, Tadeu, Luiza e Sérgio**. Aos meus primos, **Davi, Guigui, Álvaro, João, Pedro e Gabizinha**. Apesar de estarmos distantes, vocês são muito importantes para mim e sei que estão sempre torcendo pelo meu sucesso.

Às amigas de longa data **Olívia, Cassia e Celina**. Com certeza, amigas para sempre, pois nem o tempo e a distância foram capazes de nos afastar. Sem vocês, tudo teria sido muito mais difícil, obrigada pelo companheirismo e por me permitirem poder contar com vocês em todos os sentidos, mesmo nos momentos de dificuldade.

Ao **Fabio**, pelo amor mútuo, companheirismo, por acreditar no meu sucesso e pela ajuda em várias etapas deste curso, inclusive neste trabalho. Obrigada por dividir comigo os sonhos, esperanças, as dificuldades e tantos momentos de alegria durante estes anos.

À **Melissa**, por sua ajuda valiosa durante o desenvolvimento da parte experimental e nas etapas finais deste trabalho.

À amiga **Flávia Bizetto** e **Seus Pais**, que dividiram muitos momentos comigo durante esta caminhada, obrigada pela força.

À amiga **Andreia Rosseto**, que me cedeu com o maior prazer um dos aparelhos utilizados neste trabalho. Obrigada pela sua amizade também.

Aos amigos e amigas conquistados neste período de curso **Lilian, Gisela, João, Alessandra, Selma, Ângela, Mariana Pretti, Daniel e Alessandro** que fizeram este tempo de luta ser muito mais agradável e produtivo; vocês estarão sempre em minhas lembranças. Assim como à **Sarina, Sandra e Juliana** e todos que estiveram conosco nesta caminhada.

Aos professores da Disciplina de Dentística com os quais pude conviver mais durante o Estágio Docência, e que contribuíram para o meu aprendizado e crescimento profissional, **Prof. Dr. João Candido de Carvalho, Prof. Dr. Carlos Rocha Gomes Torres, Prof. Dr. Clovis Paganí e Prof. Dr. José Roberto Rodrigues**.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, não apenas pela realização da análise estatística deste trabalho com tanto cuidado e atenção, mas por estar sempre disposto a me atender, mesmo tendo a sua agenda tão lotada. Obrigada por todo o seu apoio em todos os trabalhos durante este curso e pela amizade.

Ao **Prof. Dr. Claudio Antonio Talge Carvalho**, pelo apoio e incentivo desde a graduação, iniciando a minha carreira científica.

Ao **Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim**, pela amizade e por ter me incentivado a seguir a carreira acadêmica desde a época da graduação.

Ao amigo **Walter Cruz**, técnico da Disciplina de Histologia, pela agradável convivência desde o 1º ano de Faculdade, que se perpetuou até hoje. Obrigada por estar sempre disposto a me ajudar e colaborar com o que pudesse.

À **Renata Faria**, aluna do Curso de Doutorado em Prótese, por ter me ajudado a entender o programa necessário para a realização da metodologia deste trabalho, bem como por ter me cedido parte do material.

À **Jane**, secretária do lar. Sem os seus serviços, o tempo seria muito curto para realização de todo este trabalho.

*E a todos que de alguma forma contribuíram para o êxito desta etapa  
de minha vida.  
Meus sinceros agradecimentos.*



## AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos**, da qual tenho muito orgulho, pois foi onde realizei o meu curso de graduação, e a qual deu todo o suporte para que eu continuasse o meu crescimento profissional, com os Estágios que pude fazer e, agora por último, minha Pós-Graduação.

Às **Funcionárias da Biblioteca** desta Faculdade pela ajuda eficiente sempre que preciso e, especialmente, à **Ângela de Brito Bellini**, por se colocar à disposição para o esclarecimento das dúvidas relativas à elaboração desta dissertação.

Aos **Professores do Curso de Mestrado**, pelo aprendizado e dedicação.

Às **Funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora** por todo o auxílio durante este curso.

Ao **Carlos Guedes**, por estar sempre disposto a atender às dúvidas burocráticas relativas a auxílios, bolsas e Comitê de Ética.

Às **Secretárias da Seção de Pós-Graduação**, pelo apoio e esclarecimentos durante todo o curso.

À **Capes**, pelo apoio financeiro concedido.

À **Daniela**, representante da Dentsply, pela concessão de material imprescindível para a realização deste experimento.

***“Viver é mais que vencer dias e anos. É preenchê-los com ideais de amor, grandeza e otimismo. É plantar hoje o que desejamos amanhã.”***

Wagner P. de Menezes

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	12
LISTA DE QUADROS E TABELAS .....	14
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	16
RESUMO .....	17
1 INTRODUÇÃO .....	18
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 Microdureza de resinas compostas .....	21
2.2 Variação de temperatura .....	31
3 PROPOSIÇÃO.....	43
4 MATERIAL E MÉTODO .....	44
4.1 Teste de Microdureza Vickers.....	44
4.2 Preparo das fatias de dentina .....	49
4.3 Medida da variação de temperatura .....	51
4.4 Análise estatística para os valores de microdureza .....	56
4.5 Análise estatística para os valores de temperatura .....	56
5 RESULTADOS .....	58
5.1 Microdureza .....	58
5.2 Variação de temperatura .....	61
6 DISCUSSÃO.....	64
6.1 Da metodologia e resultados de microdureza.....	64
6.2 Da metodologia e resultados de variação de temperatura.....	72
7 CONCLUSÃO .....	78
8 REFERÊNCIAS .....	79
ANEXOS .....	91
APÊNDICES .....	93
ABSTRACT.....	101

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- A- XL 3000, B- SmartLite PS, C-Radii.....	45
FIGURA 2	- Demonstração da confecção dos corpos-de-prova....	46
FIGURA 3	- Corpos-de-prova confeccionados e marcados para diferenciar o topo da base.....	46
FIGURA 4	- Microdurômetro.....	47
FIGURA 5	- Delineamento experimental do teste de microdureza.....	48
FIGURA 6	- Preparo dos dentes bovinos. A- dente bovino limpo; B- secção do ápice radicular para remoção da polpa; C- remoção de 2 mm de esmalte incisal; D- embutimento da raiz em resina acrílica.....	49
FIGURA 7	- Cortes longitudinais seriados no sentido mésio distal na dentina da face vestibular.....	50
FIGURA 8	- Esquema da obtenção da fatia de dentina padronizada. A- fatia de dentina selecionada, B- fatia de dentina demarcada, C- fatia de dentina após recorte com broca de alta rotação.....	50
FIGURA 9	- Termopar e sistema de aquisição de dados. A- Termopar, B- Ligação do termopar aos terminais do sistema de aquisição de dados, C- Sistema de computador de aquisição de dados modelo ADS 2000 IP (frente), D- Sistema de computador de aquisição de dados modelo ADS 2000 IP (atrás).....	51
FIGURA 10	- Partes do dispositivo utilizado durante a mensuração da variação de temperatura nas fatias de dentina.....	53
FIGURA 11	- Delineamento experimental da medida de variação de temperatura.....	55

- FIGURA 12 - Gráfico demonstrando os valores médios de microdureza (em HV) no topo e na base para as FL LED Radian e LED SmartLite, em comparação com a FL halógena XL 3000..... 59
- FIGURA 13 - Gráfico evidenciando a média de variação de temperatura durante fotopolimerização do adesivo, resina composta e resina composta após 24 h de acordo com a fonte de luz..... 62

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 1	- FLs utilizadas.....	44
QUADRO 2	- Distribuição dos grupos de acordo com a FL utilizada, tempo de exposição e densidade de energia.....	46
TABELA 1	- XL 3000/ topo.....	93
TABELA 2	- XL 3000/base.....	93
TABELA 3	- Rádii/topo.....	94
TABELA 4	- Rádii/base.....	94
TABELA 5	- SmartLite/topo.....	95
TABELA 6	- SmartLite/base.....	95
TABELA 7	- Valores médios de microdureza Vickers (em HV) e desvio-padrão no topo e na base dos espécimes para cada FL e tempo utilizados.....	58
TABELA 8	- 10 s/base.....	96
TABELA 9	- 10 s/topo.....	96
TABELA 10	- 20 s/base.....	96
TABELA 11	- 20 s/topo.....	96
TABELA 12	- 40 s/base.....	96
TABELA 13	- 40 s/topo.....	97
TABELA 14	- ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdureza (HV) obtidos (após transformação log).....	60

TABELA 15	- Teste de Tukey (5%) efetuado para os valores de microdureza (HV, em escala logarítmica), segundo as condições experimentais.....	60
TABELA 16	- XL 3000.....	98
TABELA 17	- LED Radii.....	99
TABELA 18	- LED SmartLite.....	100
TABELA 19	- ANOVA de medidas repetidas para os dados de temperatura (°C) obtidos (após transformação log).....	61
TABELA 20	- Média, desvio-padrão e teste de Tukey (5%), em escala logarítmica, dos dados referentes aos aumentos de temperatura registrados (°C).....	62

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CIV = Cimento de Ionômero de Vidro

CQ = Canforoquinona

FL = Fonte de Luz

FLs = Fontes de Luz

g = Grama

°C = Graus Celsius

h = Horas

HV = Microdureza Vickers

J/cm<sup>2</sup> = Joules por centímetro quadrado

LED = Diodo Emissor de Luz

LEDs = Diodos Emissores de Luz

QTH = Quartzo-Halogênio-Tungstênio

min = Minuto

mm = Milímetro

mW/cm<sup>2</sup> = MiliWatts por centímetro quadrado

nm = Nanômetro

PAC = Aparelho Fotopolimerizador de Arco de Plasma

RAAQ = Resina Acrílica Quimicamente Ativada

RC = Resina Composta

RCs = Resinas Compostas

s = Segundos



Mollica FB. Avaliação de LEDs de alta intensidade quanto à eficiência de polimerização e variação de temperatura na dentina bovina [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2007.

## RESUMO

Este estudo teve por objetivo avaliar a eficiência de polimerização de uma resina composta (RC) e a variação de temperatura na dentina bovina, empregando aparelhos de Diodo Emissor de Luz (LED) de alta intensidade em comparação a um aparelho de Quartzo-Halogênio-Tungstênio (QTH). Os aparelhos utilizados foram: Curing Light XL 3000 (3M, 600 mW/cm<sup>2</sup>), LED SmartLite PS (Dentsply, 950 mW/cm<sup>2</sup>) e LED Radian (SDI, 1400 mW/cm<sup>2</sup>) e a RC, a Esthet X (Dentsply). Para o teste de microdureza Vickers, foram confeccionados 84 corpos-de-prova (2 mm x 5 mm) em matriz de teflon bipartida, variando-se o tempo de exposição em 10, 20 e 40 s, sendo que o aparelho XL 3000 foi utilizado para o grupo controle apenas pelo tempo de 40 s. Após 24 h, realizou-se o teste de microdureza no topo e na base dos corpos-de-prova com carga de 50 g e duração de 15 s. Para a medida da variação de temperatura ocasionada pelos aparelhos, foram utilizadas 45 fatias de dentina bovina de 0,7 mm de espessura e termopar tipo T conectado a um sistema de aquisição de dados ADS 2000 IP (Lynx Tecnologia). As fatias foram divididas em três grupos, sendo a variação de temperatura medida em três etapas: 1) durante a fotopolimerização do adesivo (10 s); 2) durante a fotopolimerização da RC (40 s) e 3) após 24 h (40 s). Os valores de microdureza do topo e da base e os dados de temperatura foram submetidos ao teste ANOVA de medidas repetidas e aos testes de Tukey e Dunnett (p=5%). Os resultados revelaram diferença estatística significativa de microdureza no topo e na base quando se utilizaram ambos os LEDs por 10 s em relação ao uso do XL 3000 por 40 s, não havendo diferenças estatísticas entre os grupos com os tempos de 20 s e 40 s. A utilização do LED Radian pelos tempos de 10 e 20 s não foi suficiente para igualar estatisticamente a microdureza do topo e da base dos corpos-de-prova. Quanto à variação de temperatura, na etapa 1, o LED SmartLite causou aumento de temperatura significativamente superior aos demais. Na etapa 2, a utilização de ambos os LEDs produziu aumentos de temperatura significativamente superiores aos produzidos pela utilização do XL 3000 e, na etapa 3, o maior aumento ocorreu com o LED SmartLite, sendo que todos os aparelhos diferiram estatisticamente entre si. Na etapa 3, as variações de temperatura foram significativamente menores do que na etapa 2.

**PALAVRAS-CHAVE:** LED; Resinas Compostas; Microdureza; Temperatura na Dentina.

## 1 INTRODUÇÃO

O aparelho mais comum e que ainda é o mais utilizado para fotopolimerização de resinas compostas (RCs) é o de quartzo-halogênio-tungstênio (QTH), que gera luz através de aquecimento elétrico de um filamento de tungstênio a temperaturas extremamente altas (Yap et al.<sup>76</sup>). Sua lâmpada produz um largo espectro de comprimento de ondas, variando na maioria dos casos de 400 a 500 nm (Rueggeberg<sup>57</sup>), sendo que um filtro interno remove a maioria daqueles que são indesejáveis (Althoff e Hartung<sup>1</sup>, Rueggeberg<sup>57</sup>). Na verdade, estes filtros têm a pretensão de remover a maior parte da radiação fora do âmbito azul, em particular a radiação de âmbito vermelho e infra-vermelho (Rueggeberg<sup>57</sup>), contribuindo para reduzir o calor gerado por estes aparelhos.

Além de gerarem calor considerável, outra desvantagem dos aparelhos QTH é a degradação da intensidade de luz com o tempo (Rueggeberg<sup>57</sup>) devido a diversos fatores, como: flutuações de voltagem, deterioração da lâmpada, deterioração do refletor ou filtro, contaminação da ponta do fotopolimerizador, efeitos dos procedimentos de desinfecção na transmissão da luz e mau funcionamento das fibras fotocondutoras (Davidson e De Gee<sup>13</sup>, Myiazaki et al.<sup>34</sup>, Shortall et al.<sup>60</sup>).

Com o intuito de resolver parte dos problemas inerentes aos aparelhos QTH, foram desenvolvidos os aparelhos à base de diodo emissor de luz (LED) para a fotopolimerização de RCs. Os primeiros Diodos Emissores de Luz (LEDs) surgiram na década de 60 e, inicialmente, emitiam luz de comprimento de onda no espectro vermelho, amarelo e verde. Somente na década de 90, os LEDs passaram a emitir luz azul e, por isso, mais recentemente, atingiram intensidade luminosa

suficiente para serem utilizados na odontologia em aparelhos fotopolimerizadores (Hammesfahr et al.<sup>17</sup>).

Ao invés de gerarem luz através de aquecimento de filamento, estes aparelhos são constituídos de semicondutores que, quando submetidos a corrente elétrica, geram luz azul (Burgess et al.<sup>9</sup>). Como a luz emitida é específica do semicondutor utilizado no circuito, os aparelhos LED produzem uma banda estreita de comprimento de ondas, especialmente escolhidos para excitar os fotoiniciadores comumente usados nas RCs (Althoff e Hartung<sup>1</sup>, Leonard et al.<sup>26</sup>), especialmente a canforoquinona (CQ), que tem sua máxima ativação com luz de comprimento de onda de 470 nm (Nomoto<sup>37</sup>). Esta banda estreita de comprimento de onda não inclui o espectro infra vermelho, não havendo a necessidade de filtros nestes aparelhos, mas inclui os comprimentos de onda do espectro ultra violeta com seus efeitos biológicos adversos (Burgess et al.<sup>9</sup>). No entanto, novos materiais restauradores estão usando outros tipos de fotoiniciadores que geralmente têm sua absorção entre 400 e 450 nm (Rueggeberg<sup>57</sup>) e isto pode dificultar a utilização dos aparelhos LED para sua polimerização.

Inúmeras vantagens dos aparelhos LED em relação aos aparelhos QTH são citadas na literatura. Dentre elas, tem-se que os LEDs duram por milhares de horas enquanto que uma lâmpada convencional dura por apenas 30 a 50 h e, além do mais, os aparelhos LED convertem eletricidade em luz de comprimento de onda adequado mais eficientemente (Rueggeberg<sup>57</sup>). Além disso, uma grande vantagem clínica dos aparelhos à base de LED em relação aos aparelhos QTH é a sua menor geração de calor nas estruturas dentais (Masutani et al.<sup>30</sup>, Smail et al.<sup>63</sup>, Bennett et al.<sup>6</sup>), característica que vem sendo usada na propaganda comercial destes aparelhos e que contribui para que o potencial de tecnologia nesta área seja considerado promissor (Althoff e Hartung<sup>1</sup>, Crawford et al.<sup>12</sup>, Davidson e De Gee<sup>13</sup>, Mills et al.<sup>33</sup>, Nomura et al.<sup>39</sup>).

Apesar de gerarem pouco calor, a 1ª geração de aparelhos LED, os quais se caracterizavam por conter inúmeros LEDs de pequena potência, não tinha desempenho tão bom como os aparelhos convencionais QTH (Dunn e Bush<sup>14</sup>, Leonard et al.<sup>26</sup>, Soh et al.<sup>64</sup>). A luz emitida por estes aparelhos estava num espectro bastante estreito de comprimento de onda, entre 450 e 470 nm (Price et al.<sup>48</sup>), não sendo efetivos para polimerizar RCs contendo certos co-iniciadores além da CQ (Uhl et al.<sup>70,72</sup>). Alguns estudos inclusive verificaram baixa eficiência de polimerização dos aparelhos LED desta geração quando comparados aos aparelhos QTH (Leonard et al.<sup>26</sup>, Dunn e Bush<sup>14</sup>).

Dessa forma, os fabricantes introduziram no mercado a 2ª geração de aparelhos LED, que se caracteriza por ter apenas um LED de alta potência, proporcionando maior potência luminosa, mas ainda com espectro de emissão de luz com comprimento de onda estreito quando comparado aos aparelhos QTH (Uhl et al.<sup>73</sup>, Price et al.<sup>46,47</sup>). Em virtude da sua maior potência, deveria oferecer um melhor desempenho e menores tempos de fotopolimerização (Price et al.<sup>46</sup>).

Além destas gerações, hoje, já se tem disponível, os aparelhos LED de 3ª geração, que usam uma combinação de LEDs para produzir um espectro de emissão de luz mais amplo (Price et al.<sup>47</sup>). Sendo assim, devem polimerizar uma maior parte das RCs existentes em relação aos de 2ª geração.

Como a intensidade de luz diminui conforme se aumenta a profundidade da restauração (Kleverlaan e De Gee<sup>21</sup>), pode ocorrer polimerização inadequada das regiões mais profundas no tempo recomendado pelo fabricante, mesmo nos aparelhos mais potentes. Além disso, deve-se também considerar que não há ainda um consenso em relação ao tempo ideal de fotoativação com a utilização destes novos aparelhos, uma vez que os fabricantes das RCs recomendam determinado tempo, o qual muitas vezes não coincide com o tempo recomendado pelo próprio fabricante do aparelho. Sendo assim, há a

necessidade de comprovação científica em relação ao tempo ideal de fotoativação em virtude da intensidade luminosa do aparelho utilizado.

Segundo Hannig e Bott<sup>18</sup> e Asmussen e Peutzfeldt<sup>4</sup>, estes aparelhos mais potentes podem gerar mais calor. Assim, apesar dos fabricantes certificarem que os aparelhos de LED não geram calor, existe a necessidade de pesquisas que comprovem tal fato, para que o seu uso possa ser praticado com total segurança, principalmente com relação aos equipamentos lançados recentemente, que têm aumento de intensidade luminosa.

