

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

**ESTHER GOMES SAADE**

AVALIAÇÃO DA DUREZA E DO GRAU DE CONVERSÃO DE  
UMA RESINA COMPOSTA EM FUNÇÃO DO PRÉ-  
TRATAMENTO TÉRMICO E DA FONTE DE LUZ  
FOTOPOLIMERIZADORA.

**Araraquara**

**2009**

**UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

**ESTHER GOMES SAADE**

**AVALIAÇÃO DA DUREZA E DO GRAU DE CONVERSÃO DE UMA  
RESINA COMPOSTA EM FUNÇÃO DO PRÉ-TRATAMENTO TÉRMICO  
E DA FONTE DE LUZ FOTOPOLIMERIZADORA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para a obtenção do título de Mestre em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto-Neto  
Co-orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup> Alessandra Nara Souza Rastelli

**Araraquara**

**2009**

**ESTHER GOMES SAADE**

**AVALIAÇÃO DA DUREZA E DO GRAU DE CONVERSÃO DE UMA  
RESINA COMPOSTA EM FUNÇÃO DO PRÉ-TRATAMENTO TÉRMICO  
E DA FONTE DE LUZ FOTOPOLIMERIZADORA.**

**COMISSÃO JULGADORA**

**DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE**

Presidente e Orientador - Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto-Neto

2ºExaminador - Prof. Dr. Darlon Martins Lima

3ºExaminador - Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

**Araraquara, 18 de Fevereiro de 2009.**

## DADOS CURRICULARES

### ESTHER GOMES SAADE

NASCIMENTO	16.11.1974 – CAMPINAS/SP
FILIAÇÃO	Celso Edmar Gomes Elza Mota Gomes
1993/1996	Curso de Graduação na Faculdade de Odontologia da Pontifca Universidade Católica de Campinas-PUCC/SP.
2001/2002	Curso de Especialização em Dentística Restauradora da Associação dos Cirurgiões Dentistas de Campinas.
2004/2006	Curso de Especialização em Periodontia na Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas - Regional de São Bernardo do Campo.
2007/2009	Curso de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, nível Mestrado, Área de Dentística Restauradora, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

**DEDICO ESSE TRABALHO...**

A **Deus**, por dar-me fé e persistência,  
e sempre estar presente em minha vida.

Ao **Jorge**, meu maior incentivador, pelo constante  
apoio e companheirismo para que eu continue a cada  
dia na busca dos meus sonhos. Obrigada por tornar os  
meus dias melhores nessa jornada! Amo Você!

Aos meus pais, **Elza e Celso**, exemplo de vida,  
a quem devo minha formação humana e profissional.  
Compartilho com vocês os méritos desta conquista,  
porque ela nos pertence!

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto**, pelos ensinamentos e orientações, que me fizeram crescer científica e pessoalmente, pelo incentivo e ajuda sempre dispensada para o enriquecimento desta pesquisa, pelas oportunidades e pela sua amizade.

Ao **Prof. Dr. Celso Luis de Angelis Porto** por ser um dos meus maiores incentivadores na busca pela ciência. Por ser um incansável professor e profissional, que pelo seu exemplo me faz cada dia mais admirar e querer buscar novos horizontes e aprimoramento na Odontologia Restauradora. Muito obrigada pela sua valiosa participação na minha vida e pelos seus ensinamentos!

A **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Alessandra Nara de Souza Rastelli**, minha co-orientadora, pela receptividade no Instituto de Física de São Carlos, minha imensa gratidão pela sua contribuição à realização desta pesquisa, na busca infinita de melhorar a qualidade desse trabalho e pela agradável convivência.



# **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Unesp, nas pessoas de seu Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Marcos Macari**, e Vice-Reitor, **Prof. Dr. Herman Jacobus Cornelis Voorwald**, pela oportunidade de propiciar-me o curso de Mestrado.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, nas pessoas de seu Diretor, **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**, e de sua Vice-Diretora **Andréia Affonso Barreto Montandon**.

Ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, coordenado pela **Prof<sup>a</sup> Dra Josimeri Hebling Costa** e pelo vice-coordenador **Prof Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior**.

Ao Departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp, representado pelo chefe de Departamento, **Prof. Dr. Fábio Luiz Camargo Vilela Berbert**, e pelo vice **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior**.

À **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Maria Salete Machado Cândido** (*in memorian*), pelos seus ensinamentos, pelo imenso carinho que sempre teve comigo, pela sua amizade, pela colaboração na minha formação em Dentística Restauradora, exemplo de dedicação e profissionalismo que sempre dispensou ao Departamento de Dentística Restauradora. Com certeza você deixou saudades!

Ao **Prof. Dr José Roberto Cury Saad** pela oportunidade que me deste desde o início do meu caminho nessa Faculdade, pela confiança, incentivo e apoio, pela sua gentileza e sua amizade. Muito Obrigada!

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade** pela convivência agradável, pelas oportunidades, atenção e ajuda dispensada durante todo o curso de Mestrado.

Ao **Prof. Dr Osmir Batista de Oliveira Junior** pela acessibilidade, pelo apoio em busca da ciência, por propiciar e incentivar novos rumos a pós-graduação em Dentística Restauradora.

Aos demais professores do Departamento de Dentística Restauradora pelos ensinamentos e pela atenção transmitida ao longo dessa convivência.

Ao **Prof. Dr. Darlon Martins Lima** pela convivência agradável durante esses 2 anos, pelo seu exemplo de determinação e dedicação a Dentística Restauradora, pelo imenso prazer de estar compartilhando esse momento.

A minha querida amiga **Desirée**, pela sua amizade, incentivo e conselhos, por fazer parte de momentos tão especiais e importantes na minha vida, pelas suas palavras de conforto e apoio sempre. Muito Obrigada!

Aos colegas de Pós-Graduação do Mestrado **Fernando, Rafael e Matheus** por se tornarem companheiros nessa jornada, enriquecendo meu aperfeiçoamento como ser humano e pelos bons momentos de amizade.

Aos demais colegas da Pós-Graduação do Doutorado e Mestrado pela amizade, pelo apoio e pela convivência descontraída no transcorrer do curso.

Aos meus queridos amigos **Juliana, João Paulo e Matheus** que desde o início me acolheram, me ajudaram e tornaram essa jornada mais leve e descontraída. Muito obrigada por toda a ajuda e pelos nossos momentos!

A todos os meus **familiares** que sempre torceram por mim, pelo apoio e incentivo dispensados durante toda a minha vida. Muito Obrigado pelo carinho!

As minhas **verdadeiras amigas** que sempre me acolhem me apóiam e ficam felizes com as minhas conquistas. Vocês fazem minha vida mais feliz!

Ao **Gabriel Coelho Gonçalves de Abreu** pela análise e interpretação estatística dos dados desse experimento.

A **Tatiane Paixão** pela sua dedicação, amizade, colaboração e apoio durante esses dois anos. Você foi muito importante!

A minha sobrinha **Cristiane** pela sua amizade e pelas doces palavras nas horas difíceis dessa jornada. Muito obrigada por tudo!

Ao meu sobrinho **Gabriel** que colaborou com a sua paciência e força para a execução desse trabalho.

Aos funcionários da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, **Mara, Rosângela, José Alexandre e Flávia** pela atenção e disponibilidade sempre quando precisei.

Aos funcionários do Departamento de Dentística **Cida Venâncio, Cida Ignácio, Wanderlei, Marinho e Creusa** pela ajuda e pelo carinho com que sempre atenderam as minhas solicitações durante esses dois anos de pós-graduação.

Aos funcionários da Biblioteca, pela atenção e paciência que sempre me receberam principalmente a **Ceres Maria Carvalho Galvão de Freitas** pela correção e revisão dessa dissertação.

A todos que, embora não estejam aqui citados, tenham contribuído direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

**“Há pessoas que nos falam e nem as escutamos,  
há pessoas que nos ferem e nem cicatrizes deixam.**

**Mas há pessoas que, simplesmente, aparecem em  
nossas vidas e que marcam para sempre.”**

***Cecília Meirelles***

“Bem aventurado o homem que o seu prazer está na lei do Senhor, e na sua lei medita de dia e noite. Ele é como a árvore plantada junto à corrente de águas, que, no devido tempo, dá seu fruto, e cuja folhagem não murcha; e tudo quanto ele faz será bem sucedido...”

*(Salmos 1:2,3)*



# SUMÁRIO

Resumo.....	17
Abstract.....	18
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 PROPOSIÇÃO.....	33
3 CAPÍTULO 1.....	35
4 CAPÍTULO 2.....	55
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	79
6 REFERÊNCIAS.....	82
7 ANEXOS.....	91

Saade EG. Avaliação da dureza e do grau de conversão de uma resina composta em função do pré-tratamento térmico e da fonte de luz fotopolimerizadora. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

### RESUMO

O objetivo desse trabalho foi investigar a influência do pré-aquecimento da resina composta anterior à fotopolimerização, sobre suas propriedades físicas e mecânicas como: o grau de conversão e dureza. As amostras foram fotopolimerizadas com uma unidade de luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH) e uma unidade diodos emissores de luz azul (LED) por 40 s. Os compules de resina composta híbrida foram pré-aquecidos no dispositivo denominado Calset. A conversão dos monômeros a polímeros foi determinada através do FTIR-ATR. A propriedade de dureza foi avaliada no Microdurômetro MMT-3 Microhardness Tester equipado com o diamante Vickers. Para o teste de dureza Vickers cinco amostras para cada grupo (4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura) foram confeccionadas com a resina composta pré-aquecida nas seguintes temperaturas: 37°C, 54°C e 60°C (n=5). As amostras foram submetidas ao teste de dureza Vickers imediatamente após a sua confecção. Foram efetuadas 4 medidas no topo e 4 na base de cada amostra. De acordo com a interação entre as duas unidades de luz e o aumento de temperatura da resina composta, os resultados indicam que somente a unidade de luz influenciou nas médias dos valores de dureza Vickers. A unidade LED apresentou valores de dureza mais homogêneos entre o topo e a base da resina composta, evidenciando uma polimerização mais uniforme. O pré-aquecimento da resina composta não apresentou diferenças estatisticamente significativas nos valores de dureza. Para a avaliação do grau de conversão foram confeccionadas 5 amostras (4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura) para cada grupo, utilizando a unidade QTH e LED, e a resina composta nas seguintes temperaturas: 25°C (temperatura ambiente), 37°C, 54°C e 60°C (n=40). Após a confecção as amostras foram preparadas para a análise do grau de conversão através do FTIR-ATR. Segundo os resultados conclui-se que não houve diferenças estatisticamente significativas na porcentagem do grau de conversão das resinas compostas curadas com a unidade QTH ou LED. Em relação ao aumento de temperatura também não houve um aumento no grau de conversão significativo nas amostras confeccionadas com resina composta pré-aquecida. Nesse estudo não existiu evidências de que o tipo de unidade fotoativadora empregado ou a temperatura influenciem no grau de conversão observado. A unidade fotoativadora influenciou apenas nas médias dos valores de dureza Vickers, onde o LED mostrou uma cura mais homogênea.

**Palavras-chave:** resinas compostas; dureza; propriedades físicas; temperatura ambiente.

Saade EG. Analysis of the Vickers hardness and the degree the conversion of a composite resin as function of the pre-heat treatment and light-curing units. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

**ABSTRACT** The aim of this study was to evaluate the physics and mechanical properties of the pre-heating of the composite resin photo-activated. The samples were photo-activated with a light-curing unit QTH and LED for 40 s. The compules of hybrid composite resin for anterior restorations were pre-heated in the device called “Calset”. The monomer conversion was analyzed using the FTIR-ATR. The hardness property was evaluated with microdurometer MMT-3 equipped with diamond Vickers. Five samples were made for each group (4 mm in diameter and 2 mm in thickness) which the composite resin were pre-heated at temperatures three: 37°, 54° and 60°C. Immediately were submitted to hardness test, which the top and bottom surfaces of the samples took, place an impression for quadrant. According to the interaction between both light-curing units and the increase of the temperature of composite resin, the results showed that only light-curing unit influenced the hardness average values. The LED light showed a cure homogeneous across the surface of the composite resin and good values of Vickers hardness. The pre-heating of composite resins prior to cure did not show statistically significant differences in the hardness values. For to evaluate the degree of conversion, five samples were made (4 mm in diameter and 2 mm in thickness) for each group using light-curing unit QTH and LED, with the composite resin pre-heated at temperatures of 25°C (room temperature), 37°C, 54°C and 60°C and analyzed in the spectrophotometer. No significant differences were found in the degree of conversion of the composite resin cured with QTH or LED and to different pre-heating of the composite resin. In this study, any evidence was found that type of light-curing unit used and pre-heating of composite resin could improve the degree of conversion.

**Keywords:** composite resin; hardness; physical properties; room temperature.

# 1. INTRODUÇÃO

A partir do desenvolvimento do condicionamento ácido do esmalte por Buonocore, em 1955 e a introdução do material de resina composta com a formulação de Bis-GMA (bisfenol A-diglicidil éter dimetacrilato) por Bowen<sup>7</sup>, em 1963, houve um significativo avanço das propriedades mecânicas desse material e da dentística restauradora adesiva e em função disso um aumento na indicação das resinas compostas como material restaurador. A atual exigência dos pacientes por estética, a suposta toxicidade do mercúrio e a preservação das estruturas dentais nos levam a acreditar que hoje a resina composta é o mais indicada para as restaurações diretas. Atualmente a resina composta é um dos materiais dentários mais intensamente pesquisados, e existe uma busca incessante para melhorar as suas propriedades mecânicas, físicas e biológicas. Entretanto, esse material apresenta limitações como: contração de polimerização, infiltrações marginais, adaptação na região cervical do preparo cavitário, coeficiente de expansão térmica, estabilidade de cor, opacidade, força de compressão, tensão, módulo de elasticidade e dureza.

