

FLÁVIA HELEN FURTADO LOUREIRO

*VARIAÇÕES TÉRMICAS OCORRIDAS NA
FOTOATIVÇÃO DE COMPÓSITO EM FUNÇÃO DA
COMPARAÇÃO DE MÉTODOS DE AVALIAÇÃO*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

PIRACICABA
2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

L934v Loureiro, Flávia Helen Furtado.
Variações térmicas ocorridas na fotoativação de compósito em função da comparação de métodos de avaliação. / Flávia Helen Furtado Loureiro. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2007.

Orientador: Simonides Consani.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Temperatura. 3. Avaliação - Técnica. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Comparison of different thermal variation analysis methods during composite light-curing

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental materials. 2. Temperature. 3. Evaluation - Techniques

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Simonides Consani, Rubens Nisie Tango, Mario Alexandre Coelho Sinhoreti

Data da Defesa: 09-02-2007

Programa de Pós-Graduação: Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 09 de Fevereiro de 2007, considerou a candidata FLÁVIA HELEN FURTADO LOUREIRO aprovada.

Handwritten signature of Simonides Consani in blue ink.

PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

Handwritten signature of Rubens Nisie Tango in blue ink.

PROF. DR. RUBENS NISIE TANGO

Handwritten signature of Mario Alexandre Coelho Sinhoretí in blue ink.

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

DEDICATÓRIA

A **DEUS**, por estar presente em todos os momentos, conduzindo minha vida e dando coragem para seguir em frente.

À minha mãe **Carmem Cordeiro Furtado**, por sempre exercer com tanta dedicação, esforço e competência o papel de pai e mãe. Seu amor, incentivo e amizade são indispensáveis na minha vida.

À minha irmã **Fernanda Jane Furtado Loureiro**, pelo exemplo e estímulo no seguimento da vida acadêmica. Mesmo distante, é a amiga das horas difíceis.

Ao meu afilhado **Matheus Furtado Lima**, por despertar tamanha alegria e orgulho já nos seus primeiros meses.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, cuja capacidade e competência foram essenciais para meu crescimento pessoal e profissional. Como orientador, agradeço pela paciência, compreensão e dedicação demonstrada em todos os momentos.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela atenção e dedicação sempre dispensadas e pela participação no meu aprendizado técnico e intelectual. Obrigada pelo constante estímulo e, acima de tudo, pela amizade sempre demonstrada.

Ao grande amigo **Ricardo Danil Guiraldo** pela prestatividade demonstrada desde o início da confecção deste trabalho, pelo incentivo constante e por tanta dedicação dispensada nesses dois últimos anos que morei em Piracicaba. Sua amizade foi fundamental e espero nunca perdê-la.

Aos professores **Lourenço Correr Sobrinho, Marcelo Ferraz Mesquita e Rafael Leonardo Xediek Consani** pela contribuição no meu exame de qualificação.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Francisco Haiter Neto** e Diretor Associado **Marcelo de Castro Meneghini**.

Ao **Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**, Titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela contribuição em minha formação científica e elaboração da análise estatística.

Ao **Prof. Dr. Mario Fernando de Goes**, Titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela contribuição no meu aprendizado científico.

À **Prof. Dra. Regina Maria Puppim Rontani**, Titular da Área de Odontopediatria, Departamento de Odontologia Infantil, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela participação no meu aprendizado durante o programa de mestrado e alegria demonstrada em suas aulas.

Aos demais professores da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, em especial aos demais integrantes do programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, **Prof. Dr. Marcelo Giannini** e **Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho**.

À Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do **Prof. Dr. Luís Alexandre M. S. Paulillo**, pela utilização da máquina de padronização de

preparos cavitários e do **Prof. Luis André Freire Pimenta**, pela utilização do PAC (Apollo 95E,DMD).

Ao técnico especializado do laboratório da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, engenheiro **Marcos Blanco Cangiani**, pelas inúmeras contribuições na realização deste trabalho e, principalmente, pela amizade demonstrada em todos os momentos.

À Sra. **Selma Aparecida Barbosa Segalla**, secretária da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela agradável convivência, grande amizade e atenção prestada.