A necessidade de tal comprovação científica deve-se ao fato do aumento de temperatura intrapulpar gerado durante tratamentos restauradores ser tema de preocupação dos cirurgiões-dentistas há vários anos, já que pode resultar em danos irreversíveis ao tecido pulpar. Em 1965, preocupando-se com o efeito do calor sobre a vitalidade pulpar, Zach e Cohen<sup>81</sup> realizaram um estudo com dentes de macaco e verificaram que para um aumento de temperatura intrapulpar de 2,77°C houve resposta de caráter reversível, sendo que um aumento de 5,6°C foi capaz de causar necrose em 15% dos dentes.

Analisando-se a literatura e sabendo-se que, idealmente, novos tipos de aparelhos fotopolimerizadores deveriam ser tão eficientes ou mais para polimerização em relação aos aparelhos QTH, destacam-se as seguintes hipóteses: Em relação à eficiência de polimerização, será que estes aparelhos conseguem polimerizar adequadamente as RCs?; Qual seria o tempo de exposição adequado para isto? E será que o aumento de intensidade luminosa dos aparelhos LED leva a aquecimento demasiado das estruturas dentais?

Diante destes questionamentos, considerou-se importante realizar o presente estudo na tentativa de se obter resultados que possam esclarecer estes temas.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Visando facilitar a compreensão dos assuntos abordados neste estudo, a revisão bibliográfica foi dividida em dois tópicos principais:

**2.1 Microdureza de resinas compostas** - estudos a respeito da influência do tipo de aparelho fotopolimerizador na microdureza de RCs e efeito nas suas propriedades e **2.2 Variação de temperatura** - abordagem dos estudos já realizados sobre a influência de diferentes aparelhos fotopolimerizadores na variação de temperatura na resina composta (RC), no dente e na ponta dos equipamentos fotopolimerizadores.

### 2.1 Microdureza de resinas compostas

Há vários estudos sobre microdureza de RCs na literatura, mas a maioria dos trabalhos utilizou-se de aparelhos QTH e LEDs de baixa potência para avaliar comparativamente a eficácia de polimerização.

O efeito da intensidade luminosa de um aparelho QTH na efetividade de polimerização de RC foi estudado por Yap e Seneviratne<sup>77</sup>. Eles utilizaram o aparelho VIP/BISCO (Variable Intensity Polymerizer) nas intensidades de 100, 200, 300, 400, 500 e 600 mW/cm<sup>2</sup> com tempos de ativação de 10, 20, 30, 40, 60, 80, 100, 120 e 180 s para fotopolimerizar espécimes de 2 mm de RC. A microdureza Knoop foi medida a cada incremento de tempo, tanto no topo como na base, com carga de 500 g por 15 s. Foram feitos seis espécimes para cada intensidade de luz. A fotopolimerização foi considerada adequada quando a microdureza era

comparável estatisticamente com a obtida pela utilização do aparelho com  $400 \text{ mW/cm}^2$  por 40 s, tal como o recomendado pelo fabricante, e foi considerada ótima, quando era igual ou maior à obtida nestas mesmas condições. Concluiu-se que polimerização adequada da superfície para polimento final pode ser conseguida com 20 s de ativação a  $200 \text{ mW/cm}^2$ , mas a polimerização ótima só foi conseguida, nesta intensidade, após 180 s. No entanto, a polimerização ótima da base só foi conseguida a partir da intensidade de  $300 \text{ mW/cm}^2$  por 120 s. A  $500 \text{ mW/cm}^2$ , polimerização ótima do topo/base foi atingida após 30 s de ativação.

Quanto aos LEDs de 1ª geração, Dunn e Bush<sup>14</sup> compararam a microdureza do topo e da base de RCs híbridas e de micropartículas ativadas com fontes de luz (FLs) QTH (Optilux 400,  $900 \text{ mW/cm}^2$  e Optilux 501,  $1030 \text{ mW/cm}^2$ ) e LED (LumaCure,  $150 \text{ mW/cm}^2$ , e Versalux,  $150 \text{ mW/cm}^2$ ) por 40 s. Fabricaram 20 espécimes de cada um dos tipos de resina, de 8 mm x 2 mm, através da inserção de RC em molde apoiado sobre tira de poliéster e lâmina de vidro, o qual foi coberto por outra tira e lâmina para polimerização. Os espécimes foram armazenados secos em recipiente à prova de luz e, após 24 h, realizou-se teste de microdureza com carga de 100 g e duração de 10 s. Para cada superfície, obtiveram-se três valores e então foi calculada a média de microdureza. As FLs QTHs produziram dureza significativamente maior do que os LEDs testados, tanto no topo como na base, independentemente do tipo de resina.

Leonard et al.<sup>26</sup> compararam a eficiência de polimerização de três aparelhos LEDs (ZAP Dual Curing Light, LumaCure e Versalux) com um QTH (Optilux 401) através de teste de dureza, utilizando-se RC híbrida e de micropartículas. Foram preparados espécimes de RC com 2 mm de altura e 8 mm de diâmetro. Após 24 h, realizou-se teste de dureza com 100 g de carga e duração de 10 s, no topo e na base dos espécimes. Para cada superfície, obtiveram-se três valores de dureza Knoop. As FLs LED necessitaram de 39 a 61 s para fotopolimerizar 2 mm de RC híbrida

e de 83 a 131 s para fotopolimerizar resina de micropartículas. Em comparação, o aparelho QTH requereu apenas 21 e 42 s para fotopolimerizar a RC híbrida e de micropartículas, respectivamente.

Besnault et al.<sup>7</sup> avaliaram o efeito de um LED (GC E Light) *versus* um aparelho QTH (Astralis 7) na polimerização de três RCs (Tetric Ceram, Charisma e Z100). Foram utilizados cinco modos de polimerização para o LED e um para o QTH e foram confeccionados cinco espécimes de cada RC para serem testados por cada um destes modos. Os espécimes mediam 6 mm x 2 mm e foram polidos com lixa de carbureto de silício 4000 sob refrigeração para remoção da camada superficial. Antes do teste, eles foram estocados por 10 min em temperatura ambiente num recipiente escuro. Foram obtidos cinco valores de microdureza para cada superfície, topo e base, com carga de 200 g por 30 s. Para qualquer material, o modo de polimerização rápido (6 s a 400 mW/cm<sup>2</sup>) e turbo (10 s a 350 mW/cm<sup>2</sup>) com LED, apresentou os menores valores de microdureza, tanto no topo como na base.

Para comparar a eficácia de polimerização de um LED de 2ª geração (UltraLume 2, Ultradent Products Inc.) com um aparelho QTH (Optilux 401, Kerr), Price et al.<sup>46</sup> utilizaram 10 RCs, polimerizadas por 20 e 40 s (LED) e 40 s (QTH). Os corpos de prova com 1,6 mm de espessura e 7 mm de diâmetro foram polimerizados com a ponta do aparelho a uma distância de 2 e 9 mm e a dureza Knoop foi medida no topo e na base após 15 min e após 24 h. A carga aplicada foi de 100 g por 15 s. Concluíram que o aparelho de LED não polimerizou todas as RCs tão bem como o QTH. No entanto, quando usado por 40 s, todas as RCs atingiram dureza comparável com a produzida por QTH.

Rahiotis et al.<sup>50</sup> avaliaram a influência de diferentes tipos de aparelhos fotopolimerizadores em várias características de uma RC. Os aparelhos utilizados foram: Virtuoso-Arco de Plasma (PAC), Elipar TriLight-QTH, FreeLight-LED). Para o teste de microdureza Vickers foram confeccionados 10 espécimes cilíndricos de 3 x 4 mm para cada unidade



fotopolimerizadora testada. Após fotopolimerização dos espécimes, eles foram estocados no escuro por 24 h a 37°C e polidos para remover camada superficial de resina. Em seguida, foram incluídos em resina epóxi e seccionados verticalmente. O teste de microdureza foi realizado com 200 g de carga por 20 s a 0 mm, 2 mm e 4 mm de profundidade. Em todas as profundidades, os valores de microdureza produzidos por PAC e LED foram significativamente menores do que os obtidos com QTH.

Obici et al.<sup>40</sup> estudaram a profundidade de polimerização e dureza Knoop da RC P60 usando diferentes métodos de ativação. Uma matriz bipartida (3 mm de diâmetro; 11 mm de altura) foi preenchida com a resina e fotoativada com luz contínua (800 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s), exponencial (0-800 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s), intermitente (2 s a 600 mW/cm<sup>2</sup> e 2 s sem luz, 80s), PAC (1320 mW/cm<sup>2</sup>, 3 s) ou LED (100 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s). Os espécimes foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ), cortados longitudinalmente, polidos, estocados durante 24 ± 1 h e a dureza foi medida nas profundidades de 1, 2, 3, 4 e 5 mm com carga de 50 g por 15 s. Foram feitas cinco leituras para cada região e calculada a média aritmética. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de Tukey (5%) e mostraram que a profundidade de polimerização foi maior com luz intermitente, seguida por luz contínua, exponencial, PAC e LED. Além de 2 mm de profundidade, todos os métodos revelaram valores de dureza semelhante, mas houve diferenças entre eles em outras profundidades, nas quais o LED apresentou os menores valores, seguido pelo PAC.

Para examinar a profundidade de polimerização e microdureza da RC Z250 (B1, A3 e C4), Tsai et al.<sup>69</sup> utilizaram três aparelhos LED (E-Light, 360 mW/cm<sup>2</sup>; Elipar Freelight, 310 mW/cm<sup>2</sup>; 475H, 260 mW/cm<sup>2</sup>), um aparelho QTH de alta intensidade (Optilux 501, 920 mW/cm<sup>2</sup>) e um QTH convencional (Sirona S1, 530 mW/cm<sup>2</sup>). A profundidade de polimerização após 40 s de exposição foi determinada pelo método ISO 4049:2000 e a microdureza Vickers foi medida a 0, 1, 2,

3 e 4 mm de profundidade. QTH de alta intensidade e QTH convencional apresentaram a melhor profundidade de polimerização. Quanto à dureza, não houve diferença estatística entre os aparelhos LED e os convencionais QTH. No entanto, nas regiões mais profundas, a dureza diminuiu mais rapidamente para os LEDs, especialmente abaixo de 3 mm. Concluiu-se que os aparelhos LED disponíveis no mercado promovem adequada profundidade de polimerização e dureza para espessura de resina recomendada pela técnica incremental (2 mm), mas para espessuras além desta, o desempenho destes aparelhos não é igual aos QTH convencionais e de alta intensidade.

Santos et al.<sup>58</sup> realizaram estudo para determinar os efeitos da intensidade de luz e do tipo de fonte de luz (FL) na dureza de cimentos resinosos e de uma RC. As FLs QTH utilizadas foram Visilux 2 ( $550 \text{ mW/cm}^2$ ) e Optilux 501 ( $1360 \text{ mW/cm}^2$ ) e o aparelho de LED foi o Elipar FreeLight ( $320 \text{ mW/cm}^2$ ). Os espécimes foram fotoativados por 10, 30 e 40 s e foram testados 24 h após. O teste de microdureza Knoop foi realizado apenas no topo dos espécimes de cimento resinoso e, no topo e na base, dos espécimes de RC, com carga de 30 g. Foram realizadas seis medições em cada superfície. Os resultados mostraram que a FL QTH de alta intensidade e o maior tempo de fotoativação produziram os maiores valores de microdureza. A FL LED produziu os valores de dureza mais baixos para a base dos espécimes.

Avaliando a profundidade de polimerização e dureza Knoop de um LED de 2ª geração em relação a um aparelho QTH, Uhl et al.<sup>73</sup> verificaram que o LED atingiu maior profundidade de polimerização para as três RCs utilizadas. Em relação à dureza Knoop, o LED causou dureza igual ou significativamente maior nas resinas Z100 e Admira, que contém apenas CQ como fotoiniciador. No entanto, quando o LED foi utilizado na resina Revolclin, que contém outros co-iniciadores além da CQ, os quais absorvem comprimentos de onda menores que 410 nm, os valores de dureza atingidos foram significativamente menores.

Alguns autores, como Peris et al.<sup>45</sup>, preocuparam-se em estudar o efeito do tipo de RC na microdureza Knoop quando são utilizados aparelhos QTH e LEDs. As FLs utilizadas foram: FreeLight1, Ultrablue II Corded, Ultrablue III Cordloss, LEC 470 I e Optilux 501, sendo os LEDs utilizados de baixa potência. Os espécimes mediam 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura e foram preparados com auxílio de molde metálico e tiras de poliéster e lâminas de vidro, sendo polimerizados por 40 s. Foram estocados por 24 h em água destilada e o teste de microdureza foi realizado com 10 g de carga e duração de 10 s em 5 pontos, no topo e na base e, em seguida, calculou-se a média. Concluíram que a microdureza das RCs varia de acordo com o tipo de resina, a FL e a profundidade na qual a microdureza é medida.

Cefaly et al.<sup>10</sup> avaliaram a microdureza de materiais resinosos (Z100, Definite e Dyract) polimerizados com aparelho LED (Ultraled, 130 mW/cm<sup>2</sup>) e QTH (Curing Light 2500, 760 mW/cm<sup>2</sup>). Os espécimes de 2 mm de espessura foram ativados por 40 e 60 s e, em seguida, foram estocados em recipiente com água destilada por 24 h. Foram obtidos três valores de microdureza Vickers do topo e da base. A carga utilizada foi de 50 g por 15 s. No topo dos espécimes, não houve diferença de dureza entre as FLs para Z100 e Dyract. No caso da Definite, a dureza foi menor com o uso do LED. Na base, a dureza de todos os materiais foi menor com LED, sendo maior com o tempo de 60 s. O LED não foi capaz de produzir a mesma dureza que a unidade halógena nos materiais testados.

Para estudar o efeito do aumento de densidade de energia na dureza Knoop de RCs (Z250 e Esthet-X), Correr et al.<sup>11</sup> prepararam cavidades cilíndricas (3 mm x 3 mm) na superfície vestibular de 144 incisivos bovinos. As RCs foram inseridas em incremento único e fotopolimerizadas com as seguintes FLs: QTH (700 mW/cm<sup>2</sup>; 20 s, 30 s e 40 s); LED (440 mW/cm<sup>2</sup>; 20 s, 30 s e 40 s); PAC (1700 mW/cm<sup>2</sup>; 3 s, 4,5 s e 6 s). Os espécimes foram armazenados a 37°C por 24 h antes da

realização das leituras de microdureza, seccionados e polidos. Foram realizadas três leituras por profundidade: superfície, 1 mm e 2 mm. A dureza das RCs fotoativadas por luz halógena ou LED não diferiu entre si. O aumento do tempo de exposição produziu RCs com maiores valores de dureza Knoop quando se utilizou LED ou PAC, mas não influenciou quando se utilizou unidade halógena. Os valores diminuíram com o aumento de profundidade. O aumento da densidade de energia produziu RCs com maior dureza Knoop quando o LED e PAC foram utilizados.

Park et al.<sup>43</sup> compararam a efetividade de um aparelho QTH (XL 3000, 730 mW/cm<sup>2</sup>, G1) com dois aparelhos LED de 1ª geração (Elipar FreeLight, 330 mW/cm<sup>2</sup>, G4; Experimental Product X, 310 mW/cm<sup>2</sup>, G5) e dois LEDs de 2ª geração (Elipar FreeLight 2, 980 mW/cm<sup>2</sup>, G2; Ultra Lume LED 2, 560 mW/cm<sup>2</sup>, G3). Foram analisadas a contração linear de polimerização, a velocidade de polimerização e a microdureza Vickers de RC. A contração de polimerização da RC, em 60 s, foi G1, G2, G3>G4, G5. Quanto à velocidade de polimerização, a ordem foi G1,2>G3>G4,5. No topo dos espécimes, não houve diferença quanto à microdureza. Na base, a ordem de microdureza foi G1,2>G3>G4,5

Yap e Soh<sup>78</sup> investigaram a eficácia de polimerização de um LED de nova geração de alta potência (Elipar Freelight 2 – 3M-ESPE), comparando-a com um aparelho LED menos potente (Elipar Freelight – 3M-ESPE) e outros aparelhos QTH (Max, Dentsply-Caulk; Elipar TriLight, 3M – ESPE; Astralis 10, Ivoclar – Vivadent). A eficácia de polimerização foi determinada medindo-se a microdureza do topo e da base de espécimes de RC de 2 mm de espessura, utilizando-se microdurômetro digital com carga de 500 g e duração de 15 s, 1 h após a polimerização. Concluíram que a eficácia de polimerização do LED de alta potência testado foi comparável à dos outros aparelhos, mesmo com redução de 50% do tempo de ativação.

Schneider<sup>59</sup> avaliou a dureza de duas RCs (Filtek Z250 e Filtek Flow) quando utilizadas três FLs (XL 2500-600 mW/cm<sup>2</sup>, Apollo 95E-1450 mW/cm<sup>2</sup>, Ultrablue Is-400 mW/cm<sup>2</sup>). Após fotoativação dos espécimes, estes foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável e armazenados por 24 h. Após este período, foram polidos e o teste de dureza Knoop foi realizado com carga de 50 g por 15 s. Foram realizadas três endentações em cada região: superfície, 1 mm e 2 mm de profundidade. A FL PAC promoveu valores de dureza estatisticamente inferiores às outras a 2 mm de profundidade. Comparando-se as FLs QTH e LED em todas as profundidades, não houve diferença estatística quanto à dureza das RCs.

Ramp et al.<sup>51</sup> verificaram que a fotopolimerização com LED de baixa potência foi igual ou superior à fotopolimerização com QTH. Mas, neste estudo, o LED foi utilizado por 40 s e o QTH, por 30 s, para que houvesse uma compensação devido à menor intensidade luminosa do LED (209,76 mW/cm<sup>2</sup>) em relação ao QTH (289,02 mW/cm<sup>2</sup>). Isto pode ter contribuído para a obtenção dos resultados favoráveis com o uso do LED. Os autores ressaltaram, no entanto, que LEDs mais potentes podem causar polimerização mais rápida, maior geração de calor, e maior contração de polimerização, fatores pelos quais os aparelhos QTH vêm sendo criticados.

Felix et al.<sup>16</sup> compararam o efeito de tempos de fotoativação reduzidos na microdureza de RCs fotoativadas com LED de 2ª geração (FreeLight 2) e aparelho QTH (TriLight), este último operando no modo de alta potência ou no modo convencional, a distâncias de 2 e 9 mm. O LED e QTH em alta potência foram utilizados por 50% do tempo recomendado pelo fabricante, enquanto QTH no modo convencional foi utilizado por 100% do tempo recomendado. Moldes bipartidos feitos de molares humanos, simulando preparo de Classe I com 1,5 mm de diâmetro por 4 mm de profundidade, foram preenchidos com RC. Após fotoativação, o molde era aberto e removia-se a tira de poliéster interposta

entre ambas as partes do molde. A superfície foi polida e os espécimes foram armazenados em temperatura ambiente por 15 min antes do teste de microdureza Knoop, realizado com carga de 100 g por 15 s. A microdureza foi medida a 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0 e 3,5 mm de profundidade. Os resultados evidenciaram que o LED utilizado por 50% do tempo recomendado, a 2 mm de distância, teve desempenho melhor ou equivalente ao aparelho QTH utilizado nos dois modos. À distância de 9 mm, o QTH em alta potência produziu maiores valores de microdureza além de 1,5 mm de profundidade.

Comparando a eficácia entre um LED de terceira geração e um LED de segunda geração, com a mesma energia total dispendida, Price et al.<sup>48</sup> descobriram que a utilização do aparelho de terceira geração, de amplo espectro, produziu dureza semelhante nas RCs testadas em relação ao uso dos de segunda geração, de menor espectro. Para isso, utilizaram seis marcas de RC, as quais foram inseridas em molde com 2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro, apoiado sobre tira de poliéster. O tempo de polimerização foi de 20 s para todas as RCs, a uma distância aproximada de 2 mm. Utilizou-se tira de poliéster sobre a superfície para prevenir a formação de camada de resina não bem polimerizada, pela inibição causada pelo ar. A microdureza Knoop foi medida, no topo e na base de cada espécime, após 10 min, aplicando-se carga de 100 g por 10 s.