O componente da resina composta fotoativada é uma matriz polimérica, onde o polímero é uma molécula extensa, formada por repetidas unidades menores denominadas monômeros. O processo onde os monômeros são associados e convertidos em polímeros é chamado de polimerização. Monômeros utilizados em odontologia são geralmente líquidos e durante o processo de polimerização eles se convertem para sólido. A extensão pela qual o monômero é transformado em polímero é denominada grau de conversão. A polimerização do monômero BisGMA ocorre com a união da dupla ligação de carbono dos dois

grupos metacrilatos<sup>39</sup>. São formados por um monômero multifuncional de cadeia longa que se polimeriza consigo mesmo e com um diluente tetrafuncional resultando em uma rede tridimensional de ligações cruzadas. Esta rede se cerca e se liga às partículas cerâmicas revestidas por silano. Além dos monômeros, a matriz resinosa também apresenta outros componentes como iniciadores, estabilizadores e pigmentos<sup>2,39</sup>. A alta viscosidade do BisGMA é diminuída com a presença da mistura de monômeros dimetacrilatos de baixo peso molecular, como o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato). As resinas compostas são constituídas basicamente de uma matriz orgânica, partículas inorgânicas, inibidores e pigmentos corantes<sup>39</sup>.

Inicialmente, o sistema de fotoativação da resina composta utilizava a luz ultravioleta, porém apresentavam desvantagens como baixo poder de penetração, danos aos tecidos orais e aos olhos expostos por longo período<sup>12</sup>, sendo substituída posteriormente pela luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH). Atualmente os aparelhos utilizados para fotopolimerizar os compósitos podem ser o Plasma Arc<sup>41</sup>, o laser de íon argônio<sup>34</sup> e os aparelhos mais comumente usados são os convencionais de luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH) e os diodos emissores de luz (LED).

Por mais de duas décadas a luz de fotopolimerização tem sido a tecnologia halógena de quartzo-tungstênio, entretanto o uso da luz azul emitida por diodo (LED) é um método alternativo utilizado desde 1995<sup>3</sup>. O LED hoje é considerado como uma unidade capaz de curar os compósitos com propriedades similares as obtidas pela luz halógena<sup>3,27</sup> utilizando o mesmo tempo de fotoativação. O grau de

polimerização é influenciado fortemente pelo tipo de compósito e pelo tempo de fotopolimerização<sup>27</sup>.

A nova geração dos LEDs possui poder suficiente para cura dos compósitos em semelhante tempo da unidade de QTH convencional<sup>27</sup>. Ao comparar a conversão do monômero de um compósito em diferentes profundidades polimerizado com QTH, LED ou Plasma Arc, notou-se que as amostras expostas ao LED apresentaram pouca redução no grau de conversão quando eram mais profundas, indicando um compósito curado mais homogêneo<sup>38</sup>. A fonte de luz LED apresentou valores de dureza igual ou superior quando comparado a QTH. As amostras curadas por LED apresentaram valores de dureza mais homogêneos entre base e topo<sup>43</sup>. A energia do LED azul é quase totalmente absorvida pelo material ao longo do procedimento de polimerização, produzindo uma cura mais uniforme sem comprometer as propriedades mecânicas e químicas do material ao longo do tempo<sup>50</sup>.

A variação do modo de fotoativação tem sido sugerida para promover uma lenta polimerização inicial como forma de minimizar as tensões geradas durante o processo de conversão dos monômeros em polímeros. A técnica de fotoativação contínua e uma seqüencial em duas etapas, começando com baixa intensidade de luz seguida de uma intensidade maior utilizando duas resinas compostas, foram avaliadas através da formação de fendas marginais e dos valores de dureza Vickers. Conclui-se que as fendas marginais foram sempre menores quando se empregou a fotoativação seqüencial, e os valores médios de dureza foram maiores na superfície de topo<sup>49</sup>. O módulo de fotopolimerização *soft-start* reduz a

contração inicial, capacitando o material de escoar neste período, reduzindo o stress na interface de união e aumentando os valores de microtensão quando comparados a técnica fotopolimerização convencional. Porém a média de dureza foi similar entre o modo de fotopolimerização *soft start* e convencional<sup>48</sup>.

Asmussen, Peutzfeldt<sup>4</sup> (2001) estudaram a influência do modo de fotopolimerização na estrutura do polímero formada. Os corpos de prova foram pré-curados pelo modo *pulse-delay* por 450 ou 650 mW/cm<sup>2</sup> por 1 seg, após a espera de 1, 2 ou 3 min foi realizada a cura final de 450 mW/cm<sup>2</sup> por 40 seg e comparada com grupo controle de modo fotopolimerização convencional sendo 450 mW/cm<sup>2</sup> por 40 seg. Observaram que apesar da quantidade de duplas ligações remanescentes não sofrer alterações, o polímero formado foi mais linear, com menos ligações cruzadas no modo de *pulse-delay*. A justificativa para esse tipo de estrutura é que nesta técnica tem-se a ativação inicial de poucas moléculas de canforoquinona, formando poucos núcleos de crescimento do polímero e conseqüentemente uma propagação de polimerização relativamente linear. Quando há muitos núcleos de crescimento, a tendência é a formação de um polímero com maior grau de ramificação e ligações cruzadas. As diferentes técnicas do modo de ativação podem resultar em grau de polimerização semelhante, porém com uma estrutura molecular diferente em relação à densidade das ligações cruzadas e com propriedades mecânicas diferentes.

As propriedades mecânicas de uma resina composta fotopolimerizada estão diretamente relacionadas à qualidade de sua polimerização<sup>45</sup>. Para uma completa polimerização é importante que a fonte de luz emita radiação com



comprimento de onda útil para os fotoiniciadores presentes nos compósitos. Esses fotoiniciadores absorvem luz azul entre 450 a 500 nm<sup>11</sup>. A intensidade de luz emitida com comprimento de onda entre 400 nm e 500 nm sobre um material de resina composta fotopolimerizável é considerada como um fator determinante das propriedades mecânicas da restauração final<sup>45</sup>. O sistema fotoiniciador mais utilizado em resinas compostas dentais é a canforoquinona-amina, que é ativado por luz azul em um comprimento de onda entre 400 a 500 nm<sup>51</sup>. A polimerização dos compósitos, a transmitância e absorbância da luz pelos compósitos são influenciadas pelo comprimento de onda da fonte polimerizadora<sup>37</sup>.

A quantidade de irradiação e o tempo de exposição influenciam o grau de conversão e esse influencia diretamente a contração volumétrica da resina composta. A transformação de um material inicialmente viscoso para um sólido viscoelástico é acompanhada por uma significativa contração volumétrica e um aumento no módulo de elasticidade, gerando um stress na interface dente-restauração. Para melhorar a desempenho clínico do material alta energia de irradiação (H) são empregadas, entretanto alta densidade de energia não necessariamente aumenta o grau de conversão (GC), pois esse alcança um platô impedindo ganho significativo nas propriedades mecânicas, porém pode aumentar o stress de contração<sup>8</sup>. Quanto maior o grau de conversão, melhores propriedades do material polimérico maior será o stress de contração e a contração durante a polimerização<sup>53</sup>. O GC e as propriedades mecânicas, como resistência flexural e dureza (HN), aumentam com o aumento do tempo de irradiação. O grau de conversão da superfície irradiada tem uma relação exponencial com os valores de

dureza, enquanto que a base da resina composta tem uma correlação linear entre o GC e a HN. O mínimo de  $24 \text{ J/cm}^2$  são necessários para obter uma homogeneidade de cura em profundidade de  $2 \text{ mm}^9$ .

O GC e o stress de polimerização aumentam com o maior tempo de exposição da unidade de luz QTH. A melhora no GC obtida com o aumento do tempo de exposição da irradiação é devido a um aumento na concentração de radicais livres, e a influência do efeito da temperatura na mobilidade dos monômeros<sup>10</sup>. Com o aumento da temperatura, a viscosidade dos compósitos diminui, aumentando os radicais livres e a mobilidade dos monômeros<sup>14,36,54</sup>.

A máxima dureza obtida na superfície tem relação direta entre a intensidade de luz e profundidade de polimerização<sup>11,24,52,59</sup>. Entre os fatores determinantes do grau de polimerização das resinas compostas estão a formulação química do material<sup>27,59</sup>, a espessura do material<sup>46,45</sup>, o tempo de exposição à luz, a intensidade de luz<sup>13,27,31,40,47,59</sup> e a distância da fonte de luz<sup>32,47,59</sup>. A profundidade de cura das resinas compostas é limitada devido à atenuação da irradiação através do próprio material e estruturas adjacentes dos dentes<sup>13</sup>. O tipo do monômero da resina composta influencia a transmitância da luz. Quanto maior a quantidade de luz na base da resina composta maior a profundidade de cura e mais alta será a conversão de polimerização<sup>25</sup>.

A inadequada polimerização dos compósitos tem sido associada com propriedades físicas inferiores dos compósitos, maior solubilidade, falta de retenção, e respostas pulpares adversas<sup>5, 19</sup>. O grau de polimerização de uma resina composta é um importante fator e pode afetar o desempenho clínico do material<sup>30</sup>.

É esperado que o aumento na conversão da resina proporcione maior grau de ligações cruzadas e, portanto resulte em melhores propriedades mecânicas<sup>19,36</sup>.

A extensão da polimerização da resina composta é expressa pelo grau de conversão de ligações monoméricas C=C em ligações poliméricas C-C. A extensão da conversão afeta as propriedades físicas do material, que em geral quanto maior o grau de conversão melhores serão as propriedades do material<sup>16</sup>. O aumento do grau de conversão da resina leva a maior dureza superficial, resistência à flexão e módulo de elasticidade, melhora a tenacidade à fratura, resistência à tração diametral e resistência ao desgaste<sup>36</sup>.

A reação de polimerização de materiais restauradores fotoativados à base de dimetacrilatos apresenta conversão incompleta das duplas ligações carbônicas, deixando uma porção significativa de grupos metacrilatos não reagida, ou seja, não convertidos<sup>13</sup>. A incompleta polimerização da resina composta ocorre, entre outros motivos, devido à natureza química dos monômeros, que ao promover a formação de um sólido densamente reticulado em poucos segundos, provoca também o aumento da viscosidade em toda a matriz orgânica. A alta viscosidade observada logo nos estágios iniciais da reação química impede que a polimerização ocorra completamente<sup>2</sup>. Os monômeros residuais que não são reagidos podem ser facilmente extraídos da massa de resina composta para a saliva num processo de lixiviação, podendo em consequência disso, produzir reações alérgicas<sup>26</sup> ou estimular o crescimento bacteriano ao redor de restaurações<sup>44</sup>. Monômeros residuais mergulhados na matriz da resina composta,

podem também agir como plastificantes, reduzindo a resistência mecânica da restauração e aumentando a sorção<sup>14</sup>.

Nos últimos anos, muita atenção tem sido dada para parâmetros como intensidade da fonte de luz, tempo de cura, método de aplicação da luz, e presença de umidade no campo restaurador<sup>20, 21</sup>. Entretanto pouco interesse tenha sido dado às propriedades dos compósitos diretamente colocados em diferentes condições térmicas. Isso é bastante surpreendente considerando as conhecidas vantagens do calor nas propriedades físicas das restaurações indiretas<sup>21</sup>.

Lovell et al.<sup>35</sup> (1999) estudaram o efeito da intensidade de luz, temperatura e a composição da resina composta no processo de polimerização e verificaram que tanto a temperatura quanto a intensidade de luz estão diretamente relacionados com o grau máximo de conversão. A temperatura aumenta a mobilidade molecular e conseqüentemente o grau de conversão. Com relação à composição, os autores afirmam que o TEGDMA é um excelente diluente uma vez que aumenta a mobilidade do meio, entretanto essa alta reatividade é devido à presença do BisGMA. Portanto, concluem que a quantidade de BisGMA tem grande influência no mecanismo e cinética de polimerização.

Com o objetivo de melhorar as propriedades físicas das resinas compostas os fabricantes têm aumentado a concentração de carga desse material. Infelizmente o aumento da quantidade de carga, aumenta a viscosidade dificultando a adaptação marginal<sup>22,23</sup>. A reação de polimerização à temperatura bucal é autolimitante, principalmente devido ao aumento na viscosidade do sistema<sup>58</sup>. A redução da viscosidade da resina composta sem alterar sua

composição original poderia aumentar o grau de conversão, produzindo assim um polímero com propriedades físicas superiores e ao mesmo tempo melhores características de manipulação. O dispositivo “Calset” foi desenvolvido para aquecer os compules de resina composta, diminuindo a viscosidade dos compósitos, sendo este procedimento denominado de técnica de fotopolimerização térmica. O princípio dessa técnica se baseia no pré-aquecimento moderado de compules de resina composta às temperaturas de 37°, 54° ou 60°C antes da fotoativação<sup>22,23</sup>.

O uso da resina composta em dentes posteriores é comum nos últimos anos, porém alguns problemas como contração de polimerização, desconforto pós-operatório, sensibilidade da técnica, microinfiltrações, sorção de água, variável grau de cura e pouca resistência ao desgaste ainda existem<sup>55</sup>. O uso de resinas compostas *flow* tem sido proposto para melhorar problemas com selamento e adaptação marginal em restaurações classe II, entretanto a baixa viscosidade dos compósitos *flow* é adquirida pela diminuição da quantidade de carga o que compromete o desempenho físico e mecânico das restaurações<sup>21,55,56</sup>. O uso do “Calset” para pré-aquecimento das resinas compostas microhíbridas antes da fotoativação é uma alternativa. Este pré-condicionamento aumenta o escoamento, melhora a adaptação dentro dos ângulos do preparo sem diminuir as propriedades físicas dos compósitos<sup>21,55</sup> melhora a taxa de conversão, com melhora da resistência a fratura, e reduz o tempo de cura em 50%<sup>21</sup>. Assim o pré-aquecimento pode proporcionar uma restauração de resina composta mais durável. O pré-aquecimento da resina composta proporciona uma significativa diminuição

na infiltração marginal cervical das restaurações quando comparada com as cavidades preparadas com resina composta a temperatura ambiente ou com resina flow<sup>1,56</sup>.