Aos colegas de mestrado, **Alberto, Andréia, Michele, Rafael, Renata, Suzana e William** pelo companheirismo e amizade em todos os momentos. Em especial ao colega **Luciano**, pela ajuda dispensada em todas as etapas na confecção deste trabalho. Sua prestatividade e seu conhecimento foram fundamentais.

Às amigas **Paula e Sandrine**, por estarem sempre presentes, compartilhando todos os meus momentos e sempre me ajudando nos mais difíceis. Espero contar com a amizade de vocês para toda a vida.

Aos colegas do doutorado, **Alberth, Fabíola, Hugo, Julio, Marcelo, Murilo, Myrna, Ricardo, Rodrigo, Rubens e Safira** pela experiência trocada. Em especial aos colegas **Murilo e Rubens** pelos momentos de descontração e ajuda prestada sempre que necessário.

Às amigas **Aline, Isabela, Luciana, Silvia e Vanessa** pelos anos de convívio em Piracicaba e momentos de alegria que jamais esquecerei.

Aos meus avós, **Eugênio e Tereza** pelo amor e dedicação prestada ao longo de toda minha vida. Vocês são meus maiores exemplos e orgulho.

Ao meu padrasto, **Sálvio** pelo amor, apoio e incentivo demonstrados em todos os momentos. Seus ensinamentos e palavras de fé sempre me guiam.

Aos demais membros da **minha família** que sempre participaram da minha formação pessoal e sempre me apoiaram nos momentos mais difíceis. Em especial a minha tia **Cássia**, pelo exemplo de dedicação à vida acadêmica e colaboração na formatação deste trabalho.

À querida amiga **Laura**, por todas as alegrias e dificuldades que passamos juntas desde a época da escola, faculdade, até esses anos em São Paulo, onde o teu lar muitas vezes foi a “minha família”. Que esses 13 anos sejam apenas o início da nossa amizade.

À **KG Sorensen-Brasil** pelo fornecimento das pontas diamantadas cilíndricas 3098.

A **CAPES**, pela concessão da bolsa de estudos.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

EPÍGRAFE

*“Que nossos esforços desafiem as impossibilidades;
lembrai-vos que as maiores proezas históricas
foram conquista do que parecia impossível...”*

Charles Chaplin

RESUMO

O estudo avaliou o efeito de métodos de avaliação sobre as variações térmicas, em função de diferentes tipos de fotoativação do compósito Filtek Z250. Para o método de avaliação pelo dente foram utilizados 50 incisivos bovinos hígidos, nos quais foram feitos preparos cavitários (2x2x2mm) padronizados a 13mm da junção amelo-cementária. Os dentes foram separados aleatoriamente em 5 grupos (n=10), de acordo com o tipo de fotoativação: 1- luz halógena contínua (700 mW/cm² por 20s); 2- luz halógena com dupla intensidade (inicial de 100 mW/cm² por 5s obtida com espaçador, seguido de 700 mW/cm² por 15s, totalizando 20s); 3- luz halógena intermitente (2s de ativação com 700 mW/cm² seguido do mesmo tempo pela ausência de luz, totalizando 40s); 4- luz emitida por diodo (400 mW/cm² por 20s); 5- luz emitida por arco de plasma de xenônio (1450 mW/cm² por 10s). No método de avaliação pela matriz, a resina composta foi inserida num molde cúbico de silicone (2x2x2mm) apoiado numa base de resina acrílica para servir como guia do termopar. Um disco de dentina (1mm) foi colocado entre o termopar e a resina composta para simular a dentina remanescente do preparo cavitário do método de avaliação pelo dente. O protocolo experimental de fotoativação para o método de avaliação pela matriz foi similar ao método de avaliação pelo dente. As restaurações de ambos os métodos foram realizadas em ambiente controlado (37°C e 40±10% UR) e as temperaturas registradas com termômetro digital acoplado ao termopar tipo-K introduzido no canal radicular, de maneira que ficasse, no método dente, em contato com a dentina da câmara pulpar, correspondente à parede axial do preparo e no método matriz, em contato com o disco de dentina. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade. A média da variação de temperatura registrada pela técnica da matriz (2.56°C) foi maior e com diferença estatisticamente significativa quando comparada à média registrada na técnica do dente (1.17 °C), independente dos demais fatores. Houve diferença estatística significativa entre os fotoativadores quando

comparados em cada método de avaliação e em todos os tipos de fotoativação quando os métodos de avaliação foram comparados entre si.