Ray et al.<sup>52</sup> analisaram a microdureza Vickers de RC polimerizada com aparelho LED (Freelight, 3M/ESPE, 630 mW/cm<sup>2</sup>) e QTH (XL 3000, 3M, Dental Products Division, 310 mW/cm<sup>2</sup>). Os espécimes foram confeccionados com o auxílio de 2 lâminas de vidro, às quais foi interposto o molde de 1,5 mm de espessura e 8 mm de diâmetro. O tempo de irradiação foi de 5, 10, 15, 20, 30 e 40 s para cada grupo e a microdureza foi medida 1 h e 24 h após, no topo e na base, com carga de 300 g por 10 s. Ambas as FLs produziram dureza similar no topo e na base, mas os melhores valores de microdureza foram obtidos com 40 s de

exposição e tempo de espera de 24 h para as medições. Além disso, concluíram que o tempo de exposição adequado é mais crítico para se atingir microdureza ideal quando se usa LED, sendo que quando se utiliza QTH, o tempo de espera é mais crítico. Dessa forma, o polimento imediato de restaurações é mais apropriado quando se utiliza LED por tempo adequado para fotopolimerização.

Owens<sup>41</sup> avaliou o desempenho de polimerização de quatro aparelhos LED (L.E. Demetron I – 200-800 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s; Coltolux LED – 800-1400 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s; Ultra-Lume LED 5 - >800 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s; Elipar FreeLight 2 – 1000 mW/cm<sup>2</sup>, 20 s) e um aparelho convencional (Schein VCL – 750-900 mW/cm<sup>2</sup>, 40 s). Foram preparadas cavidades cilíndricas (4 mm diâmetro, 8-11 mm altura) em molares humanos extraídos na junção cimento-esmalte da face vestibular, as quais foram restauradas com resina Esthet X. Após 5 min, a superfície oclusal foi desgastada até expor a RC. Foi realizada a medida da profundidade de polimerização e os aparelhos também tiveram seu espectro de distribuição de comprimento de onda avaliado por espectrofotômetro. Os aparelhos de LED apresentaram espectro de comprimento de onda entre 400 e 515 nm, com todos eles exibindo pico entre 450 e 480 nm, o mais efetivo para ativar CQ. O aparelho QTH apresentou 525 nm de espectro, valor acima do limite aceitável. Os espécimes polimerizados com L.E. Demetron I e Coltolux LED apresentaram profundidade de polimerização significativamente maiores em relação aos polimerizados com outros aparelhos.

Queiroz et al.<sup>49</sup> avaliaram a microdureza superficial de duas RCs, Tetric Ceram e Tetric Flow, fotoativadas com duas FLs: QTH (Ultralux EL) e à base de LED (Ultraled XP). Foram confeccionados 40 corpos-de-prova (5 x 5 x 6 mm), com auxílio de matriz de teflon, os quais foram divididos em quatro grupos: Grupo I- Tetric Ceram QTH; Grupo II- Tetric Ceram LED; Grupo III- Tetric Flow QTH; Grupo IV- Tetric Flow LED. Após o lixamento e polimento dos corpos-de-prova, realizou-se análise de

microdureza Vickers do topo e da base de cada amostra. Os resultados mostraram que a FL QTH foi estatisticamente mais efetiva ( $p < 0,05$ ) do que o LED independente da RC utilizada.

Zouian-Ferreira et al.<sup>82</sup> avaliaram a microdureza superficial e a 2 mm de profundidade de RCs submicro-híbrida (SM)- Esthet X/Dentsply, microparticulada (M)- Durafil/Heraeus Kulzer e nanoparticulada (N)- Supreme/3M fotoativadas por diferentes unidades de luz: halógena (LH) Dabi Atlante, LED (LED) Dabi Atlante e LED de alta intensidade (LEDAl) SDI. Foram confeccionados 90 corpos-de-prova com 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura, fotoativados por 40 s. De acordo com o material e o tipo de FL, obtiveram-se os seguintes grupos (n=10): Grupo I: SM/LH; Grupo II: M/LH; Grupo III: N/LH; Grupo IV: SM/LED; Grupo V: M/LED; Grupo VI: N/LED; Grupo VII: SM/LEDAl; Grupo VIII: M/LEDAl; Grupo IX: N/LEDAl. Os espécimes permaneceram em saliva artificial, em estufa a  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ , por 24 h. Em seguida, foram levados ao microdurômetro com carga de 25 g por 5 s, sendo realizadas 3 endentações para cada corpo-de-prova. Os resultados foram submetidos ao teste ANOVA e teste de Tukey ( $p < 0,05$ ), não apresentando diferenças significativas na dureza superficial. A 2 mm de profundidade, a microdureza para SM foi significativamente maior com LED e LEDAl, não se observando este comportamento para as resinas M e N.

## 2.2 Variação de temperatura

Alguns autores já se preocuparam em estudar a variação de temperatura provocada principalmente por aparelhos fotopolimerizadores de lâmpada halógena.

Hansen e Asmussen<sup>19</sup> realizaram um experimento para estudar o aumento de temperatura causado por dez aparelhos QTH e



analisar a eficácia do cimento de ionômero de vidro (CIV) como isolante térmico. Utilizaram espécimes de RC pré-polimerizados, os quais foram fotoativados por 60 s por cada um dos aparelhos QTH. A razão para se utilizar espécimes pré-polimerizados foi excluir a interferência do aumento de temperatura causado pela própria reação exotérmica de polimerização da resina. Os espécimes foram divididos em três grupos: A- termopar situado imediatamente abaixo da superfície livre de resina; B- termopar situado a 3,2 mm da superfície da resina; C- o espécime consistia de 2 mm de resina na base e 2 mm de CIV, sendo o termopar colocado no CIV, 3,2 mm abaixo da superfície de resina. No grupo A, o maior aumento de temperatura foi 19,3°C (20 s), 26,3°C (40 s) e 29,2°C (60 s). No grupo B, o maior aumento foi 6,5°C (20 s), 10,4°C (40 s) e 12,3°C (60 s). O CIV diminuiu efetivamente o aumento de temperatura, sendo um meio efetivo de proteção da polpa.

Shortall e Harrington<sup>62</sup> avaliaram o aumento de temperatura de dois aparelhos QTH (Optilux 401, 710 mW/cm<sup>2</sup> e Luxor 4000, 350 mW/cm<sup>2</sup>) de diferentes intensidades luminosas a várias distâncias da ponta do termopar, 0, 2, 4 e 6 mm, sem a utilização de RC e com a utilização de incrementos de RCs de 2 mm de espessura. Neste último, a ponta do aparelho foi posicionada diretamente sobre a superfície da resina e após a fotoativação por 60 s, foi realizada nova fotoativação através da resina já polimerizada. O aumento de temperatura a diferentes distâncias da ponta do termopar foi maior para o Optilux (11,2°C a 0 mm) do que para o Luxor (4,9°C a 0 mm), que era menos potente. A magnitude do aumento de temperatura teve relação com a polimerização exotérmica do material, já que os aumentos de temperatura obtidos quando a resina já estava polimerizada foram significativamente menores.

Pereira<sup>44</sup> analisou a variação de temperatura na cavidade pulpar em dentes molares humanos extraídos, durante a fotopolimerização do adesivo e das camadas de RC em uma restauração de Classe I, com 1 mm de dentina remanescente. Foram testados seis

aparelhos com intensidade de luz e calor variáveis, sendo que para cada aparelho foram utilizados 10 dentes. Os aparelhos foram: Ultralux Eletronic-Dabi Atlante (350/400 mW/cm<sup>2</sup>), Heliomagic GT 600-Vigodent S/A (350/400 mW/cm<sup>2</sup>), Heliomagic HD-Vigodent (500/600 mW/cm<sup>2</sup>), Gnatus-Gnatus (600/700 mW/cm<sup>2</sup>), XL 3000-3M (650/750 mW/cm<sup>2</sup>) e Optilux 500-USA (800/900 mW/cm<sup>2</sup>). Em uma das raízes foi realizado um alargamento do conduto radicular por onde foi introduzida a ponta de um termopar, que ficou em contato com o teto da câmara pulpar. O conjunto dente/termopar foi fixado a um dispositivo e levado a um recipiente com água a uma temperatura de 37°C. O termopar foi conectado a um aparelho indicador de temperatura que registrou a variação de segundo a segundo. Cada fotopolimerizador foi acionado 10 s para o adesivo e 40 s para cada uma das camadas de RC. Concluiu que: a) durante a aplicação do adesivo e inserção das camadas de resina houve diminuição de temperatura na cavidade pulpar; b) o aparelho fotopolimerizador Heliomagic HD promoveu o maior aumento de temperatura; c) no final da restauração, a elevação de temperatura mostrou correlação com a intensidade de luz dos aparelhos, exceção feita ao XL 3000; d) a menor elevação de temperatura na cavidade pulpar, quando da fotopolimerização do adesivo, foi promovida pelo fotopolimerizador Optilux 500.

Hannig e Bott<sup>18</sup> realizaram um estudo para avaliar o aumento de temperatura na câmara pulpar durante a fotopolimerização de RCs com os seguintes aparelhos fotopolimerizadores: Heliolux II (H)- Vivadent (320 mW/cm<sup>2</sup>), QHL 75 (Q)- Dentsply (505 mW/cm<sup>2</sup>), Astralis 5 (A)- Vivadent (515 mW/cm<sup>2</sup>), Optilux 500 (O)- Demetron (670 mW/cm<sup>2</sup>), Elipar Highlight (EH)- ESPE (730 mW/cm<sup>2</sup>), ADT 1000 PAC (P)- American Dental Technologies (1196 mW/cm<sup>2</sup>). Para isso, confeccionaram cavidades de Classe II em molares humanos, deixando uma camada de dentina de 1 mm de espessura entre a câmara pulpar e a parede axial da cavidade proximal, sob a qual foi posicionado um termopar tipo K através

de uma fina camada de um composto de silicone condutor de calor. A câmara pulpar foi preenchida por água e o dente imerso em um recipiente com água ( $37^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ ). Uma camada de RC de 2 mm foi inserida no soalho da caixa proximal sem condicionamento ácido e sem o uso de adesivo para que a resina fosse facilmente removida, já que todos os experimentos foram realizados no mesmo dente. Estudos preliminares garantiram que a não utilização do sistema adesivo não influenciaria significativamente o aumento de temperatura observado. O tempo de fotopolimerização para H, A, Q, O e EH foi de 40 s e 5-10 s para P. Os resultados foram:  $2,9 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$  (H),  $4,7 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$  (A),  $5,4 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$  (P, 5 s),  $5,6 \pm 0,4^{\circ}\text{C}$  (Q),  $6,1 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$  (EH,  $100 \text{ mW/cm}^2$  por 10 s,  $730 \text{ mW/cm}^2$  por 30 s),  $6,9 \pm 0,4^{\circ}\text{C}$  (EH),  $7,3 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$  (O),  $7,8 \pm 0,9^{\circ}\text{C}$  (P, 10 s). Concluíram que os aparelhos fotopolimerizadores de alta potência (A, EH, O, P, Q) causam aumentos de temperatura significativos em comparação aos convencionais (H).

Loney e Price<sup>28</sup> realizaram um experimento para determinar o efeito de um aparelho QTH (Optilux 401, 40 s) com extremidade de 8 mm ( $663\text{-}720,7 \text{ mW/cm}^2$ , com e sem tira de poliéster) e com extremidade concentradora de luz (Turbo Light Guide;  $973\text{-}1037 \text{ mW/cm}^2$ ) e de um PAC (Apollo 95E Curing Light, 3 s;  $1930 \text{ mW/cm}^2$ ) na transferência de calor através de 1 mm de resina pré-polimerizada e duas espessuras de dentina (0,58 mm e 1,45 mm). Também se mediu a temperatura diretamente da extremidade do aparelho. A média de aumento de temperatura variou de  $1,8^{\circ}\text{C}$ , medido através de 1 mm de resina e 1,45 mm de dentina com PAC, para  $26,4^{\circ}\text{C}$ , medido diretamente na ponta Turbo. Para cada aparelho, o aumento de temperatura foi maior quando medido diretamente na extremidade fotopolimerizadora e menor, quando medido através de resina e na espessura de dentina de 1,45 mm.

Knezevic et al.<sup>22</sup> propuseram-se a comparar o grau de conversão e o aumento de temperatura de quatro RCs híbridas fotoativadas com dois aparelhos QTH (Heliolux GTE,  $600 \text{ mW/cm}^2$ , e

Elipar Highlight, 100 mW/cm<sup>2</sup> por 10 s e 700 mW/cm<sup>2</sup> por 30 s) e um aparelho LED (16 LEDs, 12 mW/cm<sup>2</sup>) na superfície do material e a 1 mm de profundidade. O tempo de fotoativação foi 40 s. O grau de conversão foi maior para todos os materiais polimerizados com os aparelhos QTH. O maior aumento de temperatura ocorreu com o uso do Heliolux GTE na superfície e a 1 mm de profundidade.

Tarle et al.<sup>66</sup> avaliaram o aumento de temperatura e grau de conversão de três diferentes materiais quando fotopolimerizados com um LED experimental (9 mW/cm<sup>2</sup>), PAC (1370 mW/cm<sup>2</sup>) e QTH (560 mW/cm<sup>2</sup>). O aumento de temperatura foi avaliado em espécimes medindo 4 x 4 x 4 mm com termopar tipo K inserido a 2 mm de profundidade, através de multímetro digital conectado a um programa de computador. O grau de conversão foi conseguido através de transformação infravermelha de Fourier. Os resultados revelaram grau de conversão significativamente maior para QTH enquanto o aumento de temperatura foi significativamente menor para LED e PAC.

Procurando avaliar a contração de polimerização, o aumento de temperatura e a microdureza Knoop de acordo com o tipo de aparelho e modo de ativação, Hofmann et al.<sup>20</sup>, verificaram que a FL QTH produziu os maiores aumentos de temperatura, seguidos por um LED de maior potência e outro de menor potência. Não ocorreram diferenças em relação ao aumento de temperatura, quanto ao modo de ativação, contínuo ou progressivo, na mesma unidade fotopolimerizadora. Os valores de microdureza mais baixos ocorreram quando se utilizou LED de menor potência no modo contínuo.

Uhl et al.<sup>71</sup> investigaram o aumento de temperatura em três diferentes compósitos (Z100, Durafill, Solitaire2) em duas cores (A2, A4) polimerizados por 40 s com dois aparelhos LED (FreeLight e LED63-protótipo de LED) e com dois aparelhos QTH (Trilight- modo standard e soft-start, Translux). O aumento de temperatura foi medido durante 60 s com termopar. Os fatores FL ( $p < 0,0001$ ), compósito ( $p < 0,0001$ ) e cor

( $p < 0,0014$ ) tiveram influência significativa no aumento de temperatura. Todas as RC fotoativadas com QTH atingiram aumento de temperatura significativamente maior do que os fotoativados por LED a 2 mm de profundidade. Em geral, as RC de cor mais clara (A2) atingiram temperaturas maiores do que as de cor escura (A4) quando se utilizou LED. Quando se utilizou QTH, a situação foi inversa.

Ozturk et al.<sup>42</sup> avaliaram o aumento de temperatura em dois diferentes adesivos (Clearfil SE Bond-Kurakay (CSEB) e EBS Multi-3M/ESPE (ESBM)) e RCs (Clearfil AP X- Kurakay (CAPX)- e Pertac II-3M/ESPE (PII)) quando fotopolimerizados por quatro diferentes aparelhos: diodo emissor de luz - LED (Elipar Freelight, 3M/ESPE, 500 mW/cm<sup>2</sup>), arco de plasma- PAC (Power PAC, ADT, 1200-1500 mWcm<sup>2</sup>), quartzo-halogênio-tungstênio- QTH (Hilux, Express Dental Products, 500 mW/cm<sup>2</sup>) e quartzo-halogênio-tungstênio de alta intensidade- HQTH (Optilux 501, Kerr, 850 mW/cm<sup>2</sup>). Para isso, 40 discos de dentina foram preparados a partir de pré-molares extraídos e posicionados em dispositivo desenvolvido para medir o aumento de temperatura. Este dispositivo constava de três moldes de Teflon apoiados um sobre o outro: topo (para apoiar a ponta do fotopolimerizador a uma distância padronizada), central (molde para a inserção da camada de RC), fundo (onde eram colocados os discos de dentina). Todo o dispositivo, com exceção da superfície superior foi cercado por um molde de silicone contendo uma abertura na região inferior que permitia a entrada de um termopar tipo J na região central do disco de dentina. Um composto de silicone condutor de calor foi aplicado sob o disco para facilitar a transferência de calor dele para o termopar. O aumento de temperatura durante a fotopolimerização do adesivo e RC foi medido e não houve diferença significativa entre ambos. Os maiores aumentos de temperatura foram observados durante a fotopolimerização do ESBM com PAC e HQTH, sendo eles 5,16°C e 4,28°C, respectivamente. Os aumentos de temperatura produzidos por QTH, tanto para a fotopolimerização do adesivo como da RC, foram

significativamente menores do que os induzidos por PAC e HQTH. No entanto todos estes valores foram significativamente maiores do que os produzidos por LED. Concluíram que aparelhos com alta potência causaram aumento de temperatura significativamente maiores do que os de baixa potência. No entanto, neste estudo, nenhum aumento de temperatura excedeu a temperatura crítica de 5,6°C, que compromete a vitalidade pulpar.

Kleverlaan e De Gee<sup>21</sup> estudaram a eficiência de polimerização e a geração de calor de dois equipamentos de lâmpada halógena de alta intensidade, Astralis 10- Ivoclar Vivadent (1100 mW/cm<sup>2</sup>) e Optilux 501- Kerr (1000 mW/cm<sup>2</sup>) na fotopolimerização de três RCs (InTen-S- Ivoclar Vivadent, Tetric Ceram- Ivoclar Vivadent e Filtek Z250-3M/ESPE). A expectativa era de que os dois equipamentos apresentassem a mesma eficiência de fotopolimerização e geração de calor. A eficiência de polimerização foi avaliada através da dureza Vickers e mensurações da profundidade de polimerização. A geração de calor durante a fotopolimerização foi medida em cavidades padronizadas (3 mm de diâmetro, 2 mm de profundidade) confeccionadas em um bloco de gesso. A temperatura foi medida com um termopar tipo K associado a um programa de análise de dados (Pico Technology, St Neots, UK) cuja ponta foi posicionada no centro das cavidades, as quais foram preenchidas com RC. Após cobrir a restauração com tira matriz e quando a temperatura estava equilibrada com a temperatura ambiente (23 ± 0,1°C), a RC era polimerizada por 10 s. Quando as restaurações retornavam à temperatura ambiente, eram irradiadas por 10 s pela segunda vez para registrar o aumento de temperatura gerado apenas pelas fontes de polimerização. Não houve diferença significativa quanto à eficiência de polimerização entre as duas lâmpadas para as três RCs. O aumento de temperatura variou de 11,2°C a 16,2°C. Na segunda irradiação, variou de 8,2°C a 12,1°C. Em todos os casos, Optilux 501 gerou menos calor do que Astralis 10.