A polpa dental é um tecido altamente vascularizado e sua viabilidade pode ser comprometida durante preparos cavitários. A dentina tem uma baixa condutibilidade térmica, mas em preparos profundos o potencial de danos a polpa é maior devido ao aumento da área tubular. O aumento de temperatura durante o processo de fotopolimerização pode colocar em perigo a polpa dental<sup>29</sup>. Zach, Cohen<sup>60</sup> (1965) in vitro em animais relataram que danos irreversíveis ocorrem quando a temperatura dentro da câmara pulpar aumenta por 5,5°C. O uso na clínica de resina composta pré-aquecida deve ser utilizado com critério, pois o aquecimento da dentina em preparos profundos pode levar a danos irreversíveis a polpa.

A variação da temperatura intrapulpar in vitro em cavidades classe V de pré-molares restaurados com resina composta a temperatura ambiente ou pré-aquecida a 54°C ou 60°C foram avaliadas. A temperatura foi avaliada nos seguintes estágios restauradores: início da inserção do compósito, final da inserção, final da adaptação, início e final da fotoativação. Os resultados mostraram que houve diferenças significativas nos valores de temperatura intrapulpar, porém maior variação de temperatura foi notada no final da inserção e da adaptação da resina composta pré-aquecida. Entretanto, essas diferenças foram na ordem de menos de 1°C. A grande variação de temperatura intrapulpar ocorreu no estágio final da fotoativação, na qual houve um aumento de mais 5°C em

comparação com os valores basais em ambos os casos. O maior risco a saúde pulpar ocorreu durante a fotoativação<sup>15</sup>.

Entre outros parâmetros, a temperatura tem uma importante influência na dureza dos compósitos<sup>6</sup>, e também tem um significativo efeito sobre a conversão imediata obtida por compósitos curados por luz<sup>33</sup>. O pré-aquecimento da resina composta pode aumentar a fluidez significativamente, a qual poderia melhorar a capacidade de adaptação do compósito às paredes do preparo cavitário. Além desse fator, o aumento da temperatura que, em geral, acelera reações químicas, também poderia aumentar o grau de conversão dos monômeros, com menor tempo de fotoativação<sup>28</sup>. Estudos recentes indicam um significativo aumento na conversão e na taxa máxima de cura dos compósitos pré-aquecidos<sup>14, 54</sup>. O pré-aquecimento da resina composta antes da polimerização aumenta significativamente a conversão do monômero e admiti a redução do tempo de exposição à luz, resultando em similar, ou melhor, conversão quando comparados com compostos irradiados a temperatura de 22°C<sup>14</sup>.

A propriedade de dureza é uma das mais importantes para comparar materiais restauradores, é definida como uma resistência à indentação ou penetração permanente na superfície. É a medida da resistência à deformação plástica e é mensurada como uma força por unidade de área de indentação<sup>11</sup>, sendo conveniente ser aplicado para determinar a dureza de pequenas áreas e de materiais duros<sup>11, 57</sup>.

Alguns dos métodos mais comuns de teste de dureza dos materiais restauradores são Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell, Barcol e teste de dureza de

Shore A, cada um difere discretamente um do outro e apresenta algumas vantagens e desvantagens. Os vários testes de dureza diferem no material que produz a indentação, na geometria e na carga. A escolha de um teste de dureza depende do material de interesse, da faixa de dureza esperada e do grau desejado da localização<sup>11</sup>. O teste de dureza Vickers consiste em um indentador de diamante em formato de pirâmide de 136° é forçado para dentro do material com uma aplicação de carga definida. As duas diagonais da indentação são medidas usando a microscopia e suas médias são calculadas. É conveniente ser aplicado para determinar a dureza de pequenas áreas e de materiais duros<sup>11,57</sup>.

Existe um grau de correlação entre o grau de conversão e microdureza<sup>31</sup>, sendo que um dos métodos indiretos mais utilizados para se verificar o grau de polimerização das resinas compostas é o teste de dureza<sup>17,18</sup>. Em geral quanto maior o grau de conversão melhor serão as propriedades do material<sup>36</sup>. É esperado que o aumento na taxa de conversão proporcione maior grau de ligação cruzada, e, portanto resulte em melhores propriedades mecânicas<sup>19,36,54</sup>, entretanto deve-se lembrar que as propriedades mecânicas dos materiais são dependentes das características da rede polimérica, como a densidade de ligações cruzadas, e estas não são equivalentes à conversão<sup>4</sup>.

O grau de conversão dos monômeros das resinas compostas tem sido considerado como um dos fatores predominantes de suas propriedades físicas e mecânicas, podendo indicar a qualidade de polimerização. Rueggeberg, Craig<sup>46</sup> (1988) compararam vários métodos empregados para determinar a profundidade de polimerização e concluíram que a maior sensibilidade às diferenças de



comportamento das resinas compostas avaliadas foi proporcionada pela análise de espectroscopia do infravermelho e pelos testes de dureza. Os valores de dureza e o grau de conversão decrescem com o aumento de espessura da resina composta.

Após avaliar o efeito do pré-aquecimento da resina composta no grau de conversão e no stress residual, encontrou-se o GC das amostras na superfície de 52.08% em temperatura ambiente, 58.6% em 40°C, 64.7% em 50°C e 68, 3% em 60°C. Os valores do grau de conversão em 2 mm de profundidade foram 50.06% em amostras confeccionadas a temperatura ambiente, 57.62, 63.14 e 66.26% nas amostras pré-aquecidas a 40°C, 50°C e 60°C. O aumento do grau de conversão ocorre pela diminuição da viscosidade e mobilidade molecular em polímeros com ligações cruzadas aumentando a taxa de polimerização e o stress de contração. O stress de contração e o GC são diretamente proporcionais ao aumento de temperatura. Então, dentro das limitações desse estudo o pré-aquecimento da resina composta pode não ser um método recomendado para aumentar a conversão do monômero<sup>42</sup>.

## **2 PROPOSIÇÃO**

O objetivo desse trabalho foi investigar a influência do pré-aquecimento de uma resina composta anterior a fotopolimerização analisando o grau de conversão e a dureza imediata do material em função de dois fatores: variação de temperatura e fonte fotopolimerizadora. No comportamento das resinas compostas usando a técnica de “fotopolimerização térmica” será avaliado:

- se a redução da viscosidade da resina composta sem alterar a composição original aumenta o grau de conversão do monômero;

- se esse polímero pré-aquecido terá propriedades mecânicas superiores.

## **3 CAPÍTULO 1**

**Análise da dureza Vickers de uma resina composta em função do pré-  
tratamento térmico e da fonte de luz fotoativadora**

**Analysis of the Vickers hardness of composite resin as function of the pre-  
heat treatment and different curing-lights**

Autores: E.G. Saade,<sup>a\*</sup> M. C. Bandeca,<sup>a</sup> A.N.S. Rastelli,<sup>b</sup> V.S. Bagnato,<sup>b</sup> S.T. Porto-Neto<sup>a</sup>.

<sup>a</sup> University of São Paulo State, Araraquara School of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Rua Humaitá, 1680, Araraquara-SP, 14801-903, Brazil.

<sup>b</sup>São Carlos Physics Institute, University of São Paulo, Trabalhador São Carlense Avenue 400, São Carlos-SP, 13566-970, Brazil.

\*Corresponding Author: E.G. Saade, Department of Restorative Dentistry, Araraquara School of Dentistry, University of São Paulo State, Rua Humaitá, 1680, Araraquara-SP, 14801-903, Brazil.

**email:** [g.esther@hotmail.com](mailto:g.esther@hotmail.com)

## **Resumo**

O objetivo desse trabalho foi analisar a propriedade mecânica de dureza de uma resina composta submetida a variações de temperatura previamente à fotoativação com dois tipos de fonte de luz (LCU) diferentes. Cinco amostras (4mm de diâmetro e 2 mm de espessura) para cada grupo (n=5) foram confeccionadas com a resina composta pré-aquecidas a 37 °C, 54°C e 60°C. As amostras foram fotoativadas com uma fonte de luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH -) e uma fonte com diodos emissores de luz azul (LED) durante 40s de exposição. Imediatamente as amostras foram submetidas ao teste de dureza Vickers (VHN) nas superfícies do topo da base. Considerando a interação entre a fonte de luz polimerizadora e as diferentes temperaturas da resina composta, somente a fonte de luz teve influência nos resultados da dureza inicial da resina composta. A fonte de luz LED apresentou valores mais homogêneos entre a dureza do topo e da base das amostras. Não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza com as diferentes temperaturas utilizadas para as resinas compostas. De acordo com esses resultados, o pré-aquecimento da resina composta não influenciou os valores de dureza Vickers, entretanto o LED azul mostrou uma cura mais homogênea do que o a fonte QTH.

**Palavras chaves:** dureza; resina composta; temperatura de cura, profundidade de cura.

**PACS:** 47.54.Fj; 62.20.Qp; 68.35.Gy

## 1. Introdução

Desde a introdução da resina composta com a formulação do BIS-GMA por Bowen<sup>1</sup> em 1963, existiu um significativo avanço nas propriedades mecânicas das resinas compostas, muitos esforços têm sido feito para melhorar o seu desempenho clínico [1]. A resina composta fotoativada é basicamente uma matriz orgânica (polímero), com partículas inorgânicas, fotoiniciadores, inibidores e agentes corantes [2]

Inicialmente, o sistema de fotoativação da resina composta utilizava a luz ultravioleta. Esse sistema posteriormente foi substituído pela luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH), pois a luz ultravioleta apresenta baixa capacidade de penetração, danos aos tecidos orais e aos olhos expostos por longo período. Atualmente os aparelhos utilizados para fotoativar os compósitos podem ser: o Plasma Arc [3], o laser de íon argônio (light amplification by stimulated emission of radiation) [4]. Entretanto os aparelhos comumente usados são os convencionais de luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH) e mais recentemente os diodos emissores de luz (LED).

As propriedades mecânicas de uma resina composta estão diretamente relacionadas à qualidade de sua polimerização [5]. A profundidade de cura da resina composta depende do tempo de exposição à luz, da intensidade de irradiação [6-10] e da quantidade de luz visível transmitida através do material [11]. Para uma completa polimerização é importante que a fonte de luz emita radiação com comprimento de onda útil para os fotoiniciadores presentes nos

compósitos dentais, sendo o mais utilizado a canforoquinona (CQ) [12], que absorvem luz azul em 450 a 500nm [9].

A inadequada cura dos compósitos tem sido associada com suas propriedades físicas inferiores, maior solubilidade, falta de retenção, respostas pulpares adversas [13-15], reduzida biocompatibilidade e excessivo desgaste [16] podendo afetar o desempenho clínico do material [15,17]. A efetividade de cura pode ser avaliada diretamente ou indiretamente. Um dos métodos indiretos mais utilizados para se verificar o grau de polimerização das resinas compostas é o teste de dureza [18,19]. De acordo com alguns trabalhos na literatura, existe um alto grau de correlação entre o grau de conversão e microdureza [16]. Em geral quanto maior o grau de conversão melhor serão as propriedades do material [20]. O grau de conversão é influenciado significativamente pela densidade de potência e tempo de irradiação das LCU's [15].

Para a confecção de uma restauração em resina composta muita atenção é dada aos parâmetros como intensidade da fonte de luz, tempo de cura, método de aplicação da luz, e presença de umidade no campo restaurador [21-22]. Pouco interesse tem sido dado às propriedades dos compósitos diretamente colocados em diferentes condições térmicas [22].

Com o objetivo de melhorar as propriedades físicas dos compósitos, os fabricantes têm aumentado a concentração de carga dos compósitos, entretanto maior quantidade de carga aumenta a viscosidade dificultando a adaptação marginal. Um dispositivo denominado "Calset" foi desenvolvido para aquecer as resinas compostas, diminuindo a viscosidade dos compósitos. Esse procedimento



foi denominado de técnica de fotopolimerização térmica. O princípio dessa técnica se baseia no aquecimento moderado da resina composta às temperaturas de 37°, 54° ou 60°C previamente à fotoativação para melhorar as características de manipulação e adaptação [21,23]. A temperatura tem um significativo efeito sobre a conversão imediata obtida pela resina composta curada por luz [24]. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do pré-aquecimento de uma resina composta a três temperaturas diferentes e fotoativadas por duas fontes de luz, por meio do teste de dureza Vickers (VHN).

## 2. Materiais e Métodos

Os grupos investigados neste estudo são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Grupos experimentais investigados nesse estudo

Grupo	Fonte de Luz	Temperatura
1	QTH	37°C
2	QTH	54 °C
3	QTH	60 °C
4	LED	37°C
5	LED	54 °C
6	LED	60 °C

Foram utilizadas nesse estudo uma fonte de luz QTH Translux CL (Heraeus-Kulzer, D-6393, número de série: 15/35890, 400 to 500 nm) e uma fonte de luz azul LED Bluephase (Ivoclar/Vivadent, número de série: 1666128, 380 to 515 nm). A fonte de luz QTH foi utilizada no modo convencional com  $650\pm 10$  mW/cm<sup>2</sup> por 40 s e a fonte de luz azul LED foi utilizada no modo *soft-start* for 40

s, inicialmente com  $600\pm 10$  mW/cm<sup>2</sup> por 10 s e 30 s seguintes com  $980\pm 10$  mW/cm<sup>2</sup>. A potência óptica desses aparelhos foi medida em mW com potenciômetro (Fieldmaster, Coherent Commercial Products Division, model number FM, set n° WX65, part number 33-0506 made in USA) e a irradiância em mW/cm<sup>2</sup> foi calculada dividindo a potência óptica pela área do diâmetro da ponta ativa do equipamento segundo a fórmula:

$$I = P/A$$

Onde: P = potência em mW (milliwatts); A = área da ponta da luz em cm<sup>2</sup> (centímetro quadrado).