Palavras-chave: Métodos de avaliação; Tipos de fotoativação; Variações térmicas.

ABSTRACT

This study evaluated the effect of different methods of thermal evaluation using Filtek Z250 composite resin with different methods of photoactivation. In the method of evaluation with tooth it was used 50 incisors where was prepared standardized cavities (2x2x2mm) 13 mm far from amelocementary junction. The teeth were randomly assigned into 5 groups (n=10), according to each light-curing method: 1- continue halogen light (700mW/cm² per 20s); 2- halogen light with a soft-start mode (initial intensity of 100mW/cm² per 5s obtained with a spacer and 700 mW/cm² per 15s, totaling 20s); 3- intermittent halogen light (2s at 700 mW/cm², followed by the same time of light absence, totaling 40s); 4- LED (400 mW/cm² per 20s); PAC (1450 mW/cm² per 10s). In the method of evaluation with matrix the resin composites were applied into a cubic elastomer mold (2x2x2mm). This mold was positioned under the acrylic resin base that guide the access of thermocouple. Between the thermocouple and the composite, a 1.0mm dentine disc was positioned to simulated the remaining dentin of the method of evaluation with tooth. The same experimental protocol of photoactivation was used for both methods. All experiments were carried out in a controlled environment (37 degree centigrates and 40±10% relative humidity). The variations of temperature(degree centigrates) were obtained using a digital thermometer attached to a type-k thermocouple, which was inserted into the root canal and in contact to the dentine of the pulp chamber (correspondent to the axial wall of the cavity) or in the matrix in contact with the dentine discs. The data were submitted to a two-way ANOVA and the means were compared by the Tukey's test (5%). The variation of temperature with the matrix technique (2.56 degrees centigrates) was higher and with significant different from the tooth technique (1.17 degrees centigrates), independent of the others factors. There was statistical difference among light cure units inside the same evaluation method and when the methods were compared.

Key Words: Avaliation methods; Light-curing methods; Thermal variations.

SUMÁRIO

| | |
|-----------------------------------|----|
| 1 INTRODUÇÃO | 1 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 4 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 34 |
| 4 MATERIAL E MÉTODO | 35 |
| Material | 35 |
| Método | 35 |
| 4.1 Confecção dos corpos-de-prova | 35 |
| 4.1.1 Seleção dos dentes | 35 |
| 4.1.2 Preparo das cavidades | 36 |
| 4.1.3 Confecção das restaurações | 37 |
| 4.2 Confecção da matriz | 39 |
| 4.2.1 Confecção das restaurações | 40 |
| 4.3 Mensuração da temperatura | 41 |
| 4.4 Análise estatística | 43 |
| 5 RESULTADOS | 44 |
| 6 DISCUSSÃO | 47 |
| 7 CONCLUSÃO | 53 |
| REFERÊNCIAS | 54 |
| ANEXO | 60 |

1. INTRODUÇÃO

Em meados dos anos 60 foram introduzidos no mercado odontológico os compósitos com indicação para dentes anteriores, em substituição aos restauradores estéticos cimento de silicato e resina acrílica (Bowen, 1963). Desde então, o desenvolvimento destes materiais restauradores tem sido altamente significativo, e com as melhorias alcançadas, suas indicações clínicas foram ampliadas, possibilitando também o uso em dentes posteriores.

A resina composta pode ser definida como uma combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes, com uma interface distinta separando-os (Phillips, 1973). Basicamente são compostos por matriz orgânica, partículas de carga (vidros, quartzo e/ou sílica fundida) e agente de união, geralmente um silano orgânico, com característica bifuncional, possibilitando união química com a partícula de carga e copolimerização com os monômeros da matriz orgânica. A reação de presa do material ocorre por meio de um processo químico de polimerização, onde os monômeros unem-se por meio de ligações químicas, formando moléculas maiores, chamadas polímeros (Peutzfeldt, 1997; Anusavice, 1998).

No início da década de 70 foram desenvolvidas as resinas compostas fotoativadas. Os primeiros produtos eram fotoativados por luz ultravioleta, que oferecia riscos à visão humana, tanto do operador quanto do paciente e proporcionava propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias ao compósito (Peutzfeldt *et al.*, 2000; Sahafi *et al.*, 2001).