Asmussen e Peutzfeldt<sup>4</sup> analisaram o aumento de temperatura induzido por alguns aparelhos fotopolimerizadores de LED e QTH relacionando-o à potência destes aparelhos. Para isso, introduziram a ponta de um termopar no centro de um cilindro de RC antes de sua polimerização até encostar na tira matriz do fundo. A resina foi inserida em um molde de Teflon apoiado em uma tira matriz transparente e foi fotopolimerizada por 40 s de ambos os lados por um aparelho XL 3000 - 3M. No dia seguinte, foi realizado registro do aumento de temperatura após 20 s de fotopolimerização com cada um dos aparelhos. A potência dos aparelhos foi mensurada com radiômetro odontológico. Os autores verificaram que a temperatura aumenta proporcionalmente ao aumento de potência dos aparelhos. Além disso, concluíram que a razão para estudos anteriores terem provado que os aparelhos de LED geram menor aumento de temperatura do que os de lâmpada halógena é que os aparelhos de LED de 1ª geração utilizados nestes estudos apresentavam menor potência do que os atuais.

Knezevic et al.<sup>24</sup> avaliaram a influência da intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores Elipar Trilight (ESPE), Astralis 7 (Vivadent) e Lux-o-Max (Akedo Dental) no aumento de temperatura em amostras de RC Tetric Ceram (Vivadent). A temperatura foi medida com um multímetro cuja ponta do medidor de temperatura foi inserida na RC não polimerizada a 1 mm de profundidade. Concluíram que: a) o maior aumento de temperatura ocorreu quando se usou o aparelho de lâmpada halógena Elipar Trilight no programa standard; b) o menor aumento de temperatura ocorreu com o aparelho de LED Lux-o-Max; c) o maior aumento de temperatura ocorreu durante os primeiros 20 s de fotoativação.

Vandewalle et al.<sup>74</sup> compararam a emissão térmica e eficiência de polimerização de dois aparelhos LED (LEDemetron 1, SDS/Kerr; Allegro, Den-Mat) e um convencional (VIP, BISCO). Todos os aparelhos foram testados em sua potência máxima, mas o aparelho

convencional também foi testado com 50% de sua potência máxima ( $312 \text{ mW/cm}^2$ ). As medições de temperatura no ar ( $23^\circ\text{C}$ ) foram realizadas a distâncias de 0 a 5 mm da ponta do fotopolimerizador com termopar (Fluke Corp.). O tempo de ativação dos aparelhos foi de 40 s e as temperaturas foram registradas a cada 5 s por 90 s. O aumento de temperatura intrapulpar foi medido em dentes molares humanos extraídos com preparos oclusais de Classe I (2,5 mm de profundidade) através de termopar tipo K (Omega Corp) inserido na câmara pulpar com fina camada de composto transmissor de calor (GC Thorsen), sendo a posição comprovada por radiografia. As raízes e a câmara pulpar ficaram submersas em água destilada a  $37^\circ\text{C}$  em câmara úmida (Sabri Enterprises). O adesivo dentinário foi aplicado na cavidade de acordo com as recomendações do fabricante e polimerizado por 40 s com a ponta do fotopolimerizador posicionada sobre as pontas de cúspide. As temperaturas foram registradas a cada 5 s por termômetro digital (Omega Corp) por 90 s. As médias dos valores máximos e desvios padrões foram calculados para cada FL sob cada condição testada (0 e 5 mm, pulpar) e analisados pelo teste ANOVA e Tukey's Post-hoc. Para testar a eficiência de polimerização, foram fabricadas pastilhas de RC (Z100, 3M/ESPE) com 2 mm de profundidade e 8 mm de diâmetro fotopolimerizadas com LED e aparelho QTH a distâncias de 1 e 5 mm. A Dureza Knoop foi determinada no topo e na base. Concluiu-se que não houve diferença estatisticamente significativa quanto à máxima emissão térmica e valores de microdureza entre os testados na máxima potência e potências equivalentes; aparelhos de última geração de LED têm potência significativamente maior e são capazes de produzir altas temperaturas.

Schneider<sup>59</sup> estudou o aumento de temperatura durante a fotoativação de duas RCs (Filtek Z250 e Filtek Flow) cor A3, com duas diferentes espessuras (2 e 3 mm) e três FLs (QTH: XL 2500-600  $\text{mW/cm}^2$ -20 s, PAC: Apollo 95E-1450  $\text{mW/cm}^2$ -3 s, LED: Ultrablue Is-400  $\text{mW/cm}^2$ -20 s). O aumento de temperatura foi registrado por termopar tipo K



conectado a um termômetro digital. Uma base de resina acrílica autopolimerizável foi construída para servir como guia do termopar e como suporte para o disco de dentina bovina de 0,5 mm. A esta base foram adaptadas matrizes de silicone de condensação, uma com espessura de 2 mm e outra com 3 mm. A inserção do compósito foi realizada em incremento único. Utilizou-se tira de poliéster sobre o compósito, o qual foi fotoativado com a ponta do aparelho encostada sobre o conjunto. Os valores obtidos foram submetidos ao teste ANOVA três fatores e teste de Tukey ( $p=0,05$ ). Os espécimes mais espessos apresentaram menor aumento de temperatura significativo e o aparelho QTH (XL 2500) produziu os maiores valores.

Schneider<sup>59</sup> avaliou também, com os mesmos aparelhos, a influência de diferentes densidades de energia no grau de conversão e alterações de temperatura de RCs. Para isso utilizou três métodos: A) tempo de exposição recomendado pelo fabricante (QTH-20 s, PAC-3 s, LED-20 s), B) aumento do tempo de exposição do LED e PAC para padronizar a densidade de energia total entre os aparelhos (QTH-20 s, PAC-7,5 s, LED-30 s), C) modificação do tempo de exposição do LED e PAC para padronizar a densidade de energia do QTH no espectro de comprimento de onda entre 450-490 nm (QTH-20 s, PAC-5 s, LED-22 s). As medições de temperatura foram feitas da mesma forma que foi descrito no parágrafo anterior, mas o aparelho permaneceu próximo ao conjunto durante a fotoativação, e não encostado a ele e só se utilizou uma espessura de compósito (2 mm). Resultados: No método A, QTH produziu os maiores aumentos de temperatura (1,39°C) e o grau de conversão promovido pelo LED e QTH não diferiram, ambos sendo melhores que o PAC. No método B, o aumento de temperatura promovido por QTH (1,39°C) e LED (1,6°C) foi maior do que o PAC (0,68°C) e o grau de conversão foi similar para todos. No método C, quanto ao aumento de temperatura, os resultados foram iguais ao método B; o grau de conversão de QTH não diferiu de LED e PAC, mas LED e PAC diferiram

entre si. Concluiu-se que, mantendo constante a densidade total de energia, todos os aparelhos produziram graus de conversão similares e PAC promoveu menor aumento de temperatura.

Yazici et al.<sup>79</sup> avaliaram o aumento de temperatura na câmara pulpar durante a polimerização de RC com dois aparelhos de lâmpada halógena (Spectrum 800, 550 mW/cm<sup>2</sup> por 40 s, e Elipar Trilight – modo standard, 800 mW/cm<sup>2</sup> por 40 s, e exponencial, 100-800 mW/cm<sup>2</sup> por 15 s e 800 mW/cm<sup>2</sup> por 25 s), um LED (LED, Elipar Freelight, 400 mW/cm<sup>2</sup> por 40 s) e um PAC (Virtuoso, Xenon PowerArc, 1980 mW/cm<sup>2</sup> por 3 s). Determinaram também o efeito da espessura de remanescente dentinário neste aumento. Uma cavidade Classe II oclusodistal com remanescente dentinário de 2 mm foi preparada em um molar humano extraído. Uma camada de RC híbrida foi inserida na caixa proximal e um termopar tipo K (Pyrometer) foi inserido no interior da câmara pulpar preenchida com composto transmissor de calor, tendo sua posição sido verificada por radiografia. Durante o teste, as raízes dentais e a porção inferior da coroa ficaram submersas em água a 37°C. Todos os experimentos foram realizados no mesmo dente. O tempo de irradiação foi de 40 s, para o aparelho convencional e LED, e 3 s para o arco de plasma. Os mesmos procedimentos foram realizados após modificação do remanescente dentinário para 1 mm de espessura. As únicas diferenças significantes de aumento de temperatura ocorreram entre o Elipar Trilight modo standard e o LED, este apresentando os mais baixos aumentos de temperatura. Aumento significativamente maior de temperatura foi observado com remanescente dentinário de 1 mm.

Tarle et al.<sup>67</sup> estudaram o grau de conversão, aumento de temperatura e contração de polimerização de duas RCs híbridas (Tetric Ceram/Ivoclar Vivadent e Filtek Z250/3M), cor A2, polimerizadas com FL QTH e LED. Os aparelhos utilizados foram um LED de baixa potência (Lux-o-Max/Akeda Dental, 10 s a 50 mW/cm<sup>2</sup> e 30 s a 150 mW/cm<sup>2</sup>) e um aparelho QTH (Astralis 7/Ivoclar Vivadent) nos modos de alta potência

(40s a 750 mW/cm<sup>2</sup>), baixa potência (40 s a 400 mW/cm<sup>2</sup>) e progressivo (15 s a 150-400 mW/cm<sup>2</sup> e 25 s variando entre 400 e 750 mW/cm<sup>2</sup>). Os resultados mostraram que variação de temperatura e contração de polimerização significativamente menores são vantagens importantes da FL LED. No entanto, o grau de conversão foi significativamente menor com o uso do LED, tanto na superfície como a 2 mm de profundidade.

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar LEDs de alta intensidade quanto à:

a) eficiência de polimerização com diferentes tempos de exposição e

b) variação de temperatura na dentina bovina sob adesivo dentinário e RC.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Teste de Microdureza Vickers

Foram confeccionados 84 corpos-de-prova (2 mm x 5 mm) em RC Esthet X (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), cor A3, utilizando-se a mesma matriz de Teflon bipartida usada durante a medida de variação de temperatura (Figura 11-C).

As FLs utilizadas foram o aparelho QTH Curing Light XL 3000 e os aparelhos LED: SmartLite PS e Radii (Quadro 1, Figura 1).

**Quadro 1-** FLs utilizadas.

FL	Tipo	Intensidade luminosa	Fabricante	Intervalo de comprimento de onda	Modo de polimerização
XL 3000	QTH	600 mW/cm <sup>2</sup>	3M/ESPE, Dental Products, Saint Paul, MN 55144, EUA	Pico: 470-480 nm	contínuo
SmartLite PS	LED	950 mW/cm <sup>2</sup>	Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, RJ, Brasil	450 – 490 nm (pico: 460 nm)	contínuo
Radii	LED	1400 mW/cm <sup>2</sup>	SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia	440 – 480 nm (pico: 460 nm)	Incremental gradativo (aumenta durante primeiros 5 s)



**FIGURA 1-** A- XL 3000, B- SmartLite PS, C- Radii.

Todas as FLs tiveram sua intensidade aferida com radiômetro (Light Intensity Radiometer, modelo 3K, Spirith Health), sendo que no caso da unidade fotopolimerizadora Radii, foi utilizado o radiômetro do próprio aparelho.

Para confecção de cada corpo-de-prova, a matriz de Teflon foi posicionada sobre uma tira de poliéster limpa, que estava sobre uma lâmina de vidro. Em seguida, o orifício da matriz foi preenchido com RC em único incremento até a superfície e colocou-se outra tira de poliéster limpa e outra lâmina de vidro, a qual foi pressionada sobre o conjunto. Esta última lâmina de vidro serviu para garantir uma superfície lisa e plana e também para padronizar a distância da ponta da FL, que permaneceu encostada a ela durante a fotoativação (Figura 2). Os corpos-de-prova foram marcados com caneta de retroprojeter na base para diferenciá-la do topo no momento do teste de microdureza (Figura 3).



**FIGURA 2-** Demonstração da confecção dos corpos-de-prova.



**FIGURA 3-** Corpos-de-prova confeccionados e marcados para diferenciar o topo da base.

No Quadro 2, pode-se verificar a distribuição dos grupos de acordo com o tipo de FL utilizada, tempo de ativação e densidade total de energia recebida por cada corpo-de-prova. Os grupos 2 e 3 tinham 36 espécimes cada, sendo que para cada tempo de ativação testado foram confeccionados 12 espécimes. O grupo 1 serviu como controle, contendo 12 espécimes.

**Quadro 2-** Distribuição dos grupos de acordo com a FL utilizada, tempo de exposição e densidade de energia.

Grupo	FL	Intensidade luminosa (mW/cm <sup>2</sup> )	Tempo de exposição (s)	Densidade de energia (J/cm <sup>2</sup> )
1	QTH- XL 3000	600	40	24
2	LED- SmartLite	950	10	9,5
			20	19
			40	38
3	LED- Radian	1400	10	14
			20	28
			40	56

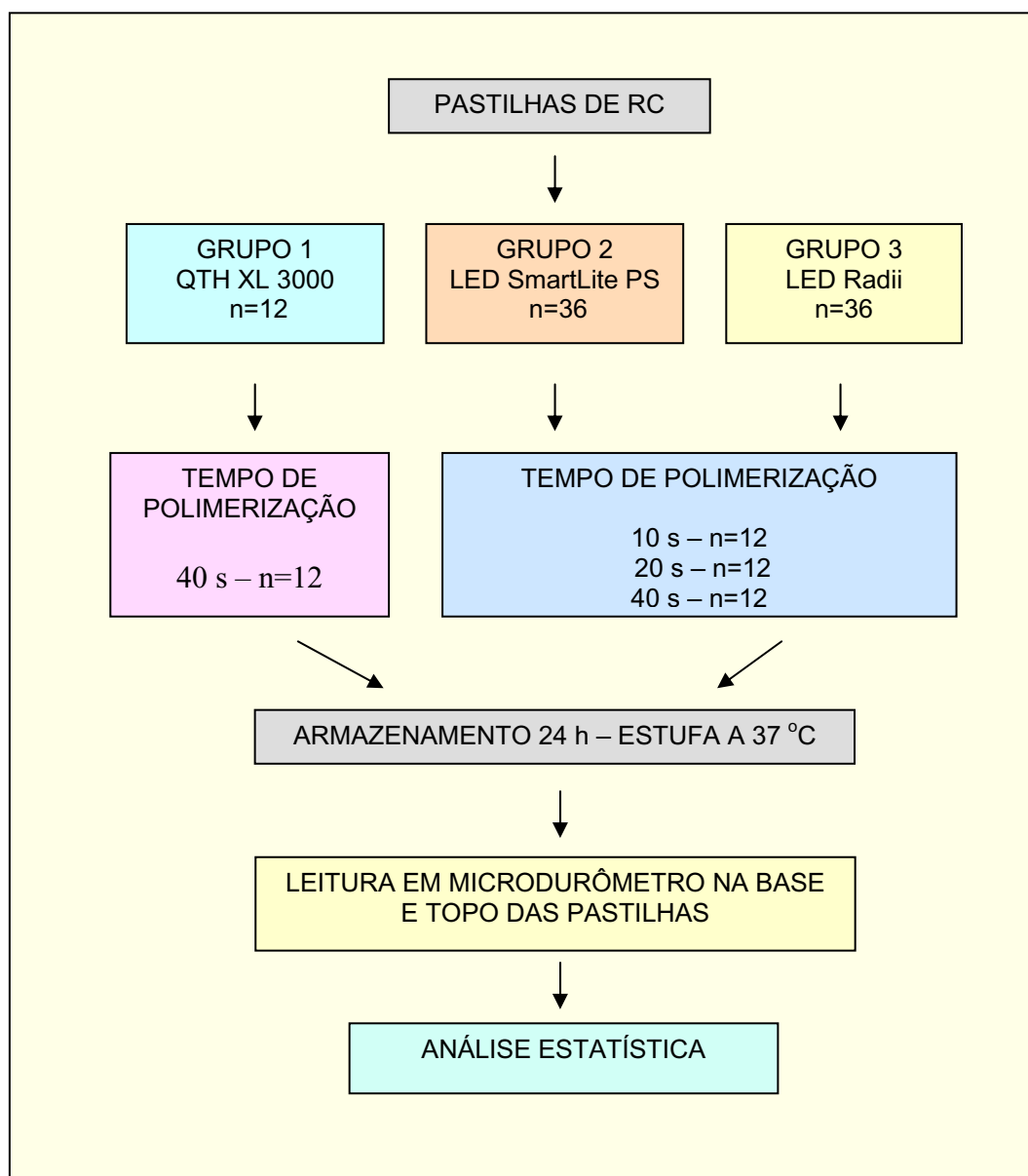
Os corpos-de-prova foram armazenados em recipiente fechado contendo água destilada em estufa à 37°C. Após 24 h, realizou-se o teste de microdureza com Microhardness Tester FM-700 (Future-Tech Corp., Tokyo, Japão) (Figura 4). A carga utilizada foi de 50 g com 15 s de duração. Foram realizadas três endentações tanto no topo como na base e, em seguida, obteve-se a média dos valores de microdureza de cada corpo-de-prova para ambas as superfícies.



**FIGURA 4-** Microdurômetro.



Na Figura 5, apresenta-se o delineamento experimental referente ao teste de microdureza.

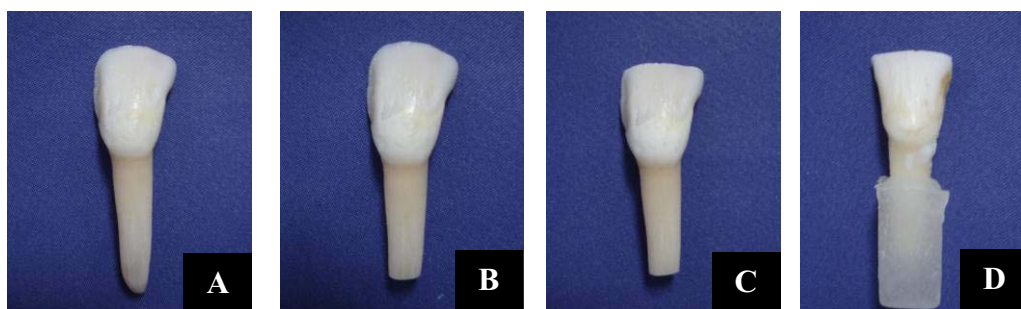


**FIGURA 5-** Delineamento experimental do teste de microdureza.

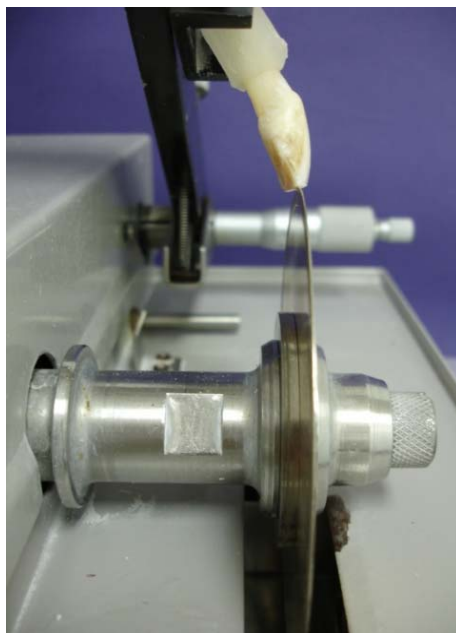
## 4.2 Preparo das fatias de dentina

Foram obtidas mandíbulas bovinas em um matadouro de São José dos Campos das quais 45 dentes incisivos foram extraídos e limpos com curetas periodontais (Figura 6-A). Em seguida, os ápices radiculares foram seccionados para posterior remoção dos restos pulpares com lima endodôntica (Figura 6-B) e removeu-se 2 mm da incisal em torno de alta rotação (Kohl Bach, Jaraguá do Sul, SC, Brasil) (Figura 6-C). Os dentes foram armazenados em recipientes fechados contendo água destilada e congelados em freezer a  $-18^{\circ}\text{C}$  até a sua utilização (Araújo et al.<sup>2</sup>).