As amostras foram confeccionadas com a resina híbrida Tetric Ceram em compules (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein, cors A<sub>3</sub>, lote J03862). De acordo com o fabricante sua matriz de monômero é composta de bisphenol glycidyl metacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA), e trietilenoglicol dimethacrylate (TEGDMA) - 20,2% do peso. O conteúdo total de partículas inorgânicas é 79% do peso ou 60% do volume. O tamanho médio das partículas é 0.7 µm. Conteúdo adicional: catalisador, estabilizador, e pigmentos (0.8% do peso).

As resinas compostas foram pré-aquecidas no dispositivo Calset (AdDent Inc. P/N: GS-817. Model:DA-20-20). Essa unidade possui três temperaturas, que são indicadas por um led na lateral, sendo: verde 37°C, laranja 54°C e vermelho 60°C. Por meio de uma análise com um termistor, verificou-se que o tempo

necessário para o dispositivo e a resina composta dentro do compule atingir a temperatura desejada era de 15 min (Figura 1).

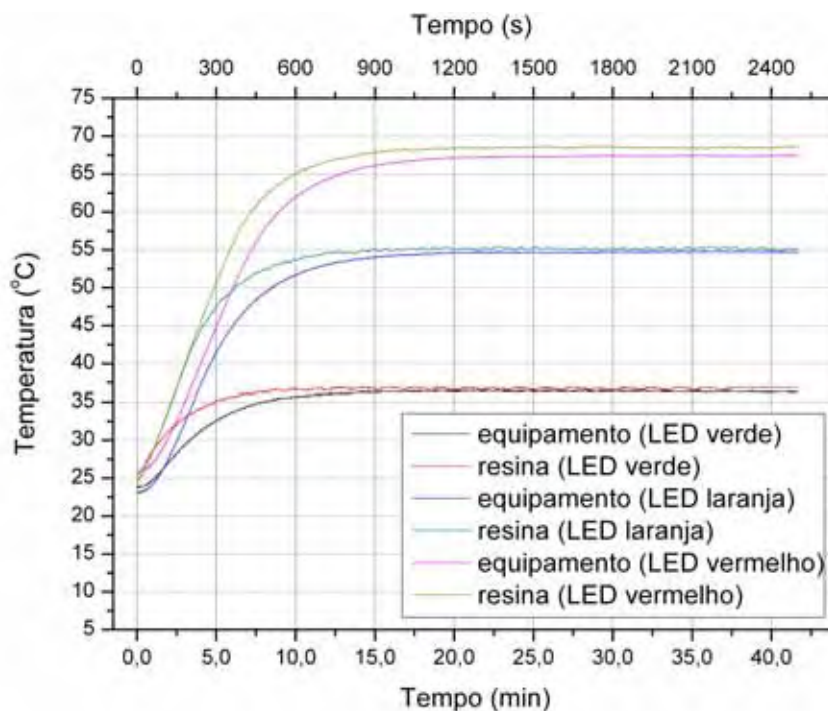


Figura 1. Descrição do tempo que o dispositivo precisa para alcançar a temperatura.

Para confecção das amostras foi utilizada uma matriz metálica com orifício central (4mm de diâmetro por 2mm de espessura) de acordo com ISO 4049 [25]. A resina composta foi levada na matriz em um único incremento, uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro foram colocadas sob a superfície da amostra. Um peso (1quilograma, Kg) com um orifício central circular foi colocado sob a tira para padronizar as amostras. A ponta do aparelho fotoativador foi posicionada no centro das amostras sobre a lâmina de vidro, permanecendo a 0.55 mm da resina composta. As amostras foram fotoativadas por 40s. Em seguida foi testado o desempenho da amostra no teste de dureza no Microdurômetro MMT-3

Microhardness Tester (Buehler Lake Bluff, Illinois USA), equipado com diamante Vickers (VHN), o qual consiste de um indentador de diamante em formato de pirâmide de 136° onde duas diagonais são medidas [9,26], usando a carga de 50 gf (força gram) por 30s. Em cada superfície, topo (próximo da fonte de luz) e base (oposto a fonte de luz) uma impressão por quadrante foi realizada. Os valores de dureza foram calculados em cada superfície.

Os dados foram submetidos à Análise de Variância a dois critérios fixos (two-way - ANOVA). Os testes foram realizados ao nível de 5%.

### **3. Resultados:**

A figura 2 mostra a média dos valores de VHN ( $\text{Kgf/mm}^2$ ) para cada grupo. A média dos valores de dureza na superfície do topo das amostras fotoativadas com QTH mostraram maiores valores quando comparados com a média de valores do LED. As médias dos valores de dureza da superfície da base mostraram valores menores das amostras fotoativadas com QTH com a mesma temperatura quando comparadas com o LED azul. Nota-se para as amostras fotoativadas com o LED azul, um aumento sistemático na variação dos dados com o aumento da temperatura, o que não se observa nas amostras fotoativadas com QTH.

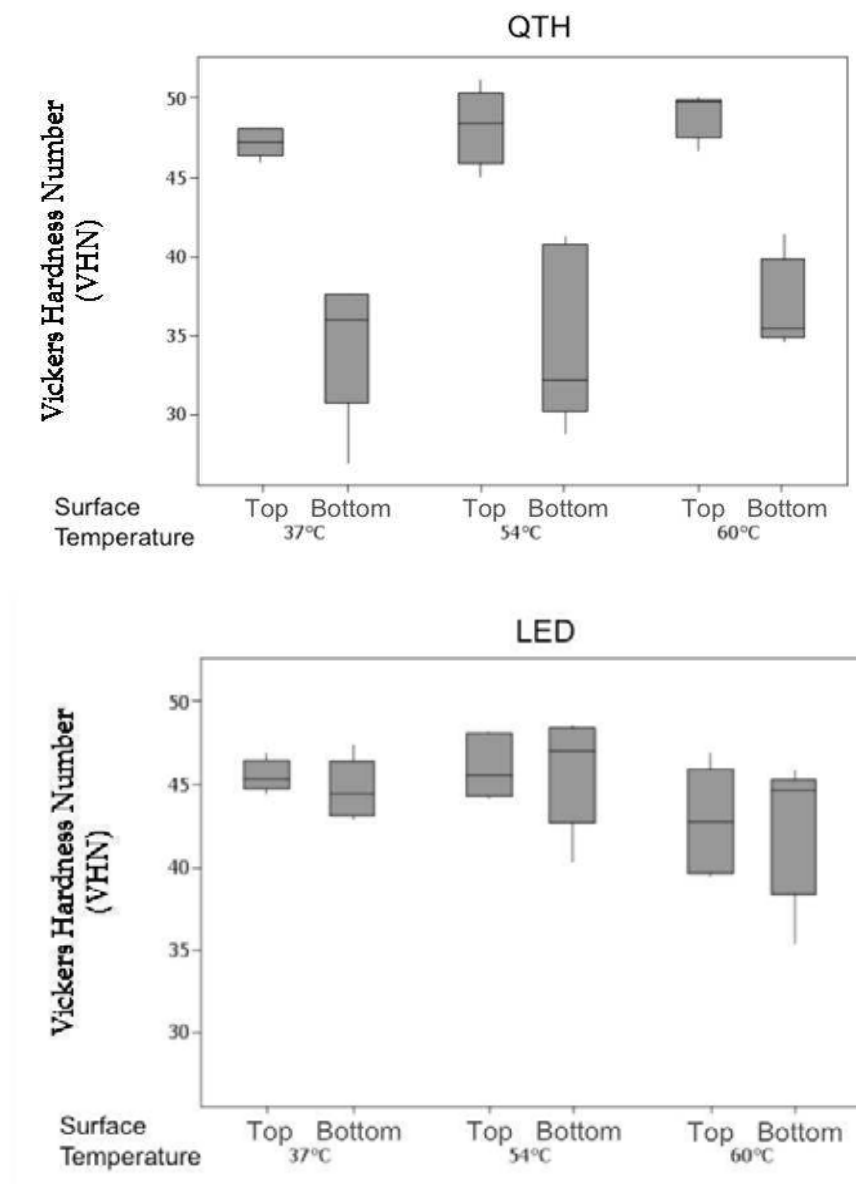


Figura 2. Médias dos valores de VHN na superfície do topo e da base da resina composta pré-aquecida fotopolimerizada com a fonte de luz QTH e LED durante 40 s.

A profundidade de cura das amostras foi encontrada através da média da proporção topo/base das superfícies. A figura 3 mostra os valores da proporção topo/base de cada grupo. Observa-se que a média a dureza encontrada no topo e

na base são muito próxima para o LED, enquanto para a QTH os valores são em torno de 25% menores na base.

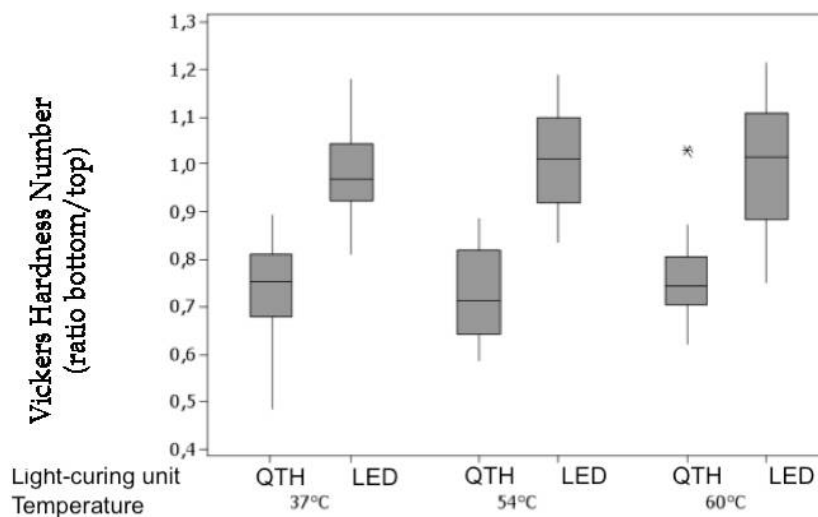


Figura 3. Média das proporções de VHN na base/topo de cada grupo.

Segundo os resultados da Análise de Variância, o fator fonte polimerizadora apresentou estatisticamente significativa ( $p < 0.0001$ ). O fator temperatura ( $p = 0.8445$ ) e a interação entre os dois fatores ( $p = 0.8493$ ) não mostraram diferenças estatisticamente significativas.

#### 4. Discussão

Os valores de dureza e o grau de conversão são inversamente proporcionais ao aumento da profundidade de cura da resina composta [27]. O aumento da densidade de energia proporciona maiores valores de grau de conversão e conseqüentemente melhores propriedades mecânicas [28]. Um

aumento na taxa de conversão das duplas ligações de carbono está associado com maiores valores de dureza [29].

A máxima dureza obtida na superfície dos compósitos tem relação direta com a intensidade de luz e a profundidade de polimerização [7-9, 30]. Entre os fatores determinantes do grau de polimerização das resinas compostas, estão a formulação química do material [30-31], a espessura [10,27], o tempo de exposição à luz, a intensidade de luz [10, 16, 28, 30-31] e a distância da fonte de luz [10, 30, 32]. A profundidade de cura das resinas compostas é limitada devido à atenuação da irradiação através do próprio material e estruturas adjacentes aos dentes [6]. O tipo do monômero da resina influencia a transmitância da luz. Quanto maior a quantidade de luz na base da resina composta maior a profundidade de cura e mais alta será a conversão de polimerização [11].

A fonte de luz QTH é utilizada há mais de duas décadas, entretanto o LED azul é um método alternativo desde 1995. A fonte de luz QTH tem como desvantagem o curto tempo de vida útil e a geração de calor [33]. Atualmente o LED tem a capacidade de curar os compósitos e obter propriedades similares aos curados por QTH e com tecnologia de menor custo, com longa vida útil [31] e geração de pouco calor. Significante aumento de temperatura ocorre durante o processo de cura da resina composta usando diferentes unidades de fonte de luz visível [34-36]. O aumento de temperatura durante a cura dos compósitos com a fonte de luz QTH é maior do que com o laser argônio e LED azul [36]. A fonte de luz QTH produz um maior aumento de temperatura do dente do que o LED [35],

quando utilizado o LED azul e o arc plasma o aumento de temperatura foi menor [33].

Com a fonte fotoativadora QTH há uma diferença entre o grau de polimerização obtido na superfície irradiada, próximo à fonte de luz e as camadas mais profundas [18]. Um aparelho de luz com menor desempenho pode fotoativar a superfície do topo da resina composta de maneira tão efetiva quanto um aparelho fotoativador de maior potência [37]. Em nossa investigação a fonte de luz QTH mostrou valores médios de dureza na superfície do topo levemente maiores do que os valores médios obtidos com LED, entretanto os valores de dureza da base foram em média 25% inferiores, o que mostra que a lâmpada QTH mesmo com menor irradiância apresentou maior dureza da superfície do topo, porém valores baixos de dureza na base.

A nova geração dos LEDs possui capacidade suficiente para cura dos compósitos em semelhante tempo quando comparado com a lâmpada halógena convencional [31]. Ao comparar a conversão do monômero de um compósito em diferentes profundidades, polimerizado por diferentes fontes de luz (lâmpada halógena, LED ou arco de plasma), notou-se que os resultados obtidos para o LED apresentaram pouca redução no grau de conversão, quando se situavam mais profundamente, indicando um compósito curado de forma mais homogênea [38]. As amostras curadas pela fonte de luz LED apresentaram valores de dureza iguais ou superiores comparados as curadas com lâmpada QTH, porém as amostras curadas por LED apresentaram valores de dureza mais homogêneos entre base e topo [39]. Assim a energia do LED azul é quase totalmente absorvida pelo



material ao longo do procedimento de polimerização, produzindo uma cura mais uniforme sem comprometer as propriedades mecânicas e químicas do material ao longo do tempo [40]. Nesse estudo a fonte fotoativadora LED proporcionou maiores valores de dureza na base do que a lâmpada QTH. Isto pode ser explicado devido ao fato do LED em nesse estudo apresentar maior intensidade de potência final, maior profundidade de penetração da luz sendo mais absorvida, o que promove uma cura mais uniforme da resina composta.