Posteriormente, a fotoativação por luz visível foi desenvolvida para abranger a região azul do espectro eletromagnético. A canforoquinona, fotoiniciador mais utilizado na composição das resinas compostas, possui espectro de absorção no intervalo entre 400 e 500nm, sendo que o comprimento de onda mais eficiente para a sensibilização da canforoquinona seria entre 468 – 470nm (Nomoto, 1997). Contudo, a resina composta ao se polimerizar gera contração, resultante da formação de ligações covalentes

entre as moléculas de monômeros quando se transformam em polímeros, resultando no encurtamento final da rede polimérica (Rees & Jacobsen, 1989). Assim, com o objetivo de minimizar o efeito da contração de polimerização das resinas compostas e otimizar o sucesso clínico diversos aparelhos fotoativadores foram desenvolvidos (Caughman & Rueggeberg, 2002).

Os aparelhos mais tradicionais que emitem luz visível são compostos de lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (lâmpadas halógenas). Estas lâmpadas consistem de um filamento de tungstênio conectado a eletrodos, o qual, permitindo o fluxo da eletricidade, é capaz de gerar luz e calor. A lâmpada halógena emite luz branca que, ao passar por um filtro, tem regiões do espectro eletromagnético selecionadas para o espectro azul incidir na resina composta (Kurachi, 2001).

Na tentativa de minimizar o efeito da contração de polimerização promovido pela luz contínua, outros métodos foram desenvolvidos. Dentre as técnicas, a *soft-start* promove a fotoativação inicial com intensidade de luz baixa, seguida de uma polimerização final com elevada intensidade (Uno & Asmussen, 1991; Feilzer *et al.*, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Watts & Al-Hindi, 1998). Esta técnica pode ser estabelecida com o distanciamento da ponta do aparelho fotoativador da superfície do compósito (Pires *et al.*, 1993; Hansen & Asmussen, 1997), permitindo menor taxa inicial de conversão e maior escoamento do material padronizando a distância com espaçador (Obici, 2000). Outro método foi o da luz pulsátil, resultante da adaptação de um circuito eletrônico ao aparelho Optilux 150, capacitando-o a emitir luz intermitente (1/2s acesa e 1/2s apagada), com intensidade de 450mW/cm² (Obici *et al.*, 2002).

Diversas indústrias desenvolveram fontes de luz de alta potência com o objetivo de aumentar a profundidade de polimerização e diminuir o tempo de irradiação. Uma dessas fontes de luz é o arco de plasma de xenônio (PAC), que consiste de dois eletrodos de tungstênio separados por uma pequena fenda onde alta voltagem é gerada para ionizar o ambiente gasoso (xenônio) e criar um gás condutor conhecido como plasma. Essas luzes emitem grande quantidade de energia e as unidades devem dispor de filtros

para descartar os comprimentos de onda indesejáveis (Caughman & Rueggeberg, 2002).

Outra fonte de luz é a luz emitida por diodo (LED) desenvolvida com o objetivo de minimizar o calor gerado pela fotoativação com luz halógena. Esse aparelho emite um comprimento de onda de 455 a 486 nm que está relacionada com a taxa de absorção do espectro da canforoquinona (Uhl *et al.*, 2003).

O experimento *in vivo* de Zach & Cohen (1965), no qual dentes de macaco Rhesus foram submetidos a diferentes aumentos de temperatura, comprovou que alterações pulpares irreversíveis podem ser geradas pela elevação da temperatura. Traumas térmicos podem ser induzidos pela preparação das cavidades ou pela reação de presa de materiais forradores e materiais restauradores (McCabe & Wilson, 1980). Tem sido sugerido que a ativação por luz visível pode também contribuir para o aumento na temperatura dentro da câmara pulpar, causando danos à polpa (McCabe, 1985; Lloyd *et al.*, 1986; Masutani *et al.*, 1988). O aumento da intensidade da luz pode acarretar aumento da temperatura durante a polimerização, devido a maior energia de radiação fornecida pela unidade fotoativadora (Hansen & Asmussen, 1993).