As raízes dos dentes foram embutidas em resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 6-D), empregando-se uma matriz de silicone (Silibor, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) para permitir a sua fixação à cortadeira Labcut 1010 (Extec, São Paulo, SP, Brasil), onde foram realizados os cortes longitudinais seriados no sentido méso distal na dentina da face vestibular para obtenção das fatias de dentina (Figura 7). Cada fatia foi cortada com 0,7 mm de espessura, medida confirmada com o auxílio de espessímetro.



**FIGURA 6-** Preparo dos dentes bovinos. A- dente bovino limpo; B- secção do ápice radicular para remoção da polpa; C- remoção de 2 mm de esmalte incisal; D- embutimento da raiz em resina acrílica.



**FIGURA 7-** Cortes longitudinais seriados no sentido mésio distal na dentina da face vestibular.



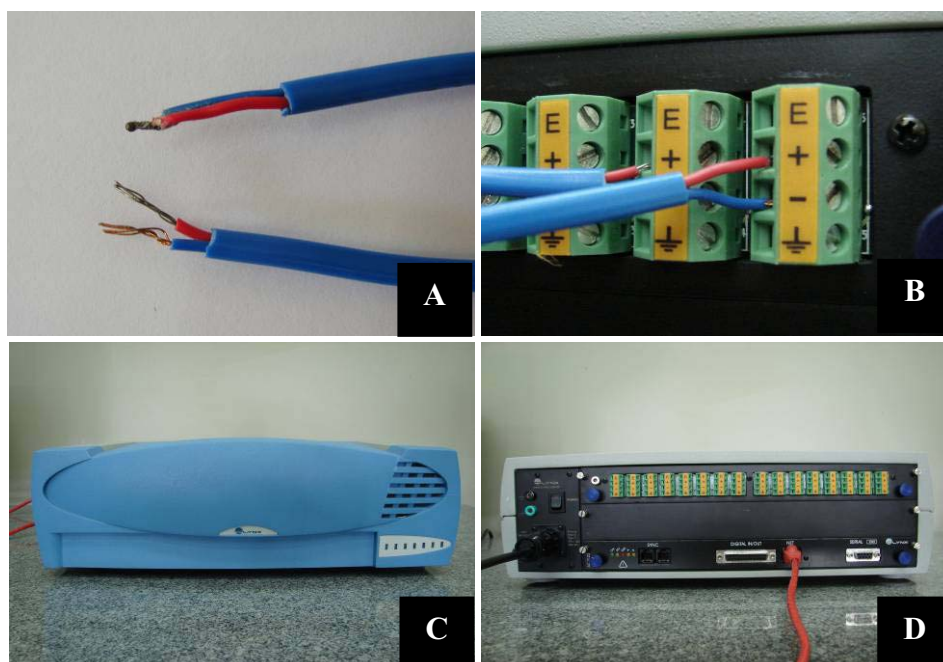
**FIGURA 8-** Esquema da obtenção da fatia de dentina padronizada. A- fatia de dentina selecionada, B- fatia de dentina demarcada, C- fatia de dentina após recorte com broca de alta rotação.

De cada dente, foi selecionada apenas a fatia vestibular mais próxima à câmara pulpar (Figura 8-A), correspondente à dentina de profundidade média. A fatia de dentina selecionada foi demarcada com lápis (Figura 8-B) para que fosse desgastada com ponta diamantada cilíndrica (1093, KG Sorensen, Barueri, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação, de modo que todas as fatias tinham suas dimensões padronizadas em 10 mm x 7 mm (Figura 8-C).

Após preparadas as 45 fatias de dentina bovina, estas foram divididas em três grupos de 15 fatias, sendo que a variação entre os grupos foi a FL, que foram as mesmas utilizadas no teste de microdureza.

### 4.3 Medida da variação de temperatura

As variações de temperatura foram registradas por meio de um termopar tipo T [Cobre (+) x Constatan (-)] (Ecil Met Tec Ltda, Piedade, São Paulo, Brasil) (Figura 9-A), conectado a um sistema de aquisição de dados modelo ADS 2000 IP (Lynx Tecnologia Eletrônica, Brasil) (Figuras 9-B, 9-C, 9-D), o qual estava conectado a um computador.



**FIGURA 9-** Termopar e sistema de aquisição de dados. A- Termopar, B- Ligação do termopar aos terminais do sistema de aquisição de dados, C- Sistema de computador de aquisição de dados modelo ADS 2000 IP (frente), D- Sistema de computador de aquisição de dados modelo ADS 2000 IP (atrás).

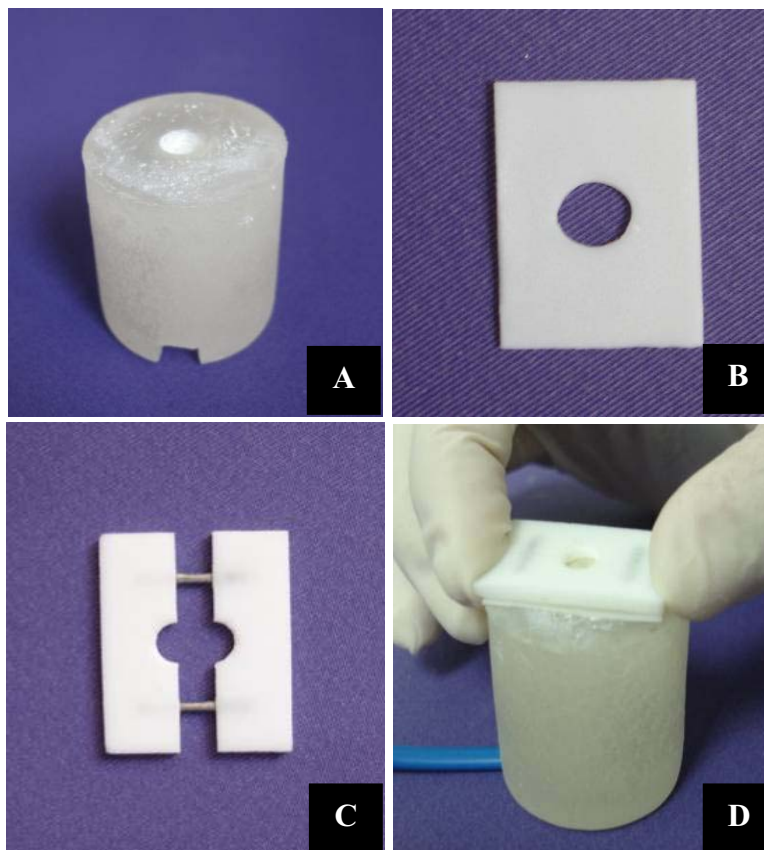
Foi confeccionado um dispositivo para ser utilizado durante a medida da variação de temperatura, contendo:

- Base de RAAQ (Jet, Clássico, São Paulo, SP, Brasil), com orifício central para servir de guia para a passagem do termopar e de suporte para a fatia de dentina (Figura 10-A);

- Peça de Teflon com 1 mm de espessura contendo orifício central, que serviu de isolante térmico em relação à base de RAAQ durante o experimento (Figura 10-B), sobre a qual foi apoiada a fatia de dentina;

- Peça de Teflon bipartida com orifício central de 2 mm de espessura e 5 mm de diâmetro, que foi apoiada sobre a fatia de dentina, servindo de matriz para inserção da RC em incremento único (Figura 10-C);

- Dispositivo completo com a fatia de dentina interposta entre as peças de Teflon (Figura 10-D).



**FIGURA 10-** Partes do dispositivo utilizado durante a mensuração da variação de temperatura nas fatias de dentina.

Foram registradas as variações de temperatura através de todas as fatias de dentina utilizadas antes de qualquer procedimento restaurador para verificar se não havia variações estruturais que poderiam afetar as variações de temperatura. A média obtida foi  $1,66^{\circ}\text{C} \pm 0,64$ .

Antes que a fatia de dentina bovina fosse montada no dispositivo, era realizado condicionamento ácido, com ácido fosfórico 37% (cond AC 37, FGM, Joinville, SC, Brasil), na superfície que receberia o incremento de RC durante 15 s, seguido de lavagem com spray ar-água por 30 s e secagem com bolinha de algodão. Em seguida, posicionava-se a fatia entre as duas peças de Teflon, fixando-as com o auxílio de massa adesiva Multi-Tak (Pritt, Henkel Ltda, Itapevi, SP, Brasil). Para facilitar a

transferência de calor da fatia de dentina para a ponta do termopar, aplicou-se pasta termocondutora (Implastec, Votorantim Indústria Brasileira, São Paulo, SP, Brasil) no orifício central da base de resina acrílica e ao redor da extremidade do termopar.

Os passos seguintes foram:

a) Aplicação de adesivo dentinário Prime & Bond NT (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) seguindo as recomendações do fabricante;

b) Fotopolimerização do adesivo por 10 s com mensuração e registro da temperatura transmitida à fatia de dentina a cada segundo;

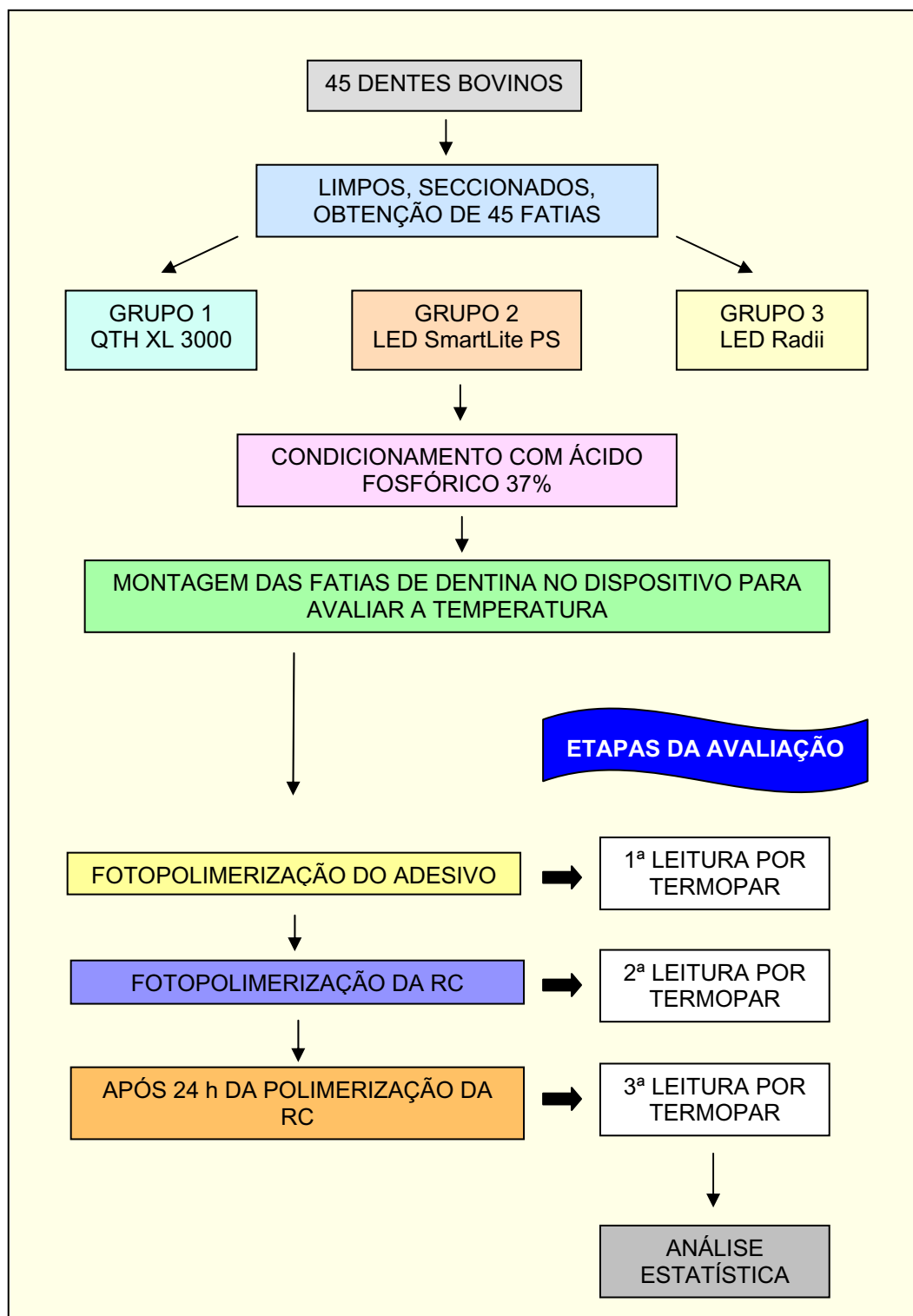
c) Inserção e condensação da RC Esthet X (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), cor A2, com espátula de inserção nº 1 e condensador de amálgama até o limite superior da matriz de Teflon em incremento único;

d) Adaptação de tira de poliéster sobre a RC e matriz de Teflon e fotoativação por 40 s com a ponta do fotopolimerizador apoiada sobre o conjunto.

A temperatura ambiente foi mantida a  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  por um aparelho de ar condicionado.

Para cada fatia de dentina, foram registrados os valores de temperatura a cada segundo em três etapas: 1) durante a fotopolimerização do adesivo; 2) durante a fotopolimerização da RC e 3) após 24 h da polimerização da RC, através do programa *AqDados*. Com a utilização do programa *AqAnalisis*, obtiveram-se os valores de variação de temperatura correspondentes à temperatura máxima menos a temperatura inicial. Estes programas são destinados à aquisição e análise de sinais coletados por meio do sistema de aquisição de dados ADS 2000 IP.

Na Figura 11, apresenta-se o delineamento experimental desta parte da metodologia.



**FIGURA 11-** Delineamento experimental da medida de variação de temperatura.



#### **4.4 Análise estatística para os valores de microdureza**

Doze réplicas foram consideradas em cada uma das doze condições experimentais, as quais foram estabelecidas pelos três fatores em estudo: FL, Tempo e Superfície. Os valores de microdureza obtidos foram analisados pelos seguintes testes estatísticos: análise de variância de medidas repetidas e teste de comparação múltipla de Tukey. Este experimento seguiu um esquema fatorial tipo 2 x 3 x 2, ou seja, dois tipos de FL: LED Radian e LED SmartLite; três tempos: 10 s, 20 s e 40 s e duas regiões (topo e base) da unidade experimental (pastilha de RC). Foi considerado, também, um tratamento adicional como grupo controle: (QTH XL 3000 sob tempo de exposição de 40 s). O teste de Dunnett foi aplicado para comparação entre as condições experimentais e o respectivo controle. O nível de significância escolhido para todos os testes estatísticos foi  $p=0,05$ .

#### **4.5 Análise estatística para os valores de temperatura**

Quinze réplicas foram consideradas em cada uma das nove condições experimentais, as quais foram estabelecidas pelos dois fatores em estudo: FL e Etapa de Avaliação. Os valores de temperatura obtidos foram analisados pelos seguintes testes estatísticos: análise de variância de medidas repetidas e teste de comparação múltipla de Tukey. Este experimento, que teve como unidade experimental as fatias de dentina, seguiu um esquema fatorial tipo 3 x 3, ou seja, três tipos de FLs: QTH XL 3000, LED Radian e LED SmartLite; e três etapas de avaliação: durante a fotopolimerização do adesivo, durante a fotopolimerização da

RC e após 24 h. O nível de significância escolhido para todos os testes estatísticos foi  $p=0,05$ .

## 5 RESULTADOS

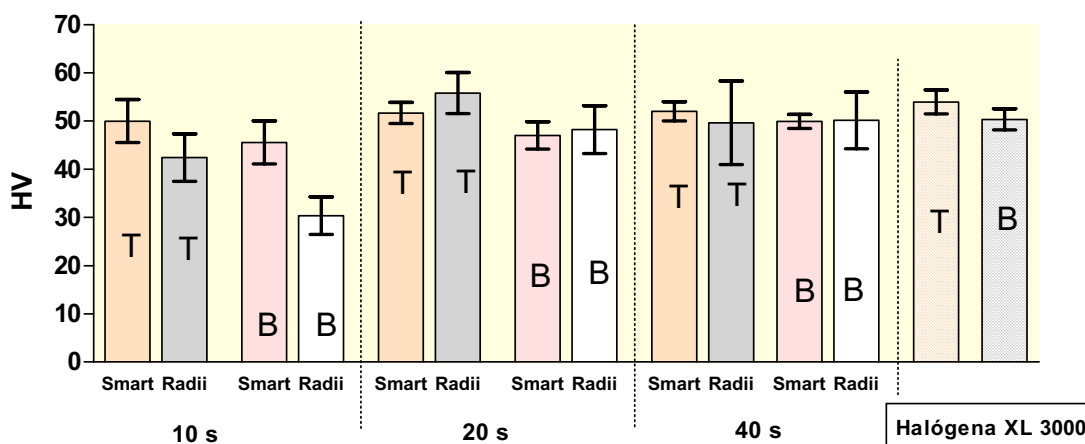
### 5.1 Microdureza

Os dados originais referentes aos valores de microdureza obtidos com a utilização de cada um dos aparelhos podem ser visualizados no Apêndice A.

A estatística descritiva dos dados está apresentada na Tabela 7 e Figura 12.

**Tabela 7-** Valores médios de microdureza Vickers (em HV) e desvio-padrão no topo e na base dos espécimes para cada FL e tempo utilizados.

Superfície	Tempo	QTH XL 3000	LED Radii	LED SmartLite
Topo	10 s	-----	42,42 ± 4,92	49,98 ± 4,47
Base			30,36 ± 3,89	45,56 ± 4,46
Topo	20 s	-----	55,81 ± 4,27	51,68 ± 2,19
Base			48,21 ± 4,98	47,01 ± 2,81
Topo	40 s	53,95 ± 2,49	49,61 ± 8,66	52,00 ± 1,98
Base		50,33 ± 2,17	50,15 ± 5,89	49,88 ± 1,44



**FIGURA 12-** Gráfico demonstrando os valores médios de microdureza (em HV) no topo e na base para as FL LED Radii e LED SmartLite, em comparação com a FL halógena XL 3000.

Os resultados do teste de Dunnett, que promove uma comparação dos grupos experimentais com o controle, podem ser vistos no Apêndice B. Verificou-se que, no tempo de exposição de 10 s, o LED Radii e o LED SmartLite diferiram do XL 3000 nas posições topo e base. No entanto, com tempo de exposição de 20 s e 40 s, não houve diferença estatística de nenhum dos aparelhos LED, em ambas as localizações, em relação ao XL 3000.

A Tabela 14 apresenta os resultados do teste ANOVA de medidas repetidas. Tendo havido diferenças estatísticas, realizou-se o teste de Tukey (Tabela 15) entre os grupos experimentais para identificar os grupos homogêneos, sendo observado que o LED Radii apresentou diferença estatística significativa de microdureza entre as superfícies topo e base com os tempos de exposição de 10 e 20 s. No caso do LED SmartLite PS, todos os tempos de exposição foram suficientes para não causar diferença estatística de microdureza entre as superfícies topo e a base.

**Tabela 14-** ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdureza (HV) obtidos (após transformação log).

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
FL	1	0,055	0,05	19,16	0,0001*
Tempo	2	0,24	0,12	42,04	0,0001*
Interação	2	0,14	0,69	24,19	0,0001*
Resíduo I	66	0,19	0,00		
Superfície	1	0,09	0,09	89,39	0,0001*
Fontes*Superf	1	0,01	0,01	10,18	0,0022*
Tempo*Superf	2	0,04	0,02	23,05	0,0001*
Fontes*Tempo*Superf	2	0,02	0,01	12,94	0,0001*
Resíduo II	66	0,06	0,00		
Total	143	0,87			

**Tabela 15-** Teste de Tukey (5%) efetuado para os valores de microdureza (HV, em escala logarítmica), segundo as condições experimentais.