A diminuição dos valores de dureza da base em relação ao topo é determinada pela baixa intensidade de luz que chega à resina composta. A densidade de potência é grandemente reduzida durante a passagem da luz na massa da resina composta, pois há uma dissipação da luz dentro do material restaurador. A proporção média entre a base e topo de 0.92 é considerada adequada para o endurecimento da base [16]. Nos nossos resultados os valores da proporção média base/topo foram superiores a 0.92 nos grupos que foram fotoativados com LED.

Adequada polimerização é um fator fundamental na obtenção de boas propriedades físicas e desempenho clínico das resinas compostas [5, 11, 15]. O grau de conversão do monômero dos compósitos curados por luz depende de muitos fatores. Um fator é a quantidade de radicais livres formados durante a irradiação. Então, a energia dispensada no sistema e, conseqüentemente, o tempo de irradiação e a densidade de potência são importantes fatores [16].

O uso de monômero rígido, como o Bis-GMA, aumenta a densidade da ligação cruzada dos polímeros das resinas compostas, conseqüentemente melhores

propriedades mecânicas são obtidas quando comparamos a monômeros flexíveis [41]. O aumento da quantidade de carga aumenta a viscosidade dificultando a adaptação marginal [21-23, 42-43]. A resina *flow* é utilizada em restaurações posteriores para melhorar a adaptação marginal. Entretanto, essa técnica compromete as propriedades físicas e mecânicas das restaurações, pois a baixa viscosidade dos compósitos *flow* existe pela diminuição e alteração do formato da carga [21,44].

O pré-aquecimento da resina composta reduz a sua viscosidade, melhora o escoamento do material permitindo uma melhor adaptação nas áreas marginais dos preparos sem alterar sua composição original e suas propriedades físicas e mecânicas [21-23, 42-43]. O pré-aquecimento das resinas compostas levemente acima da temperatura do corpo pode melhorar a profundidade de cura do material, melhorar a taxa de conversão e reduzir o tempo de cura em 50% [21,44]. O aumento da temperatura das resinas compostas tem significativo efeito na cinética da polimerização. Tanto o efeito térmico direto na polimerização como na viscosidade do material podem contribuir para o aumento de taxa de conversão [43]. Com o aumento da temperatura do compósito antes da fotoativação a mobilidade dos radicais é maior em decorrência da redução da viscosidade do sistema proporcionando um aumento da taxa de conversão do monômero [45]. É esperado que o aumento na taxa de conversão proporcione maior grau de ligação cruzada, e, portanto resulte em melhores propriedades mecânicas [14, 20, 43]. Entretanto, devemos lembrar que as propriedades mecânicas dos materiais são

dependentes das características da rede polimérica, como a densidade de ligações cruzadas, e estas não são equivalentes à conversão.

Neste estudo notamos uma melhora na viscosidade do material ao aumentar a temperatura. Os compósitos nas temperaturas de 54°C e 60°C foram manipulados mais facilmente, apresentando melhor escoamento e melhor adaptação na matriz. Entretanto, o aumento de temperatura não teve interferência significativa nos resultados de VHN. Para a fonte de luz LED houve um pequeno aumento sistemático na variação dos dados com o aumento da temperatura, porém não houve diferença significativa ( $p= 0.05$ ).

Considerando a interação entre a fonte de luz e o pré- aquecimento da resina composta somente a fonte de luz teve diferença estatística nos resultados de VHN. Os resultados obtidos nesse trabalho são indicativos que o tipo e a intensidade da fonte de luz influenciam na profundidade de cura do material. A luz LED proporcionou valores mais homogêneos entre as médias, pois a diferença da dureza da base e do topo foi pequena. O LED foi capaz de promover uma fotoativação mais uniforme, evitando discrepâncias entre as superfícies de base e o topo. O aumento da temperatura não apresentou evidências estatisticamente significativas de influência nos valores da dureza.

## **5. Conclusão**

Intensas pesquisas estão direcionadas para melhorar as propriedades das resinas compostas odontológicas, pois esse material é amplamente utilizado na clínica diária. Atualmente a unidade de fonte de luz LED é muito utilizada e

apresenta bons resultados na polimerização dos compostos odontológicos. A unidade de fonte de luz LED mostrou uma cura homogênea em toda a superfície da resina composta e bons valores de dureza Vickers. O pré-aquecimento das resinas compostas anterior a cura não influenciou os valores de dureza, entretanto mais estudos devem ser direcionados para avaliar o efeito do tratamento térmico anterior a fotoativação com objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas.

## **6. Agradecimentos**

Esse estudo foi suportado pela CAPES Brasil. A resina composta e o aparelho de luz LED utilizado nesse estudo foi gentilmente cedido pela Ivoclar/Vivadent.

## **7. Referências**

1. R. L. Bowen, J. Am. Dent. Assoc. **66**, 57 (1963).
2. A. Peutzfeldt, Eur. J. Oral Sci. **105**, 97 (1997).
3. A. Peutzfeldt, A. Sahafi, and E. Asmussen, Dent. Mater. **16**, 330 (2000).
4. U. Lohbauer, C. Rahiotis, N. Kramer, et al., Dent. Mater. **21**, 608 (2005).
5. F. A. Rueggeberg, Quintessence Int. **24**, 391 (1993).
6. W. D. Cook and P. M. Standish, Aust. Dent. J. **28**, 307 (1983).
7. J. Friedman and R. Hassan, J. Prosthet. Dent. **52**, 504 (1984).

8. M. Takamizu, B. K. Moore, J. C. Setcos, et al., *Oper. Dent.* **13**, 173 (1988).
9. R. G. Craig and J. M. Powers, *Restorative Dental Materials*. **11<sup>th</sup> Ed.** St. Louis (2002).
10. A. Schattenberg, D. Lichtenberg, E. Stender, et al., *Dent. Mater.* **24**, 1043 (2008).
11. K. Fujita, N. Nishiyama, K. Nemoto, et al., *Dent. Mater.* **24**, 403 (2005).
12. J. W. Stansbury, *J. Esthet. Dent.* **12**, 300 (2000).
13. R. J. Blankenau, W.P. Kelsey, G.L. Powell, et al., *Am. J. Dent.* **4**, 40 (1991).
14. J. L. Ferracane, J. C. Mitchem, J.R. Condon, et al., *J. Dent. Res.* **76**, 1508 (1997).
15. A. N. S. Rastelli, D. P. Jacomassi, and V. S. Bagnato. *Laser Phys.* **18**, 1074 (2008).
16. P. Keogh, N. J. Ray, C. D. Lynch, et al., *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* **12**,177 (2004).
17. S. Imazato, J. F. McCabe, H. Tarumi, et al., *Dent. Mater.* **17**, 178 (2001).
18. J. L. Ferracane, *Dent. Mater.* **1**, 11 (1985).
19. J. L. Ferracane and E. H. Greener, *J. Dent. Res.* **63**, 1093 (1984).
20. L. G. Lovell, J. E. Elliot, J. W. Stansbury, et al., *Dent. Mater.* **17**, 504 (2001).

21. J. Friedman, *Contemporary Esthetics and Restorative Practice*. **7**, 46 (2003).
22. G. Freedman and I. Krejci, *Compendium*. **25**, 95 (2004).
23. J. Friedman, US patent 6236020. 2001
24. L. Littlejohn, S. C. Greer, A. D. Puckett, et al., *J. Dent. Res.* **82**(special issue A) # 0944 (2003).
25. International Organization for Standardization. ISO 4049. *Dentistry - polymer – based filling, restorative and luting materials*. 3rd ed. Geneva: ISO (2000).
26. L. Wang, P. H. P. D’Alpino, L. G. Lopes, et al., *J. Appl. Oral Sci.* **11**, 162 (2003).
27. F. A. Rueggeberg and R. G. Craig, *J. Dent. Res.* **67**, 932 (1988).
28. A. Peutzfeldt and E. Asmussen, *J. Dent. Res.* **84**, 659 (2005).
29. J. Manhart, K. H. Kunzelmann, H. Y. Chen, et al., *J. Biomed. Mater. Res. (Appl Biomater)*. **53**: 353 (2000).
30. J. Yearn, *Int. Dent. J.* **35**, 218 (1985).
31. C. Hasler, B. Zimmerli and A. Lussi, *Operat. Dent.* **31**, 354 (2006).
32. A. Lindberg, A. Peutzfeldt and J. W. V. Dijken, *Clin. Oral. Invest.* **9**, 71 (2005).
33. Z. Tarle, A. Meniga, A. Knezevic, et al., *J. Oral Rehabil.* **29**, 662 (2002).
34. D. L. Hussey, P. A. Biagionit and J. Lamey, *J. Dent.* **23**, 267 (1995).

35. S. Bouillaguet, G. Caillot, J. Forchelet, et al., *J. Biomed. Mater. Res. Part. B: ApplBiomater.* **72B**, 260 (2005).
36. A. N. S. Rastelli, D. P. Jacomassi and V. S. Bagnato. *Laser Phys.* **18**, 1003 (2008).
37. E. K. Hansen and E. Asmussen, *Scand. J. Dent. Res.* **101**, 62 (1993).
38. A. C. Obici, M. A. C. Sinhoreti, E. Frollini, et al., *Polymer. Testing.* **25**, 282 (2006).
39. L. C. Ramp, J. C. Broome and M. H. Ramp, *Am. J. Dent.* **19**, 31 (2006).
40. P. C.G. Silva, S. T. Porto-Neto, R. F. Z. Lizarelli, et al., *Laser Phys. Lett.* **5**, 220 (2008).
41. J. E. Elliott, L.G. Lovell and C. N. Bowman, *Dent. Mater.* **17**, 221 (2001).
42. R. Trushkowsky, *Dentistry Today/ The Nation's leading clinical news magazine for dentists* **21**, (2002).
43. M. Trujillo, S. M. Newman and J. W. Stansbury, *Dent. Mater.* **20**, 766 (2004).
44. G. Freedman, *Private Dentistry.* **8**, 111 (2003).
45. M. Daronch, F. A. Rueggeberg and M. F. De Goes, *J. Dent. Res.* **84**, 663 (2005).

## 4 CAPÍTULO 2



**Influência do pré-aquecimento da resina composta e da fonte de luz no grau de conversão monomérica**

**Influence of pre-heating Resin Composite and light-curing units on monomer conversion**

Autores: E.G. Saade,<sup>a\*</sup> M. C. Bandeca,<sup>a</sup> A.N.S. Rastelli,<sup>a,b</sup> V.S. Bagnato,<sup>b</sup> S.T. Porto-Neto<sup>a</sup>.

<sup>a</sup>University of São Paulo State, Araraquara School of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Humaitá St., 1680, Araraquara-SP, 14801-903, Brazil.

<sup>b</sup>São Carlos Physics Institute, University of São Paulo, Trabalhador São Carlense Avenue 400, São Carlos - SP, 13566-970, Brazil.

\*Corresponding Author: E.G. Saade, Department of Restorative Dentistry, Araraquara School of Dentistry, University of São Paulo State, Rua Humaitá, 1680, Araraquara - SP, 14801-903, Brazil. **E-mail:** [g.esther@hotmail.com](mailto:g.esther@hotmail.com)

**Relevância clínica**

O resultado desse estudo indicou que o pré-aquecimento da resina composta não melhorou significativamente o grau de conversão e não foram observadas diferenças no grau de conversão com as diferentes fontes de luz utilizadas.

**Resumo**

O objetivo desse estudo foi avaliar o grau de conversão de uma resina composta submetida ao aquecimento previamente à fotoativação com dois tipos

de fonte de luz (LCU) diferentes. Cinco corpos-de-prova (n=5) com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura foram confeccionados com a resina composta Tetric Ceram<sup>®</sup> (Ivoclar/Vivadent) a temperatura ambiente (25°C) e pré-aquecidas a 37 °C, 54 °C e 60 °C. Os corpos-de-prova foram fotoativados com fonte de luz halógena (QTH) e diodos emissores de luz azul (LEDs) durante 40s de exposição. Após a fotoativação os corpos-de-prova foram triturados, prensados com KBr (Brometo de Potássio) e analisados em espectrofotômetro FT-IR (Nexus-470) equipado com detector TGS na faixa de 4000 – 300 cm<sup>-1</sup>, utilizando acessório de refletância difusa operando com 32 *scans*, resolução de 4 cm<sup>-1</sup> acoplado a microcomputador servidor. Os espectros foram obtidos pela técnica de transmissão observando-se os picos de absorbância. O percentual de duplas ligações carbônicas não convertidas (%C=C) foi determinado pela taxa de intensidade de absorção entre ligações C=C em 1.637cm<sup>-1</sup> e ligações C-C em 1.610 cm<sup>-1</sup>, antes e após a polimerização. Os dados foram submetidos à estatística por meio da análise de variância e depois do teste de Kruskal-Wallis. Este estudo demonstrou que não foram observadas diferenças estatisticamente significativas no grau de conversão para as diferentes fontes de luz (QTH e LEDs). Com o aumento de temperatura não foi observado aumento significativo no grau de conversão. Neste estudo não foram observadas evidências de que ambos, fonte de luz e temperatura influenciaram o grau de conversão.

## 1. Introdução

Resinas compostas à base de monômeros dimetacrilatos são utilizadas no tratamento restaurador há mais de 40 anos. Este compósito é um dos materiais mais estudados nas últimas décadas, o que proporciona uma significativa melhora em suas propriedades ópticas, físicas e mecânicas, tornando-o um excelente material para restaurações diretas em dentes anteriores e posteriores<sup>1</sup>.