FL	Tempo	Superfície	Média(dp)	Média (log)	Grupos Homogêneos
	10 s	TOPO	42,42(4,92)	1,624829	B
		BASE	30,36(3,89)	1,478976	A
LED Ralii	20 s	TOPO	55,81(4,27)	1,745539	D
		BASE	48,21(4,98)	1,680830	B C
	40 s	TOPO	49,61(8,66)	1,689045	B C D
		BASE	50,15(5,89)	1,697440	C D
	10 s	TOPO	49,98(4,47)	1,697169	B C D
		BASE	45,56(4,46)	1,656458	B C
LED SmartLite	20 s	TOPO	51,68(2,19)	1,712968	C D
		BASE	47,01(2,81)	1,671480	B C
	40 s	TOPO	52,00(1,99)	1,715775	C D
		BASE	49,89(1,44)	1,697836	C D

## 5.2 Variação de temperatura

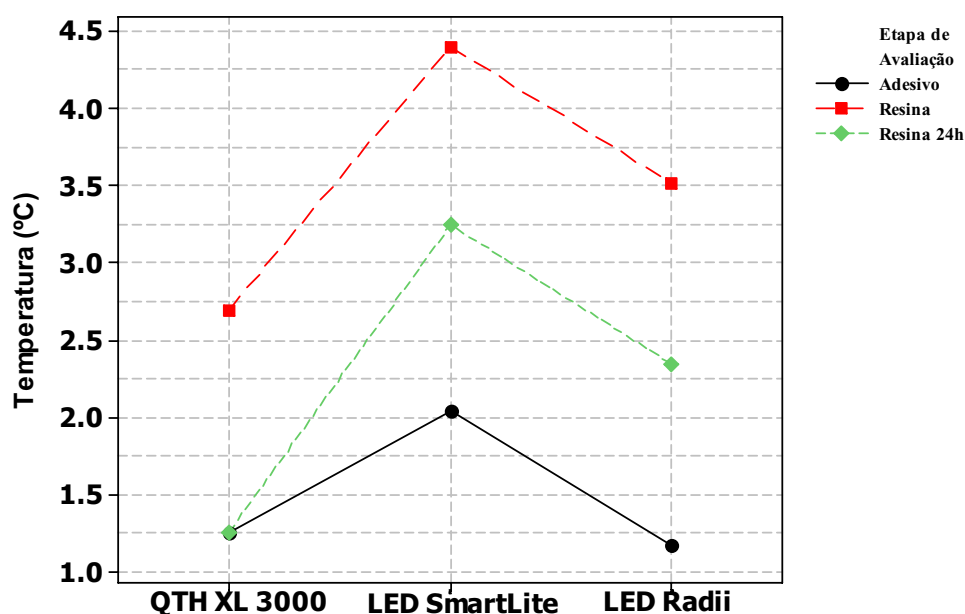
Os dados de variação de temperatura obtidos com a utilização de cada um dos aparelhos pode ser visualizado no Apêndice C.

Os resultados do teste de análise de variância de medidas repetidas estão elucidados na Tabela 19.

**Tabela 19-** ANOVA de medidas repetidas para os dados de temperatura (°C) obtidos (após transformação log).

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
FL	2	48,96	24,48	35,02	0,0001*
Resíduo I	42	29,36	0,70		
Etapa	2	98,24	49,12	1147,52	0,0001*
Interação	4	8,20	2,05	47,90	0,0001*
Resíduo II	84	3,60	0,0428		
Total	134	188,36			

Por meio do teste ANOVA de medidas repetidas, verificou-se que o fator interação apresentou diferença estatística significativa. O gráfico de médias (Figura 13) ilustra a diferença de relacionamento entre as condições com cada FL. Após a realização do teste ANOVA de medidas repetidas, aplicou-se o teste de Tukey (Tabela 20) para a comparação das médias das nove condições experimentais.



**FIGURA 13-** Gráfico evidenciando a média de variação de temperatura durante fotopolimerização do adesivo, resina composta e resina composta após 24 h de acordo com a fonte de luz.

**Tabela 20-** Média, desvio-padrão e teste de Tukey (5%), em escala logarítmica, dos dados referentes aos aumentos de temperatura registrados (°C).

Etapa de avaliação	Duração da fotoativação	QTH XL 3000	LED SmartLite	LED Radii
Adesivo	10 s	1,29 ± 0,43 F	2,04 ± 0,42 E	1,16 ± 0,16 F
RC	40 s	2,72 ± 0,61 CD	4,41 ± 0,82 A	3,57 ± 0,39 AB
RC após 24 h	40 s	1,30 ± 0,24 F	3,25 ± 0,74 BC	2,38 ± 0,38 DE

\*Na comparação em coluna, valores médios seguidos por letras distintas diferem estatisticamente entre si.

No teste de Tukey, observou-se que na etapa de polimerização do adesivo, o LED SmartLite PS causou aumento de temperatura significativamente superior aos demais. Na etapa de

polimerização da RC, a utilização de ambos os LEDs produziu aumentos de temperatura significativamente superiores aos produzidos pela utilização da FL convencional e, na etapa em que as FLs incidiram após 24 h na RC polimerizada, os aumentos de temperatura com os três aparelhos foram significativamente menores do que os produzidos durante a polimerização da RC, diferindo estatisticamente entre si, sendo que o maior aumento ocorreu com o LED SmartLite PS.



## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Da metodologia e resultados de microdureza

Três componentes são essenciais para adequada polimerização: intensidade luminosa suficiente, comprimento de onda da luz visível e tempo de exposição adequados. Outros fatores como tipo, translucidez e cor da RC (Bennet et al.<sup>5</sup>), espessura do incremento, distância da ponta luminosa à superfície do material (Rueggeberg e Jordan<sup>55</sup>) e desenho da ponta luminosa (Rueggeberg et al.<sup>54</sup>) também influenciam a profundidade de polimerização. Polimerização adequada é um fator crucial para obtenção das propriedades físicas e desempenho clínico ótimos das RCs. Os problemas associados com polimerização inadequada incluem propriedades físicas inferiores, solubilidade no meio oral, aumento de microinfiltração, o que pode resultar em cárie recorrente e irritação pulpar devido aos monômeros não polimerizados (Knezevic et al.<sup>22</sup>).

O teste de dureza é um método indireto para avaliar a eficiência de polimerização e, por ser um método efetivo e relativamente simples de ser realizado, neste estudo, optou-se por utilizá-lo. Alguns estudos utilizam também a porcentagem de profundidade de polimerização para avaliar a efetividade de polimerização, que consiste na razão entre a dureza da base pela dureza do topo. Quando este valor excede 80%, os espécimes são considerados adequadamente polimerizados. No entanto, nesta pesquisa, não foi utilizado este critério para avaliação porque a interpretação deste valor de porcentagem de polimerização nem sempre traduz a idéia da realidade. Um exemplo é que um espécime pode estar pobremente polimerizado, mas se a dureza do

fundo for semelhante à da superfície, este valor pode exceder 80% (Dunn e Bush<sup>14</sup>).

A utilização do tempo de exposição de 40 s com aparelho QTH para ser o grupo controle baseou-se em trabalhos já publicados. Rueggeberg et al.<sup>56</sup> demonstraram que a intensidade de luz de um aparelho QTH de, no mínimo, 400 mW/cm<sup>2</sup> é necessária para polimerizar adequadamente um espécime de 2 mm de RC, sendo que apesar de 40 s ser um tempo de exposição aceitável, recomenda-se o tempo de 60 s. No entanto, este tempo de 60 s seria desaconselhável para a prática clínica e, por este motivo, optamos em nosso estudo pelo tempo mínimo recomendado de 40 s. Shortall e Harrington<sup>61</sup> realizaram teste de microdureza em espécimes de RC de 2 mm de espessura polimerizados com doze FLs diferentes e verificaram que o tempo de 40 s produziu profundidade de polimerização maior que 80% para todos os aparelhos, exceto um. Especificamente em relação aos aparelhos LED, Burgess et al.<sup>9</sup> afirmaram que com a maioria deles, a profundidade de polimerização é adequada com tempo de exposição de 20 a 40 s, no caso de um incremento de RC de 2 mm contendo CQ como fotoiniciador, sendo que estes resultados concordam com os deste estudo.

Trabalho realizado por Ray et al.<sup>52</sup> também utilizou vários tempos de exposição com um aparelho QTH (XL 3000-630 mW/cm<sup>2</sup>) e um LED (Freelight-310 mW/cm<sup>2</sup>) e, apesar do LED utilizado não ter sido de alta intensidade, notaram que a dureza resultante foi similar por ambos os aparelhos no tempo de exposição de 40 s e tempo de espera de 24 h para as medições. Estes resultados contribuíram para a determinação de alguns parâmetros da nossa metodologia, dentre eles a escolha do grupo controle como sendo representado pelo aparelho QTH por tempo de 40 s, bem como o estabelecimento do tempo de espera de 24 h para as medições com microdurômetro.

Neste estudo, optou-se por utilizar pastilhas de RC de 2 mm de espessura com base em alguns trabalhos encontrados na literatura. Yap<sup>75</sup> afirmou que espécimes de RC de 2 mm de espessura asseguram polimerização máxima e uniforme e Rueggeberg et al.<sup>56</sup> afirmaram que em profundidades maiores de 2 mm, a polimerização da RC é muito susceptível a variações na densidade de energia luminosa.

Estudos têm demonstrado que, com a mesma intensidade de luz, os aparelhos LED têm desempenho igual ou melhor que os aparelhos QTH. No entanto, os aparelhos LED de 1ª geração possuíam baixa intensidade luminosa, sendo que a maioria dos trabalhos publicados apontam baixa eficiência de polimerização destes aparelhos quando comparados aos QTH (Besnault et al.<sup>7</sup>, Cefaly et al.<sup>10</sup>, Dunn e Bush<sup>14</sup>, Leonard et al.<sup>26</sup>, Obici et al.<sup>40</sup>, Rahiothis et al.<sup>50</sup>, Santos et al.<sup>58</sup>). Os aparelhos LED têm sido promovidos comercialmente e, hoje, há disponíveis no mercado, aparelhos de alta intensidade luminosa, mas as pesquisas não demonstraram que esta tecnologia é suficientemente adequada para substituir os aparelhos QTH (Dunn e Bush<sup>14</sup>). Para aceitação clínica, não há valor mínimo absoluto de dureza para as RCs, mas é prudente se esperar que as novas tecnologias deveriam estar aptas a pelo menos se igualar às propriedades dos materiais existentes e ao seu desempenho clínico (Dunn e Bush<sup>14</sup>).

Considerando-se o processo de fotoativação, é importante saber que mais de 80% da energia total da lâmpada halógena está fora do espectro de comprimento de onda aproveitável para a polimerização das RCs. Em contraposição, 100% da luz emitida pelos aparelhos LED estão dentro do espectro de absorção da CQ (Kurachi et al.<sup>25</sup>, Tarle et al.<sup>66</sup>), o que pode explicar o fato de um aparelho LED com intensidade luminosa menor do que um QTH, poder ser mais eficiente para a polimerização. A energia da lâmpada halógena se espalha muito mais do que o comprimento de onda necessário para polimerizar a RC quando comparado aos aparelhos LED (Tarle et al.<sup>67</sup>).

Apesar das RCs existentes no mercado odontológico apresentarem, em sua embalagem, o tempo de exposição indicado para sua adequada polimerização, o profissional muitas vezes fica em dúvida do tempo que deve utilizar, já que o fabricante do aparelho fotopolimerizador pode recomendar tempo diferente. No caso do aparelho LED SmartLite, por exemplo, o fabricante do aparelho recomenda a sua utilização por 10 s. Já a RC Esthet X, utilizada neste estudo, possui em sua bula a recomendação de pelo menos 20 s de tempo de exposição. Um profissional, em sua clínica diária, poderia questionar qual seria o tempo adequado para uma polimerização eficiente. De acordo com os resultados desta pesquisa, fica claro que o tempo de 10 s, tal como indica o fabricante do aparelho LED SmartLite, não foi suficiente para permitir polimerização tão eficaz quanto a produzida pelo aparelho QTH durante 40 s, que foi utilizado como controle.

Neste estudo, verificou-se que, com tempo de exposição de 10 s, os aparelhos LED Radii e SmartLite diferiram do XL 3000 nas posições topo e base, sendo que o XL 3000 apresentou os melhores valores de microdureza. Para se discutir estes resultados, pode-se analisar a densidade de energia recebida pelos espécimes de cada grupo com 10 s de tempo de exposição. Considerando-se que densidade de energia é a intensidade luminosa aplicada por um determinado tempo e para o seu cálculo é necessário saber a intensidade luminosa da FL (em  $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) e a duração da exposição (em s), no caso do tempo de exposição de 10 s, os espécimes fotopolimerizados com aparelho LED SmartLite receberam  $9,5 \text{ J}/\text{cm}^2$  e com LED Radii,  $14 \text{ J}/\text{cm}^2$ , sendo que o grupo controle recebeu  $24 \text{ J}/\text{cm}^2$ . A diferença de densidade de energia recebida pelos espécimes fotopolimerizados com LED SmartLite e LED Radii para os fotopolimerizados com o aparelho QTH, no tempo de 10 s, que foi  $14,5 \text{ J}/\text{cm}^2$  e  $10 \text{ J}/\text{cm}^2$ , respectivamente, foi grande e permitiu microdureza superior àquela produzida pelos aparelhos LED. Assim, apesar dos LEDs apresentarem maior eficiência que os aparelhos QTH

para fotopolimerização, em virtude do que foi citado, a microdureza da RC não foi maior.

Com os tempos de exposição de 20 s e 40 s, não houve diferença estatística entre os grupos ativados com aparelhos LED, em ambas as localizações, em relação ao grupo cuja ativação foi com aparelho QTH. Com o tempo de exposição de 20 s, as densidades de energia recebidas pelos espécimes de RC foram 19 J/cm<sup>2</sup> (LED SmartLite) e 28 J/cm<sup>2</sup> (LED Radium) e, com tempo de exposição de 40 s, foram 38 J/cm<sup>2</sup> (LED SmartLite) e 56 J/cm<sup>2</sup> (LED Radium). Comparando-se com a densidade de energia recebida pelo grupo controle (24 J/cm<sup>2</sup>), percebe-se que a diferença mínima de densidade de energia recebida pelos espécimes capaz de igualar os valores de microdureza dos grupos ativados com LED e QTH, em relação aos tempos de exposição testados neste estudo, foi de 5 J/cm<sup>2</sup> a mais para o aparelho QTH. Assim, observa-se que mesmo quando se utilizou menos densidade de energia, o aparelho LED SmartLite foi capaz de produzir valores de microdureza comparáveis aos produzidos pelo aparelho QTH, cuja densidade de energia liberada foi maior. Isso comprova a maior eficiência da FL LED no processo de fotopolimerização e reforça a idéia de que além de receber densidade de energia suficiente, uma resina fotopolimerizável deve receber luz nos comprimentos de onda corretos para polimerizar adequadamente (Nomoto<sup>37</sup>, Nomoto et al.<sup>38</sup>).

Neste estudo, não se procurou igualar as densidades de energia recebidas pelos espécimes fotopolimerizados com cada tipo de aparelho, assim como já foi feito por Price et al.<sup>48</sup>, Ramp et al.<sup>51</sup> e Schneider<sup>59</sup>, porque o objetivo desta pesquisa é informar aos dentistas clínicos-gerais o tempo adequado de fotoativação para que as propriedades das RCs sejam preservadas.

Quanto às diferenças de microdureza entre as superfícies topo e base com cada um dos aparelhos LED utilizados, verificou-se que o LED SmartLite foi mais eficiente do que o LED Radium na transmissão da

luz em profundidade, já que todos os tempos de exposição foram suficientes para não causar diferença estatística na microdureza das superfícies topo e base. Contudo, no caso do LED Radian, houve diferença estatística significativa de microdureza entre as superfícies topo e base com os tempos de exposição de 10 e 20 s, apesar de apenas o tempo de 10 s ter causado diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo controle, sendo que o topo apresentou os maiores valores de microdureza. Tal fato era esperado uma vez que a proximidade FL/RC facilita a transmissão da luz. Neste caso, até uma FL com baixa intensidade luminosa pode polimerizar a matriz resinosa quase tão bem como um aparelho de alta intensidade (Rueggeberg<sup>53</sup>). Conforme a luz passa através da RC, ela é absorvida e dispersada, atenuando sua intensidade e reduzindo a sua efetividade de polimerização a medida que a profundidade vai aumentando (Knezevic et al.<sup>22</sup>). O fato do LED Radian, com maior intensidade luminosa, ter sido menos eficiente na polimerização da RC em profundidade, pode ser explicado pelo espectro de emissão de luz do aparelho Radian que está entre 440 nm e 480 nm, ou seja, os comprimentos de onda produzidos por ele são menores do que os produzidos pelo aparelho LED SmartLite (450-490 nm). Estudos anteriores mostraram que há uma tendência de os comprimentos de onda maiores conseguirem ser melhor transmitidos através da profundidade da RC, sendo que os comprimentos de onda menores seriam mais facilmente dispersados (Arikawa et al.<sup>3</sup>, Yeh et al.<sup>80</sup>), podendo não atingir a base da restauração a 2 mm de profundidade.

Vários trabalhos encontrados na Literatura, com a utilização de aparelhos LED de alta intensidade, apresentaram resultados favoráveis quanto à microdureza produzida por estes aparelhos. Assim, Price et al.<sup>46</sup> verificaram que o tempo de exposição de 20 s polimerizou metade dos espécimes de RC de 1,6 mm de espessura tão bem quanto o aparelho QTH, e o tempo de 40 s, polimerizou mais da metade dos espécimes tão eficientemente quanto o QTH. Uhl et al.<sup>73</sup>, avaliando

apenas o tempo de exposição de 40 s com um LED de 901 mW/cm<sup>2</sup>, observaram que o LED causou dureza igual ou significativamente maior nos espécimes de RC de 2 mm de espessura que continham CQ como fotoiniciador. Park et al.<sup>43</sup> também demonstraram que um aparelho LED de maior intensidade (980 mW/cm<sup>2</sup>, no caso) foi capaz de polimerizar o topo e a base de espécimes de RC de 2 mm de espessura tão eficientemente quanto um aparelho QTH (XL 3000, o mesmo utilizado em nosso estudo), com tempo de exposição de 60 s. O estudo de Yap e Soh<sup>78</sup> e Felix et al.<sup>16</sup> também concorda com os nossos resultados, uma vez que mostrou que a eficácia de polimerização de um LED de alta intensidade testado foi comparável à dos aparelhos QTH, mesmo quando se utilizou 50% do tempo de exposição, sendo este resultado bem semelhante ao que se encontrou em nosso estudo. No entanto, alguns autores encontraram resultados diferentes do nosso como Owens<sup>41</sup>, que constatou que dois LEDs de alta intensidade utilizados por 40 s foram capazes de causar profundidade de polimerização significativamente maiores em dentes humanos restaurados com RC Esthet X em relação à utilização de um aparelho QTH pelo mesmo tempo, assim como Zouain-Ferreira et al.<sup>82</sup> também relataram maiores valores de microdureza da resina Esthet X a 2 mm de profundidade com aparelhos LED convencional e LED de alta intensidade em relação a um aparelho QTH, todos utilizados por 40 s.

É importante notar que apesar dos resultados deste estudo terem demonstrado que os aparelhos LED podem ser tão eficientes para polimerização de RCs quanto os aparelhos QTH, mesmo quando utilizados pela metade do tempo de exposição, o aparelho QTH ainda pode ser considerado uma ótima FL para fotopolimerização de RC com 2 mm de espessura, quando utilizado pelo tempo de 40 s. Isso porque nenhum dos tempos de exposição utilizados pelos aparelhos LED, mesmo aqueles que resultaram na liberação de maior densidade de

energia em relação aos aparelhos QTH, foi capaz de causar melhora significativa nos valores de microdureza da RC utilizada.

Além disso, RCs contendo fotoiniciadores com absorção de luz fora do espectro de comprimento de onda produzido pelos aparelhos LED, podem não polimerizar tão bem com estes aparelhos (Uhl et al.<sup>73</sup>). Nestes casos, a utilização de um aparelho QTH é vantajosa, já que permite polimerização adicional através da emissão de luz em comprimentos de onda que não estão presentes nos aparelhos LED (Ramp et al.<sup>51</sup>). Estes outros fotoiniciadores são utilizados porque a CQ tem coloração amarelada, o que limita seu uso, e ela tem um efeito concentração limite: altas concentrações não melhoram as taxas de polimerização (Burgess et al.<sup>9</sup>).

A RC Esthet X, utilizada neste estudo, contém CQ como fotoiniciador, com espectro máximo de absorção por volta de 465 nm (Rueggeberg<sup>57</sup>), que é muito próximo ao pico de comprimento de onda da luz emitida pelos aparelhos LED. Assim, os LEDs deveriam fotopolimerizar RCs contendo CQ mais eficientemente que os aparelhos QTH, pelos quais a luz é emitida com um amplo espectro de comprimento de onda.

A partir dos resultados deste estudo presume-se que uma vantagem dos aparelhos LED de alta intensidade luminosa é a economia de tempo do profissional que o utiliza, uma vez que os valores de microdureza da RC após tempo de exposição de 20 s foi comparável aos valores produzidos pelos aparelhos QTH com tempo de exposição de 40 s. O conceito embutido na utilização destes aparelhos de alta intensidade é promover maior energia possível para compensar a redução dos níveis de luz resultante da absorção e dispersão pela RC (Rueggeberg<sup>57</sup>). Contudo, maior conversão e melhores propriedades físicas e mecânicas dos materiais podem levar a maior contração de polimerização (Bouschlicher et al.<sup>8</sup>, Stoll et al.<sup>65</sup>), que pode gerar falhas adesivas e coesivas nos materiais e estrutura dental. Altos valores de intensidade



luminosa fazem com que a polimerização ocorra mais rapidamente (Lovell et al.<sup>29</sup>), aumentam a liberação de calor (Hofmann et al.<sup>20</sup>, Uhl et al.<sup>71</sup>) e provavelmente geram maior contração de polimerização, ampliando as chances de infiltração marginal (Feilzer et al.<sup>15</sup>). Sendo assim, a rápida polimerização anunciada como vantagem de alguns aparelhos pode levar a menor longevidade da restauração.

## **6.2 Da metodologia e resultados de variação de temperatura**

Os cirurgiões-dentistas devem ficar atentos ao potencial de dano à saúde pulpar que a fotopolimerização de adesivo e RC em cavidades profundas pode causar (Hannig e Bott<sup>18</sup>, Smail et al.<sup>63</sup>). Na medida em que a espessura de remanescente dentinário diminui, a agressão pulpar aumenta (Yazici et al.<sup>79</sup>). A espessura de remanescente dentinário com sua baixa condutividade é um fator crítico na redução da transferência de calor para a polpa (Tjan e Dunn<sup>68</sup>). Na maioria dos trabalhos encontrados na Literatura que usaram discos de dentina ou mesmo preparos cavitários em dentes, o remanescente dentinário tinha espessura mínima de 1 mm (Hannig e Bott<sup>18</sup>, Ozturk et al.<sup>42</sup>, Pereira<sup>44</sup>, Yazici et al.<sup>79</sup>). Segundo Mondelli et al.<sup>35</sup>, remanescente dentinário de espessura de 1 mm representa uma cavidade de profundidade média, para a qual apenas o sistema adesivo estaria indicado como protetor do complexo dentinopulpar. No entanto, a estimativa do remanescente dentinário mínimo capaz de não causar injúria pulpar tem diminuído, sendo que Murray et al.<sup>36</sup> observaram que cavidades com remanescente dentinário acima de 0,5 mm apresentavam injúrias mínimas ao tecido pulpar, sendo que as restaurações com RC foram as que mais estimularam a formação de dentina reacional, perdendo apenas para o uso de cimento de hidróxido de cálcio. Inclusive Schneider<sup>59</sup> utilizou

discos de dentina de 0,5 mm em seu trabalho para analisar variação de temperatura causada por diferentes aparelhos. Baseado nestes artigos, utilizamos fatias de dentina de 0,7 mm de espessura, que estaria acima da espessura considerada limite para não causar injúria pulpar (Murray et al.<sup>36</sup>).

Optou-se por utilizar matriz de poliéster sobre a RC e a ponta luminosa encostada a ela, assim como fez Schneider<sup>59</sup>, já que se há espaço entre a restauração e a ponta do aparelho, a condutividade térmica fica reduzida (Loney e Price<sup>28</sup>). Apesar de se saber que clinicamente não se recomenda encostar a ponta luminosa do aparelho diretamente no material restaurador e/ou dente, testou-se aqui a pior das possibilidades que poderiam ocorrer clinicamente com o objetivo de fazer uma análise comparativa entre os aparelhos. Além disso, por ser um estudo *in vitro*, outros fatores como a própria dissipação do calor que já foi citada anteriormente, não estão sendo considerados. Loney e Price<sup>28</sup> também afirmaram que a matriz de poliéster reduziu significativamente a intensidade de luz em seu estudo, o que pode ser um fator de risco maior para os dentes posteriores *in vivo*, situação em que a luz não teria que atravessar estas matrizes durante a fotoativação por oclusal.

Neste estudo, optou-se por utilizar um sistema de aquisição de dados através de microcomputadores, o que torna as medidas de variação de temperatura muito mais eficientes e confiáveis se comparadas aos métodos tradicionais. Além disso, a utilização dos programas *AdDados* e *AqdAnalysis*, destinados à aquisição e análise de sinais coletados por meio do sistema de aquisição de dados ADS 2000 IP, apresentam a vantagem de fornecer dados prontos para elaboração de análise estatística e exportação de dados para outros programas. O programa *AqDados* exige configuração adequada de acordo com o tipo de termopar e relações de tensão *versus* temperatura com os quais se irá trabalhar.

O termopar tipo T [Cobre (+) x Constatan (-)] foi escolhido para este estudo porque é o mais apropriado para medir variações de temperatura pequenas, apresentando a menor faixa de temperatura (0 a 370°C) e limite de erro de  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . Ele é formado por dois fios metálicos, de composições distintas, soldados nas respectivas extremidades.

Com a introdução dos aparelhos LED há poucos anos, muitas vantagens em relação aos aparelhos convencionais foram sugeridas. Entre elas a maior vida útil do aparelho com perda mínima de intensidade luminosa ao longo do tempo e espectro de emissão de comprimento de onda mais estreito, resultando em maior eficiência, menor geração de calor, maior profundidade de polimerização e também pela eliminação dos fios destes aparelhos (Althoff e Hartung<sup>1</sup>).

A Literatura mostra vários trabalhos que comprovam a menor geração de calor pelos LEDs de 1ª geração (Hofmann et al.<sup>20</sup>, Knezevic et al.<sup>22</sup>, Schneider<sup>59</sup>, Tarle et al.<sup>66,67</sup>, Uhl et al.<sup>71</sup>, Yazici et al.<sup>79</sup>). Segundo Asmussen e Peutzfeldt<sup>4</sup>, a razão de estudos anteriores terem provado que os aparelhos LED geram menor aumento de temperatura do que os QTH é o fato dos aparelhos LED utilizados nestes estudos apresentarem menor potência do que os atuais. A 1ª geração de aparelhos LED tinha baixa potência (Leonard et al.<sup>26</sup>) e requeria tempos de fotoativação mais longos para polimerizar adequadamente a RC, resultando em procedimento clínico mais longo (Peris et al.<sup>45</sup>).

As gerações atuais de aparelhos LED apresentam maior potência e, potencialmente, maior emissão de calor e profundidade de polimerização (Price et al.<sup>46</sup>).

Em 1965, preocupando-se com o efeito do calor sobre a vitalidade pulpar, Zach e Cohen<sup>81</sup> realizaram um estudo *in vivo* com dentes de macaco *Macaca rhesus* e verificaram que, para um aumento de temperatura intrapulpar de 2,77°C, houve resposta de caráter reversível, aumento de 5,6°C foi capaz de causar necrose em 15% dos dentes e aumentos de temperatura de 16,6°C causaram necrose em 100% dos

dentos. Entretanto, Lisanti e Zander<sup>27</sup>, realizaram um estudo também *in vivo* em que não observaram nenhuma reação irreversível da polpa quando se aplicou calor, com temperaturas entre 69,4°C a 333,3 °C, à dentina remanescente de um preparo cavitário realizado na face vestibular da coroa de dentes de cachorro. Apesar da temperatura crítica atual necessária para causar dano pulpar ser controversa, as variações de temperatura pulpar devem ser as menores possíveis (Vandewalle et al.<sup>74</sup>).

Neste estudo, durante a fotopolimerização do adesivo, houve aumento significativamente maior de temperatura com a utilização do LED SmartLite, em relação aos outros dois aparelhos. Este resultado discorda dos resultados obtidos por Ozturk et al.<sup>42</sup>, em que não houve diferença estatística significativa durante a fotopolimerização do adesivo mesmo com a utilização de FLs de alta intensidade.

Com relação à polimerização da RC, a utilização de ambos os aparelhos LED produziu aumentos de temperatura significativamente superiores aos produzidos pela utilização da FL convencional, não havendo diferença estatística significativa entre os aparelhos LED, concordando com os autores que defendem a idéia de que os aparelhos LED mais potentes devam gerar mais calor (Asmussen e Peutzfeldt<sup>4</sup>, Vandewalle et al.<sup>74</sup>).

Como o adesivo foi fotopolimerizado por apenas 10 s, conforme as recomendações do fabricante, é difícil afirmar que os aumentos de temperatura produzidos durante a sua fotopolimerização foram realmente menores do que os produzidos durante a fotoativação da RC, como evidencia os resultados da análise estatística. No entanto, Shortall e Harrington<sup>62</sup> sugerem que maiores agressões térmicas devem ocorrer durante a fotopolimerização de adesivo em relação à RC já que, em seu estudo, o aumento de temperatura na cavidade vazia excedeu àquele produzido durante a fotopolimerização de 2 mm de espessura de RC. Ozturk et al.<sup>42</sup> também defendem esta idéia já que, em seu estudo, o

máximo aumento de temperatura durante a fotopolimerização do adesivo foi 5,16°C e, para a resina, 3,83°C.

Comparando-se os aumentos de temperatura produzidos pela fotoativação após 24 h com os gerados durante a própria fotopolimerização da RC, houve diferença estatística para todos os aparelhos utilizados. Na situação após 24 h, o maior aumento de temperatura ocorreu com a utilização do LED SmartLite, seguido pelo LED Radian e aparelho convencional, respectivamente. Acredita-se que o calor possa acelerar a reação de polimerização da RC (Nomoto<sup>37</sup>), assim o maior aumento de temperatura causado pelo LED SmartLite pode explicar o fato de ele ter sido mais eficiente na polimerização da RC, mesmo quando se utilizou o mesmo tempo de exposição que o LED Radian (Tabela 15).

Masutani et al.<sup>30</sup> afirmaram que a própria resina tinha grande influência no aumento de temperatura durante a fotopolimerização e, não somente, a FL. No entanto, de acordo com Shortall e Harrington<sup>62</sup> e Knezevic et al.<sup>23</sup>, a FL é o fator que mais contribui para o aumento de temperatura durante a fotopolimerização das RCs. De acordo com estes autores, aumentando-se a intensidade luminosa, deve ocorrer também aumento de temperatura. Como neste trabalho houve diferença estatística significativa entre os dois períodos de fotoativação (imediate e após 24 h), acredita-se que a própria reação exotérmica da RC não seja tão desprezível para o aumento de temperatura, concordando com os resultados de Masutani et al.<sup>30</sup>. Kleverlaan e De Gee<sup>21</sup> também encontraram menores variações de temperatura quando a RC foi irradiada pela segunda vez, após 10 min da polimerização, assim como Shortall e Harrington<sup>62</sup> também encontraram menores variações de temperatura quando a resina já estava polimerizada.

Deve-se considerar ainda que as variações de temperatura encontradas em estudos *in vitro* devem ser mais altas que *in vivo* já que não há os tecidos orais para dissipar o calor (Loney e Price<sup>28</sup>). Em

condições clínicas, os aumentos de temperatura são reduzidos pela circulação sanguínea na câmara pulpar e movimentação dos fluidos nos túbulos dentinários (Meredith et al.<sup>32</sup>). Além disso, os tecidos periodontais circundantes podem também limitar o aumento de temperatura intrapulpar através da transferência de calor por convecção (Hannig e Bott<sup>18</sup>).

Tendo em vista o que foi abordado durante este capítulo, os cirurgiões-dentistas devem ficar atentos à propaganda comercial que está sendo feita em relação aos LEDs de alta intensidade. Embora eles possam trazer resultados semelhantes aos produzidos pelos aparelhos QTH em relação à microdureza de RCs, quando utilizados pelo tempo mínimo de 20 s, o seu risco de causar aumentos de temperatura danosos à polpa é maior do que com a utilização dos aparelhos QTH.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, pode-se concluir que:

### 1- Quanto ao tempo de exposição;

- O tempo de polimerização foi diretamente proporcional à microdureza da RC;
- A partir de 20 s de exposição, a microdureza da RC conferida pelos LEDs equiparou-se à conferida pelo aparelho QTH;
- Com 40 s de exposição, ambos os aparelhos LED empregados conferiram microdureza semelhante à RC em profundidade.

### 2- Quanto à variação de temperatura;

- Os aparelhos LED produziram aumentos de temperatura significativamente superiores aos produzidos pela utilização do aparelho QTH, não havendo diferença estatística significativa entre os aparelhos LED durante a fotopolimerização da RC;
- O maior aumento de temperatura produzido pela fotoativação da RC após 24 h ocorreu com o LED SmartLite, seguido do LED Radian e QTH, sendo que todas as variações de temperatura foram significativamente menores do que durante a fotopolimerização da RC;
- Os aparelhos LED apresentaram resultados favoráveis de microdureza da RC, a partir de 20 s de exposição, porém o aumento de temperatura foi maior do que o causado pelo aparelho QTH, sem contudo superarem 5,5°C.

## 8 REFERÊNCIAS\*

- 1 Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. Am J Dent. 2000 Nov, 13: 77D-81D.
- 2 Araújo RM, Araújo MAM, Silva RCSP, Gonçalves SEP, Huhtala MFRL, Rodrigues JR. Influência de diferentes meios de armazenamento de dentes extraídos na infiltração marginal. J Bras Clin Estet Odontol. 1999, 3(14): 31-5.
- 3 Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. Dent Mater. 1998 Nov, 14(6): 405-11.
- 4 Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. Eur J Oral Sci. 2005 Feb, 113(1): 96-98.
- 5 Bennet B, Pucket A, Pettey D, Roberts B. Light source distances and temperature effects on composite polymerization [abstract 1002]. J Dent Res. 1994, 73: 227.
- 6 Bennett GE, Blank FJ, Robertello FJ, Pelleu GB. Thermal effects of visible-light and chemically cured resins [abstract 259]. J Dent Res. 1984; 63(sp.iss).

---

\*Baseado em:

Internacional Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Service Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple references [homepage na Internet]. Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)



- 7 Besnault C, Pradelle-Plasse N, Picard B, Colon P. Effect of a LED versus halogen light cure polymerization on the curing characteristics of three composite resins. *Am J Dent*. 2003 Oct, 16(5): 323-28.
- 8 Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent*. 1997 Apr, 10(2): 88-96.
- 9 Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light Curing – An Update. *Compend*. 2002 Oct, 23(10): 889-906.
- 10 Cefaly DF, Ferrarezi GA, Tapety CM, Lauris JR, Navarro MF. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing units. *Braz Dent J*. 2005, 16(2): 98-102.
- 11 Correr AB, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J*. 2005, 16(3): 218-24.
- 12 Crawford MG, Holonyak N Jr, Kish FA Jr. In pursuit of the ultimate lamp. *Scientific American*. 2001, 284(2): 63-67.
- 13 Davidson CL, De Gee AJ. Light curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent*. 2000, 2(3): 167-73.
- 14 Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*. 2002 Mar, 133(3): 335-41.

- 15 Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AL, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995 Oct, 103(5): 322-26.
- 16 Felix CA, Price RB, Andreou P. Effect of reduced exposure times on the microhardness of 10 resin composites cured by high-power LED and QTH curing lights. *J Can Dent Assoc.* 2006 Mar, 72(2): 147-47g.
- 17 Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light curing technology: past, present and future. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Sept, 23(9):18-24.
- 18 Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater.* 1999 July, 15(4): 275-81.
- 19 Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993 June, 101(3): 176-79.
- 20 Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci.* 2002 Dec, 110(6): 471-79.
- 21 Kleverlaan CJ, De Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci.* 2004 Feb, 112(1): 84-88.

- 22 Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.* 2001 June, 28(6): 586-91.
- 23 Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Photopolymerization of composite resins with plasma light. *J Oral Rehabil.* 2002 Aug, 29(8): 782-86.
- 24 Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005 May, 32(5): 362-67.
- 25 Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001 July, 17(4): 309-15.
- 26 Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esth Rest Dent.* 2002, 14(5): 286-95.
- 27 Lisanti VF, Zander HA. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements of pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. *J Dent Res.* 1952, 31(4): 548-58.
- 28 Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent.* 2001 Sep-Oct, 26(5): 516-20.
- 29 Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res.* 1999 Aug, 78(8): 1469-76.

- 30 Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Phillips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent Mater.* 1988 Aug, 4(4): 174-78.
- 31 McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis. *Dent Mater.* 1985 Dec, 1(6): 231-34.
- 32 Meredith N, Watts A, Patterson RC, Strang R. Investigation of the temperature rise produced in the pulp chamber by operative procedures [abstract 193]. *J Dent Res.* 1984, 63(4): 511.
- 33 Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Braz Dent J.* 2002 Oct, 193(8): 459-63.
- 34 Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent.* 1998 Mar-Apr, 23(2): 50-54.
- 35 Mondelli J et al. *Proteção do complexo dentinopulpar.* São Paulo: Artes Médicas, 1998. p.33-4, 217-31.
- 36 Murray PE, About I, Lumley PJ, Franquin J, Remusat M, Smith AJ. Cavity remaining dentin thickness and pulpal activity. *Am J Dent.* 2002 Feb, 15(1): 41-6.
- 37 Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. *Dent Mater J.* 1997 June, 16(1): 60-73.

- 38 Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J*. 1994 Dec, 13(2): 198-205.
- 39 Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analyses of dental resins cured with blue light-emitting diode (LEDs). *J Biomed Mater Res*. 2002, 63(2): 209-13.
- 40 Obici AC, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Goes MF, Consani S. Evaluation of depth of cure and Knoop hardness in a dental composite photo-activated using different methods. *Braz Dent J*. 2004, 15(3): 199-203.
- 41 Owens BM. Evaluation of curing performance of light-emitting polymerization units. *Gen Dent*. 2006 Jan-Feb, 54(1): 17-20.
- 42 Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Özer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent*. 2004 May-June, 29(3): 325-32.
- 43 Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent*. 2005 July-Aug, 30(4): 461-67.
- 44 Pereira MA. Verificação da temperatura na cavidade pulpar provocada pela intensidade de luz emitida por vários fotopolimerizadores: estudo "in vitro" [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 1999.