Um dos componentes das resinas compostas é uma matriz polimérica, onde o polímero é representado por uma molécula extensa formada por repetidas unidades menores denominadas monômeros. Os monômeros utilizados em Odontologia são geralmente líquidos e durante o processo de polimerização eles se convertem para o estado sólido<sup>1</sup>.

A extensão pela qual o monômero é transformado em polímero é denominada grau de conversão (GC). A polimerização do monômero Bis-GMA ocorre com a união da dupla ligação de carbono dos dois grupos metacrilatos<sup>1,2</sup>.

O grau de polimerização de uma resina composta é um importante fator e pode afetar o desempenho clínico do material<sup>3</sup>. É esperado que o aumento na conversão proporcione maior número de ligações cruzadas, portanto resulte em melhores propriedades mecânicas<sup>4,5</sup>. O grau de conversão dos monômeros influencia as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas<sup>6,7,8</sup>, as quais dependem da formação da cadeia polimérica<sup>6,8</sup>, entretanto, as propriedades dependem da alta densidade das ligações cruzadas do polímero formado<sup>7</sup>. A formulação química da resina composta<sup>9</sup>, o tempo de exposição à luz e a intensidade de luz dos aparelhos fotoativadores são fatores determinantes no grau

de conversão<sup>2,9,10</sup>. Adequada polimerização é um fator crucial na obtenção de propriedades físicas e no desempenho clínico das resinas compostas<sup>11</sup>.

Os sistemas de fotoativação inicialmente utilizavam luz ultravioleta, porém devido a sua baixa capacidade de penetração e danos aos tecidos orais e aos olhos expostos por longos períodos, foram substituídos pela luz halógena (QTH). Mais recentemente o arco de plasma<sup>12</sup>, o laser (light amplification by stimulated emission of radiation) de argônio e os diodos emissores de luz (LEDs) também foram desenvolvidos para fotoativar materiais resinosos. Entretanto, por mais de duas décadas, a fonte de luz mais comumente utilizada foi a halógena. O uso do LED é um método alternativo utilizado desde 1995<sup>13</sup>. O LED hoje é considerado como uma fonte de luz capaz de curar os compósitos promovendo propriedades similares às obtidas pela luz halógena<sup>9</sup>.

Alguns estudos demonstram uma correlação positiva entre GC e o comportamento das propriedades mecânicas das resinas compostas<sup>4,5,7,14</sup>. O aumento no GC também melhora a biocompatibilidade do material reduzindo a quantidade de monômeros residuais liberados no meio oral. Monômeros não reagidos podem ser facilmente extraídos da massa da resina composta para a saliva num processo de lixiviação podendo produzir reações alérgicas<sup>6,11,15</sup> e ou estimular o crescimento bacteriano ao redor das restaurações<sup>16</sup>. Monômeros residuais na matriz da resina composta agem como plastificantes, reduzindo a resistência mecânica da restauração e aumentando a sorção<sup>17</sup>. Existe relação direta entre GC e tempo de exposição à irradiação<sup>7,18</sup>. Entretanto, não podemos desprezar o fato de que a relação entre GC e tempo de exposição à irradiação não

é linear. Existe a tendência de o GC estabilizar<sup>18,19</sup> após 10J/cm<sup>2</sup> de exposição à irradiação<sup>19,15</sup>.

A temperatura tem efeito significativo sobre a conversão imediata obtida por compósitos fotoativados<sup>20</sup>. O dispositivo “Calset” foi desenvolvido para aquecer os compules de resina composta, diminuindo a viscosidade dos compósitos, sendo este procedimento denominado de técnica de fotopolimerização térmica. O princípio dessa técnica se baseia no pré-aquecimento moderado de compules de resina composta às temperaturas de 37°, 54° ou 60°C previamente à fotoativação<sup>21,22</sup>. O aumento da temperatura que, em geral, acelera reações químicas, pode aumentar o grau de conversão dos monômeros, com menor tempo de fotoativação. O pré-aquecimento da resina composta pode aumentar a fluidez significativamente, a qual poderia melhorar a capacidade de adaptação do compósito às paredes do preparo cavitário<sup>23</sup>. Estudos na literatura mostram que a conversão do monômero aumenta significativamente com o aumento da temperatura, quando as resinas compostas são pré-aquecidas antes da fotoativação<sup>17,24,25</sup>.

Entretanto, pouco foi estudado com relação ao pré-aquecimento das resinas compostas previamente à fotoativação, bem como o uso de diferentes fontes de luz após o pré-aquecimento. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o grau de conversão de uma resina composta híbrida submetida ao pré-aquecimento a três temperaturas e fotoativadas por diferentes fontes de luz (QTH e LED). A hipótese testada foi se o aumento de temperatura da resina composta previamente

à fotoativação e as duas fontes de luz podem aumentar significativamente o grau de conversão.

## 2. Materiais e Métodos

Os corpos-de-prova foram confeccionados com *compules* da resina composta híbrida Tetric Ceram<sup>®</sup> (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein, lote J03862) na cor A<sub>3</sub>. De acordo com o fabricante sua matriz é composta por bisfenol A-diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) - 20,2% em peso. A quantidade de partículas de carga inorgânica é de 79% em peso ou 60% em volume (tamanho médio das partículas de 0.7 μm). Contém: catalisadores, estabilizadores e pigmentos (0.8% em peso).

Foram utilizadas duas fontes fotoativadoras, uma de luz halógena e uma LED (Tabela 1). A potência óptica desses aparelhos foi medida utilizando-se potenciômetro (Fieldmaster, Coherent Commercial Products Division, model number FM, set n<sup>o</sup> WX65, part number 33-0506 made in USA) e a irradiância foi calculada por meio da seguinte fórmula:

$$I = \frac{P}{A}$$

onde: P= potência mW (milliwatts); A = área da ponta da luz em cm<sup>2</sup> (centímetro quadrado).

Tabela 1. Características das fontes de luz utilizadas

<b>Tipo de luz</b>	<b>Unidade fotoativadora</b>	<b>Número de série</b>	<b>Comprimento de onda</b>	<b>Modo de ativação</b>	<b>Densidade de potência (mW/cm<sup>2</sup>)</b>
QTH	Translux CL (Heraeus Kulzer)	D-6393, 15/35890	400 a 500 nm	convencional	700±10 (40s)  660±10
LED	Bluephase (Ivoclar Vivadent)	1666128	380-515 nm	“ <i>soft-start</i> ”	(10s)  1200±10 (30s)

Os compules de resina composta foram pré-aquecidos no dispositivo “Calset” (AdDent Inc. P/N: GS-817. Model: DA-20-20). Esse dispositivo opera sob 3 diferentes temperaturas, que são indicadas por um led na porção lateral, sendo: verde 37°C, laranja 54°C e vermelho 60°C. Por meio de análise com *termistor*, verificou-se que o tempo necessário para o dispositivo e a resina composta dentro do *compule* atingir a temperatura desejada era de 15 min (Figura 1).

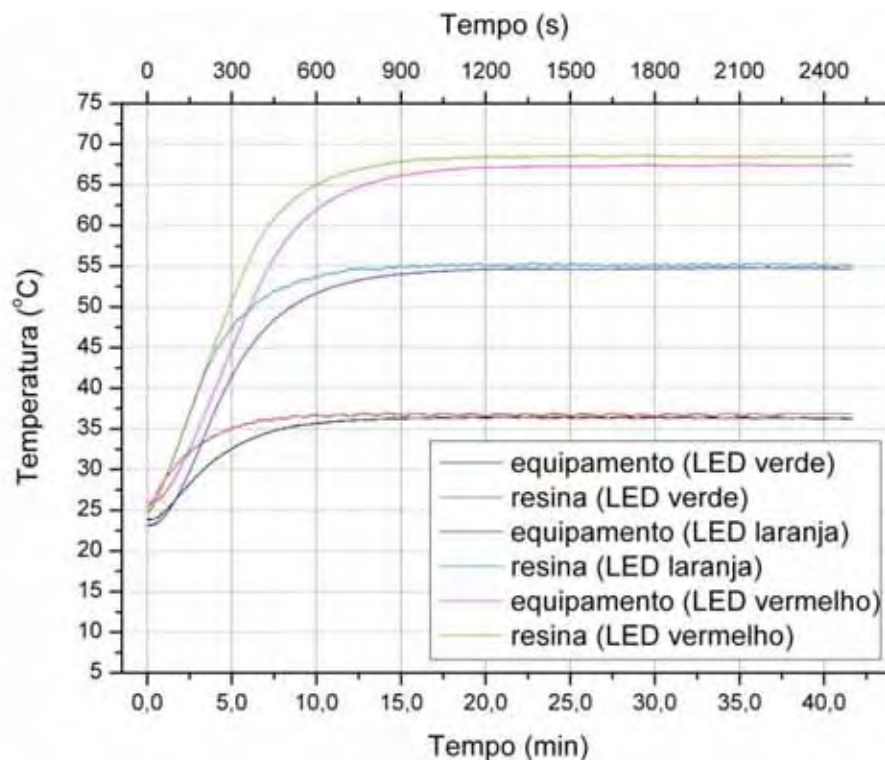


Figura 1. Avaliação e descrição do tempo que o dispositivo necessita para alcançar as diferentes temperaturas.

Para a confecção dos corpos-de-prova foi utilizada uma matriz metálica com orifício central (4 mm de diâmetro por 2 mm de espessura) de acordo com a norma ISO 4049<sup>26</sup>. A matriz metálica foi posicionada sobre placa de vidro, sendo fixada uma tira de poliéster para promover lisura da superfície de base dos corpos-de-prova. A resina composta Tetric Ceram<sup>®</sup> em *compules* foi levada à matriz em um único incremento, posicionando outra tira de poliéster na superfície de topo. Sobre a matriz, foi posicionada uma lâmina de vidro (0.5mm) e peso de 1 kg com orifício central, para compactar e padronizar os corpos-de-prova. A ponta das fontes de luz foi colocada sobre a lâmina e acionada por 40s. Após a fotoativação,



os corpos-de-prova foram armazenados em recipiente à prova de luz devidamente identificados.

Imediatamente após a fotoativação, os corpos-de-prova foram triturados, e 5 mg da resina composta e 100 mg Brometo de Potássio (KBr) foram misturados e colocados em um dispositivo metálico (pastilhador) prensado com 10 t por 1 minuto obtendo-se uma pastilha. Essas pastilhas foram levadas ao espectrofotômetro Nexus-470 (Thermo Nicolet). A espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) analisa os corpos-de-prova das resinas compostas curadas e não curadas usando acessório de reflectância de difusão. As medidas foram registradas operando em modo absorbância nas seguintes condições: 32 scans, em 4 cm<sup>-1</sup> resolução, e 300 a 4000-cm<sup>-1</sup> comprimento de onda. O GC foi calculado a partir da relação dos picos de C=C dos grupos metacrilatos que não foram alterados e os picos C-C do anel aromático dos corpos-de-prova curados e não curados usando a técnica padrão<sup>27</sup>. O GC foi determinado com a seguinte fórmula:

$$(\%)GC = 1 - \frac{(1637 \text{ cm}^{-1} / 1610 \text{ cm}^{-1}) \text{ curadas}}{(1637 \text{ cm}^{-1} / 1610 \text{ cm}^{-1}) \text{ não curadas}} \times 100$$

Os Grupos experimentais foram divididos de acordo com as duas fontes fotoativadoras utilizadas: fonte de luz halógena e LED e as temperaturas da resina composta: ambiente 25°C (controle), 37°C, 54°C e 60°C. Foram confeccionados 5 corpos-de-prova por Grupo experimental (n=5) (Tabela 2).

Tabela 2. Grupos investigados

---

<b>Grupo</b>	<b>Fonte de Luz</b>	<b>Temperatura</b>
1	QTH	25°C
2	QTH	37°C
3	QTH	54°C
4	QTH	60°C
5	LED	25°C
6	LED	37°C
7	LED	54°C
8	LED	60°C

---

Os dados foram submetidos à Análise de Variância e depois ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5%.

### 3. Resultados

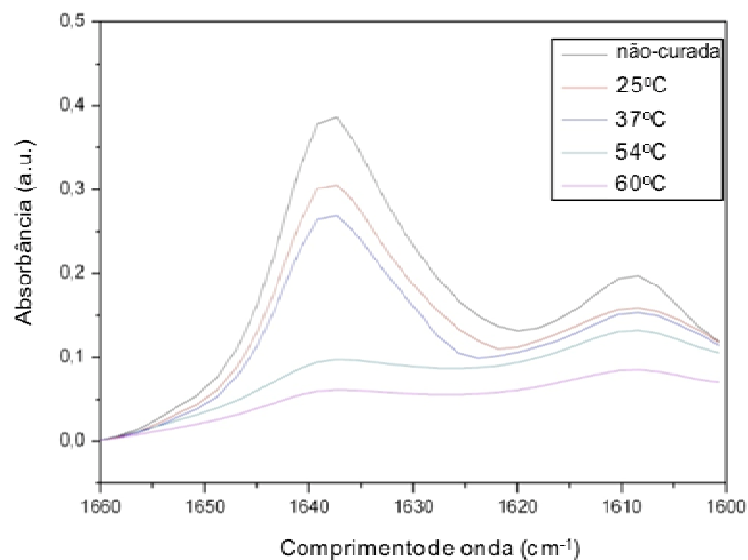


Figura 2. Espectros para a resina composta curada com LED as diferentes temperaturas e não curada.

Tabela 3. Médias dos valores de GC dos Grupos estudados

Temperatura	QTH	LED
25°C	65.0 ( $\pm$ 4,33)	65.9 ( $\pm$ 4,08)
37°C	65.9 ( $\pm$ 4,22)	66.5 ( $\pm$ 3,89)
54°C	66.9 ( $\pm$ 4,06)	66.9 ( $\pm$ 3.53)
60°C	68.1 ( $\pm$ 4,12)	67.7 ( $\pm$ 3.43)

A Tabela 3 apresenta os resultados de GC dos grupos investigados, onde foram variadas a fonte de luz e a temperatura. Observa-se que os valores médios

entre os grupos são muito semelhantes. Os grupos 1 e 5, onde a resina composta se apresentava a 25°C mostraram maior variação nos resultados. Os valores médios obtidos sugerem um pequeno aumento sistemático no grau de conversão, quando a resina composta foi pré-aquecida. Sob 25°C, a fonte de luz LED parece apresentar valores médios mais altos.