- 45 Peris AR, Mitsui FH, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. The effect of composite type on microhardness when using Quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent*. 2005 Sept-Oct, 30(5): 649-54.
- 46 Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Canadian Dent Assoc*. 2003 Nov, 69(10): 666-66i.
- 47 Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a dual peak third generation LED curing light. *Compend Contin Educ Dent*. 2005 May, 26 (5): 331-38. Quiz 348.
- 48 Price RB, Felix CA, Andreou P. Third-generation vs. a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *Compend Contin Educ Dent*. 2006 Sep, 27(9): 490-97.
- 49 Queiroz CS, Santana DP, Liporoni PCS, Mello JB, Jorge AOC. Microdureza em resinas compostas fotopolimerizadas com sistemas de luz halógena e didodo emissor de luz (LED) [abstract Pc263]. *Braz Oral Res*. 2007; 20 (sp.iss): 300.
- 50 Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*. 2004 Feb, 112(1): 89-94.
- 51 Ramp LC, Broome JC, Ramp MH. Hardness and wear resistance of two resin composites cured with equivalent radiant exposure from a low irradiance LED and QTH light-curing units. *Am J Dent*. 2006 Feb, 19(1): 31-6.

- 52 Ray NJ, Lynch CD, Burke FM, Hannigan A. Surface microhardness of a resin composite: a comparison of a tungsten halogen and a LED light curing unit, *in vitro*. Eur J Prosthodont Rest Dent. 2006 Mar, 14(1): 7-12.
- 53 Rueggeberg FA. Light tip distance and polymerization of resin composite. Int J Prosthodont. 1993, 24(6): 364-70.
- 54 Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. Am J Dent. 1993 Apr, 6(2): 91-5.
- 55 Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. Int J Prosthodont. 1993 July-Aug, 6(4): 364-70.
- 56 Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent. 1994 Jan-Feb, 19(1): 26-32.
- 57 Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. Compend Contin Educ Dent Suppl. 1999 Nov, 25: S4-15.
- 58 Santos GC Jr, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. J Canad Dent Assoc. 2004 May, 70(5): 323-28b.
- 59 Schneider LF. Variações de temperatura ocorridas durante a fotoativação de compósitos odontológicos [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 2005.

- 60 Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *J Dent.* 1995 Aug, 23(4): 227-32.
- 61 Shortall AC, Harrington E. Effect of light intensity on polymerization of three composite resins. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 1996, 4(2): 71-6.
- 62 Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light activated resin composites. *J Oral Rehabil.* 1998 Dec, 25(12): 908-13.
- 63 Smail SR, Patterson CJ, McLundie AC, Strang, R. In vitro temperature rises during visible light curing of a lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil.* 1988 July, 15(4): 361-66.
- 64 Soh MS, Yap AU, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent.* 2003 July-Aug, 28(4): 371-77.
- 65 Stoll R, Kook K, Kunzelmann KH, Zofel P, Stachniss V. Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in Class-II cavities. *Clin Oral Investig.* 2000 Mar, 4(1): 42-9.
- 66 Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002 July, 29(7): 662-67.



- 67 Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, Ristic M, Pichler G. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent*. 2006 Mar-Apr, 31(2): 219-26.
- 68 Tjan AH, Dunn JR. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *J Prosthet Dent*. 1988 Apr, 59(4): 433-38.
- 69 Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mat*. 2004 May, 20(4): 364-69.
- 70 Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*. 2003 May, 24(10): 1787-795.
- 71 Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*. 2003 May, 24(10): 1809-820.
- 72 Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res*. 2002, 63(6): 729-38.
- 73 Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater*. 2004 Jan, 20(1): 80-87.

- 74 Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent.* 2005 Mar-Apr, 30(2): 257-64.
- 75 Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000 Mar-Apr, 25(2): 113-20.
- 76 Yap AU, Saw TY, Cao T, Nq MM. Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with LED curing lights. *Oper Dent.* 2004 Jan-Feb, 29(1): 92-99.
- 77 Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent.* 2001 Sept-Oct, 26(5): 460-66.
- 78 Yap AU, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent.* 2005 Nov-Dec, 30(6): 758-63.
- 79 Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, *in vitro*. *Oper Dent.* 2006 Mar-Apr, 31(2): 261-65.
- 80 Yeh CL, Miyagawa Y, Powers JM. Optical properties of composites of selected shades. *J Dent Res.* 1982 June, 61(6): 797-81.
- 81 Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965 Apr, 19(4): 515-30.

- 82 Zouain-Ferreira TRF, Dias DNG, Vellasco K, Perin GR, Basting RT, Lima-Arsati YBO et al. Análise da microdureza de resinas compostas fotoativadas por luz halógena, LED ou LED de alta intensidade [abstract Pc272]. Braz Oral Res. 2007; 20 (sp.iss): 301.

## ANEXO A- Parecer do Comitê de Ética.

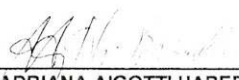
  UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas  
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028 / 9037  
Fax: (12) 3947-9010 / [mgott@fosjc.unesp.br](mailto:mgott@fosjc.unesp.br) / [Guedes@fosjc.unesp.br](mailto:Guedes@fosjc.unesp.br)

---

 **CERTIFICADO**  
Comitê de Ética em Pesquisa  
Envolvendo Animais

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 05/2007-PA/CEP, sobre "Avaliação da eficiência de fontes de luz na fotopolimerização de resina composta e variação da temperatura na dentina bovina, sob responsabilidade de FERNANDA BRANDÃO MOLLICA, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 20 de março de 2007.

  
Prof. Dra. ADRIANA AIGOTTI HABERBECK BRANDÃO  
Coordenadora do CEP/ANIMAIS/FOSJC

## ANEXO B- Parecer do Comitê de Ética relacionado à mudança de título.



**Comitê de Ética em Pesquisa  
Envolvendo Animais**

São José dos Campos, 10 de abril de 2007

Ofício nº 04/07-CEP

<b>Prezado(a) Sr.(a)</b>	<b>FERNANDA BRANDÃO MOLLICA</b>
<b>Projeto</b>	Avaliação da eficiência de fontes de luz na fotopolimerização de resina composta ae variação de temperatura na dentina bovina
<b>PARECER</b>	
Foi aprovada a emenda ao projeto acima mencionado, com referência a <b>ALTERAÇÃO DO TÍTULO</b> , passando para "Avaliação de LEDs de alta intensidade quanto à eficiência de polimerização de resina composta e variação de temperatura na dentina bovina". Convalidando dessa forma o Protocolo nº 05/2007-PA/CEP de 20/03/2007.	

Atenciosamente,

**Profa.Dra. ADRIANA AIGOTTI HABERBECK BRANDÃO**  
Coordenadora do CEP/ANIMAIS/FOSJC

Apêndice A- Dados originais referentes aos valores de microdureza (em HV) obtidos com a utilização de cada um dos aparelhos.

**Tabela 1-** XL 3000/ topo.

	40 s		
1	49,6	53,4	51,2
2	51,1	50,9	48,8
3	53,9	52,1	53,0
4	51,5	51,7	51,7
5	51,3	58,7	56,5
6	56,8	53,5	58,0
7	54,1	52,1	55,4
8	51,6	52,8	51,4
9	52,9	53,8	55,0
10	58,0	58,1	56,9
11	49,1	55,6	57,4
12	59,4	58,0	56,9

**Tabela 2-** XL 3000/base.

	40 s		
1	48,6	46,9	49,9
2	50,5	47,1	50,0
3	54,9	51,5	51,3
4	48,5	46,4	48,4
5	53,7	51,6	51,3
6	50,3	55,4	47,6
7	47,5	49,6	50,3
8	47,6	47,5	48,3
9	50,9	51,3	50,7
10	55,0	56,0	50,5
11	47,0	49,3	48,0
12	52,4	52,3	53,8

**Tabela 3-** Rádii/topo.

	10 s			20 s			40 s		
1	38,7	44,8	41,6	60,7	49,5	49,8	44,0	42,8	45,8
2	31,1	40,7	45,3	46,8	55,4	45,4	49,3	53,5	48,2
3	46,7	45,3	45,8	57,0	54,6	56,7	55,0	55,4	39,0
4	39,6	41,1	32,8	52,2	55,3	56,3	58,6	52,5	52,0
5	44,0	45,0	43,7	54,4	53,5	46,5	55,2	55,5	59,4
6	44,4	45,9	45,3	55,1	56,6	55,9	49,7	50,6	48,7
7	41,4	40,8	33,6	61,6	68,4	63,8	33,2	28,9	36,1
8	36,1	31,8	33,2	46,7	48,2	63,4	38,2	59,6	61,0
9	49,7	45,4	45,7	62,4	63,3	59,8	55,5	63,7	61,1
10	44,1	44,1	45,6	57,8	65,1	52,3	45,5	46,2	34,1
11	40,0	42,2	36,4	53,2	56,1	56,3	59,7	62,2	65,7
12	52,8	51,6	50,7	56,6	56,3	56,0	38,0	43,8	38,4

**Tabela 4-** Rádii/base.

	10 s			20 s			40 s		
1	27,8	25,5	30,3	43,3	35,6	31,6	40,4	39,7	43,4
2	29,8	28,9	27,6	45,2	42,2	47,8	42,9	32,6	54,5
3	31,7	31,3	31,6	46,3	43,8	51,3	49,7	39,1	50,4
4	24,5	24,6	24,3	48,5	46,1	40,8	53,3	52,3	49,4
5	33,5	32,4	32,2	46,4	46,7	48,9	51,6	52,9	54,7
6	35,3	35,1	33,7	47,2	48,2	41,7	52,3	53,4	48,6
7	31,9	28,9	27,9	49,2	47,2	44,0	44,0	58,8	67,2
8	23,5	25,2	24,4	52,7	51,5	56,3	55,9	56,9	56,1
9	31,9	32,1	33,0	54,4	52,0	47,9	53,8	44,4	51,5
10	32,0	31,3	35,7	53,9	51,6	54,7	53,0	52,4	52,5
11	27,7	29,8	26,5	52,3	53,6	51,2	58,5	57,8	57,8
12	41,5	31,2	38,4	48,5	55,2	57,6	43,5	36,6	43,6

**Tabela 5- SmartLite/topo.**

	10 s			20 s			40 s		
1	48,0	47,2	38,3	57,5	53,8	55,6	51,3	45,4	51,6
2	53,9	51,0	54,1	52,4	46,4	51,6	50,7	48,6	43,7
3	56,6	56,4	57,5	50,9	51,6	50,2	55,0	53,0	54,8
4	49,3	48,3	52,0	48,3	49,9	50,2	56,0	53,0	54,6
5	54,2	54,0	52,8	52,4	55,8	52,0	50,8	47,6	52,8
6	52,0	52,9	54,8	52,5	54,4	53,4	47,0	53,0	55,7
7	53,5	41,8	39,6	51,6	48,2	47,2	53,1	51,0	53,7
8	54,6	52,3	53,6	56,0	52,5	51,2	52,0	53,6	49,3
9	38,6	40,8	48,1	49,8	48,5	46,9	48,9	56,3	53,4
10	51,5	45,5	41,9	55,3	51,5	53,5	52,7	51,7	53,8
11	50,3	53,5	51,0	48,1	51,0	55,0	50,2	53,5	56,1
12	51,9	47,4	50,1	52,4	51,1	51,8	51,2	52,3	54,9

**Tabela 6- SmartLite/base.**

	10 s			20 s			40 s		
1	40,2	42,0	39,3	51,0	50,3	49,8	51,4	50,6	47,8
2	48,1	48,8	45,5	45,5	44,8	43,3	50,6	52,9	48,5
3	47,9	46,5	42,7	47,0	44,9	47,6	52,1	51,7	50,0
4	44,5	44,8	46,4	44,8	42,3	43,0	48,3	49,5	48,5
5	45,0	38,2	49,3	50,0	46,8	51,8	47,6	49,0	47,2
6	48,5	49,6	46,2	52,1	52,4	50,4	49,2	45,0	51,7
7	46,1	40,5	50,9	48,5	47,0	45,4	51,9	52,6	48,1
8	53,0	49,3	52,0	48,9	47,7	45,9	48,1	43,9	50,5
9	31,1	35,1	37,9	42,9	38,2	44,4	50,8	47,9	50,6
10	44,1	46,4	46,3	45,8	47,3	47,1	51,5	49,8	53,4
11	48,5	49,0	44,5	45,1	49,1	47,1	51,3	50,8	53,8
12	51,7	50,2	49,9	49,2	43,6	51,4	50,4	48,8	50,2



Apêndice B- Resultados do teste de Dunnett (5%) para os dados de microdureza.

**Tabela 8- 10 s/base.**

Grupos	Médias	Diferença de médias vs Controle (média = 50,331)	Erro Padrão da diferença	t*	p-valor
Radii	30,361	19,97*	1,48	13,43	0,0001*
Smart	45,556	4,77*		3,21	0,0056*

\*p<0,05; \*t<sub>(5%) (gl = 36)</sub> = 2,311; \*valor crítico para comparação = 1,48 x 2,311 = 3,43

**Tabela 9- 10 s/topo.**

Grupos	Médias	Diferença de médias vs Controle (média = 50,331)	Erro Padrão da diferença	t*	p-valor
Radii	42,41	11,53*	1,67	6,88	0,0001*
Smart	49,98	3,97*		2,37	0,0437*

\*p<0,05; \*t<sub>(5%) (gl = 36)</sub> = 2,311; \*valor crítico para comparação = 1,67 x 2,311 = 3,86

**Tabela 10- 20 s/base.**

Grupos	Médias	Diferença de médias vs Controle (média = 50,331)	Erro Padrão da diferença	t*	p-valor
Radii	48,20	2,12	1,44	1,47	0,2545
Smart	47,01	3,31		2,30	0,0509

\*p<0,05; \*t<sub>(5%) (gl = 36)</sub> = 2,311; \*valor crítico para comparação = 1,44 x 2,311 = 3,32

**Tabela 11- 20 s/topo.**

Grupos	Médias	Diferença de médias vs Controle (média = 50,331)	Erro Padrão da diferença	t*	p-valor
Radii	55,80	1,85	1,27	1,45	0,2626
Smart	51,68	2,26		1,78	0,1482

\*p<0,05; \*t<sub>(5%) (gl = 36)</sub> = 2,311; \*valor crítico para comparação = 1,27 x 2,311 = 2,93

**Tabela 12- 40 s/base.**

Grupos	Médias	Diferença de médias vs Controle (média = 50,331)	Erro Padrão da diferença	t*	p-valor
Radii	50,15	0,17	1,52	0,11	0,9900
Smart	49,88	0,44		0,29	0,9403

\*p<0,05; \*t<sub>(5%) (gl = 36)</sub> = 2,311; \*valor crítico para comparação = 1,52 x 2,311 = 3,51

**Tabela 13-** 40 s/topo.

Grupos	Médias	Diferença de médias vs Controle (média = 50,331)	Erro Padrão da diferença	t*	p-valor
Radii	49,61	4,33	2,17	1,99	0,0979
Smart	52,00	1,94		0,89	0,5797

\*p<0,05; \*t<sub>(5%) (gl = 36)</sub> = 2,311; \*valor crítico para comparação = 2,17 x 2,311 = 5,01

Apêndice C- Dados originais de variação de temperatura (°C).

**Tabela 16-** XL 3000.

Corpos de prova	VARIAÇÃO DE TEMPERATURA (°C)			
	Só dentina (10 s)	Adesivo (10 s)	Resina (40 s)	Após 24 h (40 s)
1	2,15	2,55	3,26	1,79
2	0,76	1,06	2,95	1,68
3	1,52	1,04	2,17	1,38
4	1,76	1,48	2,69	1,00
5	1,37	1,50	3,45	1,05
6	1,75	1,38	2,73	1,49
7	2,07	2,15	3,55	1,35
8	1,05	0,97	3,13	1,52
9	1,36	1,34	3,04	1,45
10	1,09	1,37	3,23	1,13
11	0,71	0,98	2,82	1,07
12	0,76	0,76	1,48	1,19
13	0,58	0,71	2,43	0,98
14	1,08	1,08	1,95	1,18
15	1,25	1,35	1,96	1,24

**Tabela 17-** LED Radii.

Corpos de prova	VARIAÇÃO DE TEMPERATURA (°C)			
	Só dentina (10 s)	Adesivo (10 s)	Resina (40 s)	Após 24 h (40 s)
1	1,17	0,82	4,18	2,73
2	0,86	1,22	4,00	2,62
3	0,71	1,11	2,88	1,93
4	0,95	1,35	3,16	2,93
5	1,27	1,03	3,28	2,42
6	1,44	1,17	3,60	2,35
7	1,65	1,36	3,91	3,00
8	1,17	1,05	3,57	2,83
9	1,22	1,27	4,02	2,39
10	1,77	1,32	3,91	2,50
11	1,58	1,37	3,85	2,02
12	1,40	0,98	3,54	1,80
13	1,44	1,13	3,21	2,09
14	1,47	1,21	3,40	1,87
15	1,85	1,04	3,13	2,35

**Tabela 18-** LED SmartLite.

Corpos de prova	VARIAÇÃO DE TEMPERATURA (°C)			
	Só dentina (10 s)	Adesivo (10 s)	Resina (40 s)	Após 24 h (40 s)
1	1,95	1,69	5,57	3,20
2	2,84	1,67	4,68	2,72
3	1,96	1,58	4,19	3,23
4	3,01	1,72	4,06	2,36
5	2,47	2,43	4,16	2,67
6	2,65	1,46	3,20	2,76
7	2,27	1,86	3,74	4,34
8	2,14	2,49	4,85	3,12
9	1,95	2,40	5,84	4,05
10	2,44	1,85	3,22	4,28
11	2,46	2,10	5,43	4,05
12	2,78	2,51	3,87	4,02
13	1,98	2,57	4,10	1,90
14	2,08	1,66	4,10	3,07
15	2,75	2,64	5,27	3,07

MOLLICA, F.B. **Polymerization efficiency and temperature variation in bovine dentin of high-power LED curing units.** 2007. 101f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

### ABSTRACT

*The aim of this study was to evaluate the efficiency of polymerization of a resin composite and the temperature variation in bovine dentine, using two curing units of Light Emitting Diode (LED) of high intensity in comparison to a Quartz-Halogen-Tungsten device (QTH). The light curing units used were: Curing Light XL 3000 (3M, 600 mW/cm<sup>2</sup>), LED SmartLite PS (Dentsply, 950 mW/cm<sup>2</sup>) and LED Rarii (SDI, 1400 mW/cm<sup>2</sup>) and the resin composite, Esthet X (Dentsply). For the test of Vickers microhardness, 84 specimens (2 mm X 5 mm) were prepared in bipartite matrix of teflon, varying the time of exposition in 10, 20 and 40 s. The curing unit XL 3000 was used for the control group for 40 s. After 24 h, the microhardness test was made on the top and base of the specimens with 50 g of load and 15 s of duration. For the temperature variation measurement caused by the different curing units, 45 slices of bovine dentine of 0.7 mm thickness and a thermocouple type T hardwired to a system of data acquisition ADS 2000 IP (Lynx Technology) were used. The slices were divided in three groups and the temperature variation was measured in three stages: 1) during the adhesive photopolymerization (10 s); 2) during resin composite photopolymerization (40 s) and 3) after 24 h (40 s). The values of microhardness of the top and the base and the data of temperature variation were submitted to ANOVA of repeated measures test and to the tests of Tukey and Dunnet (p=5%). The results showed statistical significant difference of microhardness for the top and base values when both LEDs were used for 10 s in relation to the use of XL 3000 for 40 s, but no statistical differences were found between the groups when the exposition time was 20 s and 40 s. The use of LED Rarii for 10 s and 20 s was not enough to equal statistically the microhardness of the top and the base of the specimens. In relation to the temperature variation, in stage 1, the LED SmartLite caused increase of temperature significantly superior to the others. In stage 2, the use of both LEDs produced significantly superior increases of temperature compared to the use of XL 3000 and, in stage 3, the highest increase occurred with LED SmartLite and all the groups differed statistically from each other. In stage 3, temperature variations were significantly lower than that in stage 2.*

**KEY-WORDS:** LED; Resin Composites; Microhardness; Temperature in the Dentin.