A análise por meio do Teste de Kruskal-Wallis foi dividida em dois estágios: análise para cada tipo de fonte de luz e entre as temperaturas; e a análise entre tipos de fonte de luz. O teste para a fonte de luz halógena (QTH) apresentou valor de p de 0,141. Para a fonte de luz LED o valor de p foi de 0,147. Em ambos os casos, pode-se dizer que não existiram evidências de diferenças no grau de conversão entre as temperaturas. Considerando este resultado, e avaliando a influência do tipo de fonte de luz, o valor de p foi de 0,830, i.e., também sugerindo não haver diferenças entre os tipos de fonte de luz.

#### **4. Discussão**

O termo “grau de conversão” aplicado para resina composta refere-se à conversão de duplas ligações carbônicas monoméricas para ligações carbônicas simples poliméricas<sup>1,28</sup>. O grau de conversão é medido pelo percentual de ligações duplas de carbono consumidas.

Entre os fatores determinantes do grau de polimerização das resinas compostas estão à formulação química do material<sup>9</sup>, o tempo de exposição à luz, a densidade de potência<sup>9,10,18</sup> e a distância da fonte de luz<sup>29</sup>, o aumento da temperatura<sup>17,20,24,30</sup>. Uma polimerização inadequada promove propriedades

físicas inferiores, aumento da microinfiltração com conseqüente aparecimento de cáries recorrentes<sup>15,16</sup>, irritação pulpar<sup>15</sup>, solubilidade no meio oral<sup>15,17</sup>, e a lixiviação de monômeros não reagidos podendo produzir reações alérgicas<sup>6</sup>.

O aumento da conversão do monômero geralmente melhora as propriedades dos materiais poliméricos e compósitos, por isso ele é utilizado para avaliar os compósitos dentais<sup>17,20,24,30</sup>. É conhecido que o GC das resinas compostas é incompleto a temperatura ambiente<sup>17</sup>. Muitos estudos mostram que com o aumento da temperatura a conversão do monômero ocorre maior e mais rapidamente<sup>17,20,24,30</sup>. O aumento do tempo de exposição da irradiação aumenta a temperatura influenciando a mobilidade dos radicais<sup>2</sup>.

Diferentes fontes de luz podem promover alterações no grau de conversão das resinas compostas. Atualmente os LEDs são a fonte de luz mais utilizada. Esta fonte de luz tem capacidade suficiente para curar resinas compostas em tempo semelhante à luz halógena<sup>9</sup>. Uma das grandes vantagens do uso dos LEDs para fotoativação é o aumento de temperatura que se mostra significativamente menor, quando comparado com a luz halógena<sup>9,15</sup>.

Na fotoativação, diferentes modos são utilizados com o objetivo principal de promover a diminuição do stress de polimerização. A polimerização no modo “*soft-start*” é importante e permite à fase pré-gel um crescimento da cadeia polimérica lento e ordenado e a redução do stress interfacial pela plasticidade interna durante a cura mais lenta<sup>31</sup>. Os diferentes modos de fotoativação podem resultar em grau de polimerização semelhante, porém com uma estrutura molecular diferente em relação à densidade das ligações cruzadas e com

propriedades mecânicas diferentes<sup>32</sup>. Estudos têm demonstrado correlação entre GC e o modo de fotoativação, tempo de exposição<sup>33</sup> e densidade de potência da fonte de luz<sup>14</sup>. Em nosso estudo o modo de fotoativação não mostrou influência estatisticamente significativa nos resultados de grau de GC da resina composta. Ambas, fonte de luz halógena, com modo de fotoativação convencional, e LED no modo “*soft-start*” apresentaram valores similares nos Grupos com as mesmas temperaturas.

Para melhorar as propriedades físicas dos compósitos os fabricantes têm aumentado a concentração de carga dos compósitos, aumentando conseqüentemente a viscosidade e dificultando a adaptação marginal. A redução da viscosidade da resina composta aumenta a mobilidade dos radicais, o que pode aumentar o grau de conversão, produzindo um polímero com propriedades físicas superiores, e ao mesmo tempo com melhores características de manipulação<sup>21,22</sup>.

O uso de resinas compostas *flow* tem sido proposto para melhorar problemas com selamento e adaptação marginal em restaurações classe II, entretanto a baixa viscosidade dos compósitos *flow* é adquirida pela diminuição da quantidade de carga o que compromete o desempenho físico e mecânico das restaurações<sup>34,35,36</sup>. O uso do “Calset” para aquecimento das resinas compostas previamente à fotoativação aumenta o escoamento do material, melhora a adaptação nos ângulos do preparo, sem diminuir as propriedades físicas dos compósitos<sup>34,35</sup>, melhora a taxa de conversão, com melhora da resistência à fratura, e reduz o tempo de cura em 50%<sup>35</sup>. O pré-aquecimento da resina composta aumenta significativamente a conversão do monômero e possibilita a redução do

tempo de exposição à luz, resultando em similar, ou melhor, conversão quando comparados com compostos irradiados a temperatura de 22°C<sup>17</sup>. Em nosso estudo não houve um aumento considerável significativo no grau de conversão com o aumento da temperatura, quando comparado ao Grupo controle de 25°C (65%) e ao com maior temperatura (60°C - 68%).

O pré-aquecimento da resina composta proporciona significativa diminuição na infiltração marginal cervical das restaurações, quando comparada com as cavidades preparadas com resina composta a temperatura ambiente ou com resina flow<sup>36,37</sup>. Além disso, aumenta o grau de conversão quando comparados com a temperatura ambiente. O aumento do grau de conversão ocorre pela diminuição da viscosidade e mobilidade molecular em polímeros com ligações cruzadas aumentando a taxa de polimerização e o stress de contração<sup>25</sup>. A transformação de um material inicialmente viscoso para um sólido viscoelástico é acompanhada por significativa contração volumétrica e aumento no módulo de elasticidade, gerando stress na interface dente-restauração<sup>18</sup>. O stress de contração e o GC são diretamente proporcionais ao aumento de temperatura<sup>25</sup>. Quanto maior o grau de conversão serão melhores as propriedades do material polimérico, entretanto maior será o stress de contração durante a polimerização<sup>31</sup>.

Com o aumento da temperatura, a viscosidade dos compósitos diminui, aumentando os radicais livres e a mobilidade dos monômeros<sup>7,17,24,25,30,38</sup>. A frequência de colisão de grupos ativos e radicais não reagidos também aumenta com elevadas temperaturas, quando está inferior a temperatura de transição vítrea<sup>17</sup>. O aumento da temperatura de polimerização aumenta a conversão dos

monômeros dimetacrilatos, porém até um limite de temperatura. Depois de alcançar esse limite, a conversão dos monômeros diminui com o subsequente aumento da temperatura. Para os monômeros como o BisGMA esta temperatura é próximo de 90°C<sup>39</sup>. A diminuição da conversão do monômero em excessivas temperaturas ocorre devido à evaporação do reagente e degradação do fotoiniciador<sup>24</sup>. Nos nossos resultados o grau de conversão não aumentou significativamente com o aumento a temperatura. Com o aumento da temperatura houve uma estabilização no GC. A composição da resina composta utilizada também pode ter influenciado nos resultados.

Clinicamente devemos levar em consideração no uso da resina composta pré-aquecida se o aquecimento irá alterar a temperatura intrapulpar ao ser colocado no interior da cavidade dental. Um aumento da temperatura pulpar acima de 5,5°C pode causar injúrias irreversíveis significantes na polpa<sup>40</sup>. O uso da resina composta pré-aquecida (54 ou 60°C) aumenta suavemente (menos de 1°C) os valores da temperatura intrapulpar, quando comparado com a resina composta à temperatura ambiente<sup>41</sup>. A maior variação de temperatura (mais de 5°C) ocorreu com a aplicação da unidade fotoativadora halógena, causando maior risco a saúde pulpar durante a fotoativação<sup>41</sup>. Mais estudos devem ser direcionados para o uso das resinas compostas com segurança, para não ocorrer nenhum dano a vitalidade pulpar.

A técnica de fotopolimerização térmica, da maneira como é feita atualmente, agrega muito pouco às propriedades finais do grau de conversão das resinas compostas e representa clinicamente um passo operatório a mais, além do



custo adicional para aquisição do dispositivo aquecedor. O aquecimento gerado por essa técnica e pela fotoativação pode provoca uma geração de calor durante a colocação dos incrementos de resina composta, que dependendo da espessura da dentina remanescente poderá causar aumento da temperatura intrapulpar e consequentes danos pulpare. Entretanto a diminuição na viscosidade do material colabora para uma melhor adaptação marginal da resina composta na cavidade. As limitações da resina composta e a influência da temperatura nas reações químicas já estão bem estabelecidas na literatura, sendo assim, com o objetivo de melhorar as propriedades desse material, mais estudos devem ser direcionados utilizando o pré-aquecimento anterior a fotoativação e as propriedades desse material.

## **5. Conclusão:**

Os resultados obtidos neste estudo rejeitam a hipótese pesquisada. O aumento de temperatura não aumentou significativamente o GC da resina composta testada. As fontes de luz halógena e LED não apresentaram diferenças estatisticamente significantes no grau de conversão. Em nosso estudo não existem evidências de que o tipo de fonte de luz empregada ou a temperatura influenciem no GC. Apesar do aumento da temperatura apresentar um pequeno aumento nas médias do GC, este não foi estatisticamente evidente em nosso trabalho. O pré-aquecimento previamente à cura não influenciou nos valores de GC, entretanto mais estudos devem ser realizados para avaliar o efeito do tratamento térmico

previamente à fotoativação e a sua influência nas propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas.

## 6. Agradecimentos

Esse estudo foi financiado pela CAPES (Brasil). A resina composta e a fonte de luz LED utilizada nesse estudo foram gentilmente cedidas pela Ivoclar/Vivadent.

## 7. Referências

1. Peutzfeldt A (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems *European Journal Oral of Sciences* **105(2)** 97-116.
2. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA & Braga RR (2008) Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system *Dental Materials* **24(9)** 1164-1168.
3. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A & Ebisu S (2001) Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR *Dental Materials* **17(2)** 178-183.
4. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR & Todd R (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure *Journal Dental Research* **76(8)** 1508-1516.

5. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H & Bowman CN (2001) Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins *Polymer advance technology* **12(6)** 335-345.
6. Hansel C, Leyhausen G, Mai UE & Geurtsen W (1998) Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated microorganisms in vitro *Journal Dental Research* **77(1)** 60-67.
7. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW & Bowman CN (2001) The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins *Dental Materials* **17(6)** 504-511.
8. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y & Ge J (2005) Conversion dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites *Dental Materials* **21(1)** 56-67.
9. Hasler C, Zimmerli B & Lussi A (2006) Curing capability of halogen and LED light curing units in deep class II cavities in extracted human molars *Operative Dentistry* **31(3)** 354-363.
10. Peutzfeldt A & Asmussen E (2005) Resin composite properties and energy density of light cure *Journal of Dental Research* **84(7)** 659-662.
11. Rastelli ANS, Jacomassi DP & Bagnato VS (2008) Effect of power densities and irradiation times on the degree of conversion and temperature increase of a microhybrid dental composite resin *Laser Physics* **18(9)** 1074-1079.
12. Peutzfeldt A, Sahafi A & Asmussen E (2000) Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units *Dental Materials* **16(5)** 330-336.

13. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A & Eliades G (2005) The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite *Dental Materials* **21(7)** 608-15.
14. Santos GB, Medeiros IS, Fellows CE, Muench A & Braga RR (2007) Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and Micro-Raman Spectroscopy *Operative Dentistry* **31(1)** 79-83.
15. Rastelli ANS, Jacomassi DP & Bagnato VS (2008) Changes in the Temperature of a Dental Light-Cured Composite Resin by Different Light-Curing Units *Laser Physics* **18(8)** 1003–1007.
16. Reichl FX, Durner J, Hickel R, Spahl W, Kehe K, Walther U et al (2002) Uptake, clearance and metabolism of Tegdma in guinea pigs *Dental Materials* **18(8)** 581-589.
17. Daronch M, Rueggeberg FA & De Goes MF (2005) Monomer conversion of pre-heated composite *Journal of Dental Research* **84(7)** 663-667.
18. Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y & Ballester RY (2004) Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites *Dental Materials* **20(10)** 939-946.
19. Lovell LG, Newman SM, Donadson MM & Bowman CN (2003) The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of model, unfilled dental resin *Dental Materials* **19(6)** 458-465.

20. Littlejohn L, Greer SC, Puckett AD, Fitchie J (2003) Curing efficiency of a direct composite at different temperatures *Journal Dental Research* **82(special Issue A)** Abstract #0944.
21. Friedman, J (2001) Heating assembly for preheating dental materials US patent 6236020.
22. Friedman, J 2003 Thermally assisted polymerization of composite resins. *Contemporary Esthetics and Restorative Practice* **7(2)** 46.
23. Holmes RG, Blalock JS & Rueggeberg, FA (2004) Composite film thickness at various temperatures *Journal Dental Research* **83(special Issue A)** Abstract #3265.
24. Trujillo M, Newman SM & Stansbury JW (2004) Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization *Dental Materials* **20(8)** 766-777.
25. Prasanna N, Pallavi RY, kavitha S & Lakshmi NL (2007) Degree of conversion and residual stress of preheated and room-temperature composites *Indian Journal Dental Research Indian Journal of Dental Research* **18(4)** 173-176.
26. International Organization for Standardization. ISO 4049:2000. Dentistry - polymer – based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Geneva:ISO.
27. Rueggeberg FA, Hashinger DT & Fairhurst CW (1990) Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites *Dental Materials* **6(4)** 241-249.

28. Ferracane JL (1985) Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins *Dental Materials* **1** 11-14.
29. Lindberg A, Peutzfeldt A & Dijken JWV (2005) Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure *Clinical Oral Investigations* **9(2)** 71-76.
30. Daronch M, Rueggeberg FA, de Goes MF & Giudici R (2006) Polymerization kinetic of pre-heated composite *Journal Dental Reserach* **85(1)** 38-43.
31. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, Ristic M & Pichler G (2006) Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage *Operative Dentistry* **31(2)** 219-226.
32. Asmussen E, Peutzfeldt A (2001) Influence of pulse-Delay Curing on softening of Polymer Structures *Journal Dental Research* **80(6)** 1570-1573.
33. Silva EM, Poskus LT & Guimarães JGA (2008) Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: a comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite *Operative Dentistry* **33(3)** 287-293.
34. Trushkowsky R (2002) A new technique for placement of posterior composite *The Nation's Leading Clinical News Magazine for Dentistry*; **21(11)**.
35. Freedman G, Krejci I (2004) Warming up to composites *Compendium* **25(5)** 95-98.

36. Wagner WC, Asku MN, Neme AL, Linger JB, Pink FE & Walker S (2008) Effect of Pre-heating resin composite on restoration microleakage *Operative Dentistry* **33(1)** 72-78.
37. Aksu, MN; Neme AML; Walker S; Pink FE; Linger JB & Wagner WC(2004) Effect of pre-heating composite on microleakage in class II restorations *Journal Dental Research* **82(special Issue A)** Abstract #0498.
38. Bausch JR, Lange C, Davidson CL (1981) The influence of temperature on some physical properties of dental composites *Journal of Oral Rehabilitation* **8(4)** 309-317.
39. Cook WD, Simon GP, Burchill PJ (1997) Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins *Journal Appl Polymer Sci* **64** 769-781.
40. Zach L & Cohen G (1965) Pulp response to externally applied heat *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* **19(4)** 515–530.
41. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G & De Goes MF (2007) Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise *Dental Materials* **23(10)** 1283–1288.

## **5 CONSIDERAÇÕES FINAIS**



A resina composta é um dos materiais mais intensamente utilizado na clínica diária, sendo, portanto muito pesquisado em relação as suas propriedades mecânicas, físicas e biológicas.

A unidade fotoativadora de diodos emissores de luz azul (LED) é uma realidade na fotoativação das resinas compostas, e atualmente possui uma excelente capacidade de polimerização quando comparado com a unidade de luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH).

A polimerização de uma resina composta pode ser medida através de um método indireto e um direto como o teste de dureza e o grau de conversão respectivamente.

Na avaliação da dureza Vickers (VHN) das amostras a unidade LED apresentou resultados mais uniformes entre o topo e a base, mostrando que a unidade LED teve maior poder de penetração, possibilitando uma polimerização por igual na espessura total de 2 mm da amostra.

As amostras curadas com a unidade de QTH mostraram um valor um pouco maior de dureza no topo quando comparado com a unidade LED, porém a média de VHN na base foi menor do que do topo, evidenciando a baixa capacidade de penetração dessa luz.

Quando verificado o grau de conversão as unidades fotoativadoras LED e QTH não apresentaram diferenças estatisticamente em seu desempenho obtido pelas amostras. Apresentando valores de conversão em média de 66% ( $\pm 3,9$ ) para as amostras curadas com as duas unidades fotoativadoras.

Embora o aumento da temperatura diminua a viscosidade dos compósitos, melhore a adaptação nos preparos cavitários, aumente os radicais livres e a mobilidade dos monômeros, entretanto em nosso estudo ela não alterou estatisticamente os resultados.

O pré-aquecimento das resinas compostas anterior a fotoativação não influenciou nos valores de VHN e do GC. Em termos de tendência houve um pequeno aumento na conversão do monômero, porém estatisticamente não foi significativo, o que não inviabilize a sua indicação.

A técnica de fotopolimerização térmica, da maneira como é feita atualmente, agrega muito pouco às propriedades finais do grau de conversão e dureza das resinas compostas e representa clinicamente um passo operatório a mais, além do custo adicional para aquisição do dispositivo aquecedor.

Diante das limitações dessa pesquisa e no intuito de melhorar as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas, mas estudos devem ser direcionados para avaliar o efeito do tratamento térmico anterior a fotoativação deste material, para orientação aos meios acadêmicos e profissionais específicos.

## 6 REFERÊNCIAS

## Referências\*

1. Aksu MN, Neme AML, Walker S, Pink FE, Linger JB, Wagner WC. Effect of pre-heating composite on microleakage in class II restorations [abstract 498]. *J Dent Res.* 2004; 82 (special Issue A).
2. Andrzejewska, E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym.* 2001; 26:605-65.
3. Aravamudhan K, Floyd CJE, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, et al. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *Jam Dent Assoc.* 2006; 137:213-23.
4. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res.* 2001; 80:1570-3.
5. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent.* 1991; 4:40-2.
6. Bortolotto T, Krejci I. The effect of temperature on hardness of a light-curing composite [abstract 119]. *J Dent Res.* 2003; 82(special issue A).
7. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J. Am Dent Assoc.* 1963; 66: 57-64.

\*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:  
[http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

8. Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y, Ballester RY. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dent Mater* 2004; 20: 939-46.
9. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA: TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2008; 84B:503-9.
10. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater.* 2008; 24:1164-8.
11. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials.* 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
12. Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res.* 1980; 59: 800-8.
13. Cook WD, Standish PM. Cure of resin based restorative materials. II. White light photopolymerized resins. *Aust Dent J.* 1983; 28: 307-11.
14. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res.* 2005; 84: 663-7.
15. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater.* 2007; 23: 1283-8.
16. Ferracane JL Current trends in dental composite. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995; 6: 302-18.

17. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986; 20: 121-31.
18. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosth Dent.* 1985; 54: 483-7.
19. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997; 76: 1508-16.
20. Freedman G. Clinical benefits of pre-warmed composites. *Clin Excell.* 2003; 8: 111-4.
21. Freedman G, Krejci I. Warming up to composites. *Compend Contin Educ Dent.* 2004; 25: 371-8.
22. Friedman, J, inventor. Heating assembly for preheating dental materials. United State patent US 6236020. 2001 May 22.
23. Friedman, J. Thermally assisted polymerization of composite resins. *Contemp Esthet Restor Pract.* 2003; 7: 46.
24. Friedman J, Hassan R. Comparision study of visible curing lights and hardness of light-cured restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1984; 52:504-6.
25. Fujita K, Nishiyama N, Nemoto K, Okada T, Ikemi T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. *Dent Mater J.* 2005; 24: 403-8.

26. Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated microorganisms *in vitro*. J Dent Res. 1998; 77: 60-7.
27. Hasler C, Zimmerli B, Lussi A. Curing capability of halogen and Led light curing units in deep class II cavities in extracted human molars. Oper Dent. 2006; 31: 354-63.
28. Holmes RG, Blalock JS, Rueggeberg, FA. Composite film thickness at various temperatures [abstract 3265] J Dent Res. 2004; 83 (special Issue A).
29. Hussey DL, Biagionit PA, Lamey PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization *in vivo*. J Dent. 1995; 23: 267-71.
30. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. Dent Mater. 2001; 17: 178-83.
31. Keogh P, Ray NJ, Lynch CD, Burke FM, Hannigan A. Surface microhardness of a resin composite exposed to a "First-Generation" LED curing lamp, *in vitro*. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2004; 12: 177-80.
32. Lindberg A, Peutzfeldt A, Dijken JWV. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. Clin Oral Invest. 2005; 9: 71-6.
33. Littlejohn L, Greer SC, Puckett AD, Fitchie J. Curing efficiency of a direct composite at different temperatures [abstract 0944]. J Dent Res. 2005; 82(special issue A).

34. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater.* 2005; 21: 608-15
35. 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; 78: 1469-76.
36. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H, Bowman CN. Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polym Adv Technol.* 2001; 12: 335-45.
37. Nomoto R, Asada M, McCabe JF, Hirano S. Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. *Dent Mater.* 2006; 22: 1135-42.
38. Obici AC, Sinhorette MAC, Frollini E, Correr-Sobrinho L, Goes M, Henriques GEP. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. *Polymer Testing.* 2006; 25: 282-8.
39. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.
40. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005; 84: 659-62.
41. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000; 16: 330-6.



42. Prasanna N, Pallavi RY, Kavitha S, Narayanan L. Degree of conversion and residual stress of preheated and room-temperature composites. *Indian J Dent Res.* 2007;18:173-6.
43. 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 Dent.* 2006; 19: 31-6.
44. Reichl FX, Durner J, Hickel R, Spahl W, Kehe K, Walther U, et al. Uptake, clearance and metabolism of Tegdma in guinea pigs. *Dent Mater.* 2002; 18: 581-9.
45. Rueggeberg FA. Precision of hand-held dental radiometers. *Quintessence Int.* 1993; 24: 391-6.
46. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 1988; 67: 932-7.
47. Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent Mater.* 2008; 24: 1043-9.
48. Silva ALF, Pereira GDS, Dias CTS, Paulillo. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile Bond strenght and knoop microhardness. *Dent Mater.* 2005; 22: 203-10.
49. Silva EV, Araújo PA, Francisconi PAS. Adaptação marginal e dureza de resinas compostas. Influência de métodos de fotoativação avaliação da adaptação com moldes de elatômeros. *Rev FOB.* 2002; 10: 7-16.

50. Silva PCG, Porto-Neto ST, Lizarelli RFZ, Bagnato VS. Orthodontic brackets removal under shear and tensile bond strength resistance tests – a comparative test between light sources. *Laser Phys Lett*. 2008; 5: 220–6.
51. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent*. 2000; 12: 300-8.
52. Takamizu M, Moore BK, Setcos JC. Efficacy of visible-light generators with changes in voltage. *Oper Dent*. 1988; 13:173-80.
53. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil*. 2002; 29: 662-7.
54. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater*. 2004; 20: 766-77.
55. Trushkowsky R. A new technique for placement of posterior composite. *Dent Today*. 2002; 21:20-1.
56. Wagner WC, Asku MN, Neme AL, Linger JB, Pink FE, Walker S. Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage. *Oper Dent*. 2008; 33; 72-8.
57. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*. 2003; 11: 162-7.
58. Watts, DC. Kinetic mechanism of visible-light-cured resins and resin-composites. *Trans Acad Dent Mater*. 1992; 5: 80-112.

59. Yearn J. A Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J.* 1985; 35: 218-25.
60. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965; 19: 515-30.

## **7 ANEXOS**

Tabela 1A - Médias (desvio padrão) de VHN obtidos para as superfícies de topo e base

Temperatura	Unidade de Luz			
	QTH		LED	
	Topo	Base	Topo	Base
37°C	47,21 (0,90)	34,50 (4,41)	45,63 (0,97)	44,64 (1,83)
54 °C	48,19 (2,35)	34,78 (5,58)	46,06 (1,91)	45,94 (3,45)
60 °C	48,93 (1,45)	36,94 (2,85)	42,79 (3,23)	42,40 (4,25)

Tabela 2A - Médias (Desvio Padrão) da razão base/topo obtidas

Temperatura	Unidade de Luz	
	QTH	LED
37°C	0,7325 (0,10)	0,9823 (0,09)
54 °C	0,7204 (0,09)	1,0014 (0,10)
60 °C	0,7578 (0,09)	0,9978 (0,13)

Tabela 3A - Médias (desvio padrão %) do grau de conversão obtidos para as amostras

Temperatura	Unidade de Luz	
	QTH	LED
25°C	65.0 (4,33)	65.9 (4,08)
37°C	65.9 (4,22)	66.5 (3,89)
54°C	66.9 (4,06)	66.9 (3,53)
60°C	68.1 (4,12)	67.7 (3,43)

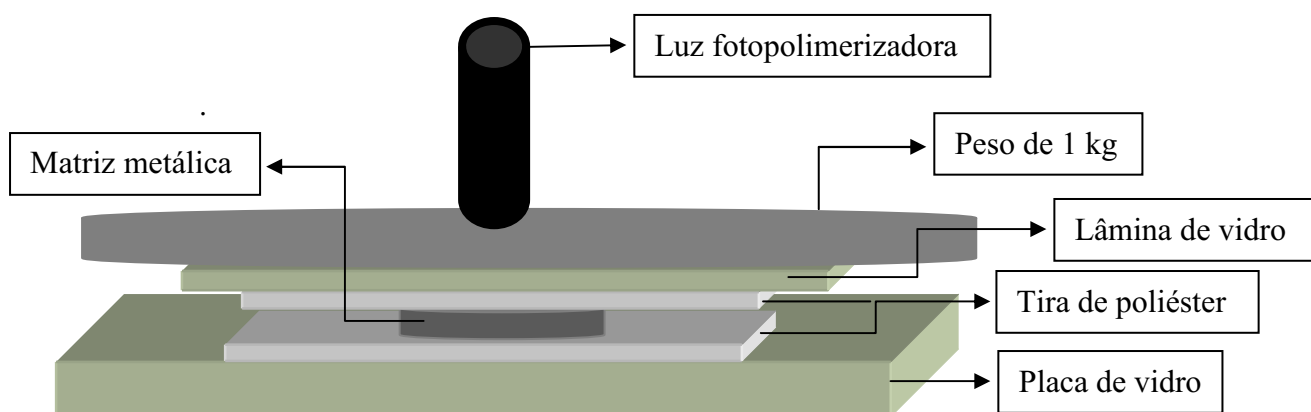


FIGURA 1A - ESQUEMA DE CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.



FIGURA 2A – DISPOSITIVO AQUECEDOR DE RESINA COMPOSTA

Autorizo a reprodução deste trabalho.  
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 18 de fevereiro 2009.

**ESTHER GOMES SAADE**