A mudança de temperatura ocorrida durante a polimerização da resina composta com diversas fontes de luz foi verificada com um termopar inserido na câmara pulpar de dentes molares humano, de modo que ficasse posicionado a 1mm do ângulo axio-pulpar da cavidade classe III, conferido radiograficamente (Hannig & Bott, 1999).

Em recente estudo sobre calor de polimerização de compósitos, verificado com auxílio de uma base em resina acrílica autopolimerizável servindo como guia do termopar e como suporte para um disco de dentina, mostrou que a luz halógena contínua promovia maior taxa de calor quando comparada com a luz emitida por diodo ou pelo arco de plasma (Schneider *et al.*, 2005).

Diante dessas considerações, seria interessante comparar as variações de temperatura ocorridas na polimerização de compósito em função de diferentes métodos de avaliação.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Bowen, em 1963, avaliou o efeito do tratamento da superfície de partículas de sílica vítrea a serem incorporadas na resina Bis-GMA. Tal procedimento tinha como objetivo produzir um material com melhores propriedades, especialmente reduzir contração de polimerização. O tratamento das partículas foi realizado pela cobertura da superfície com vinil-silano. Uma mistura de 70% em peso (55% em volume) de sílica tratada para 30% em peso (45% em volume) do co-monômero Bis-GMA diluído em 10% de metil metacrilato e 10% de monômero TEGDMA foi utilizada no estudo para comparação com outros materiais estéticos. Os dados dos ensaios mostraram que a mistura de sílica tratada com a resina Bis-GMA resultou na diminuição da solubilidade, sorção de água, coeficiente de expansão térmica e contração de polimerização e no aumento do módulo de elasticidade, resistência à compressão, tração e penetração, quando comparado com o cimento de silicato e resina acrílica. Quando a resina Bis-GMA foi misturada com partículas de sílica que não tiveram a superfície tratada com o vinil-silano, as propriedades resultantes mostraram valores inferiores. O autor concluiu que o reforço da resina Bis-GMA com sílica tratada melhorava as propriedades do material restaurador.

Em 1965, Zach & Cohen, realizaram um estudo em dentes de Macacos Rhesus, onde produziram aquecimentos intrapulpares de 2,2°C, 5,5°C, 11°C e 22°C com ferro de soldagem. O calor foi mensurado com termotransmissor inserido nos dentes, de modo que a câmara pulpar e o termotransmissor ficassem numa mesma distância do ferro de soldagem, conferido por meio de radiografias. Espécimes foram obtidos nos intervalos de 2, 7, 14, 56 e 91 dias após o aquecimento. O aumento de temperatura de 2,2°C, no intervalo de 2 dias, produziu mínima alteração histológica que não foi mais verificada nos outros intervalos. No aumento de temperatura de 5,5°C ocorreram alterações morfológicas nas células, sendo que em 15% dos

espécimes houve necrose pulpar, observada somente no intervalo de 91 dias. Para o aumento de 11°C no intervalo de 2 dias houve completa destruição dos odontoblastos, sendo que nos demais intervalos, foram encontrados abscessos oriundos da necrose pulpar, em 60% dos espécimes. No aumento de 22°C no intervalo de 2 dias a polpa já havia necrosado, totalizando 100% dos espécimes. Os autores concluíram que aumentos de temperatura acima de 5,5°C podem causar necrose pulpar.

Phillips, em 1973, definiu um compósito como sendo a combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes, com uma interface distinta separando os componentes. Desta forma, os compósitos odontológicos são constituídos por partículas inorgânicas duras, mantidas juntas por uma matriz resinosa macia e unidos quimicamente por um agente de união (silano orgânico).

Em 1976, Consani & Ruhnke estudaram a temperatura desenvolvida durante a realização de preparos cavitários em 609 dentes humanos. Os preparos cavitários foram realizados com brocas de carboneto de tungstênio (57 e 558) e com ponta diamantada (541). Um termopar foi introduzido nos dentes através do canal radicular para mensurar as variações de temperatura. Os preparos realizados com a ponta diamantada mostraram maior temperatura, a qual diferiu estatisticamente das promovidas pelas brocas, que não diferiram entre si. Os autores concluíram que o uso de instrumentos rotatórios não determinou variações de temperatura que pudessem ser consideradas significantes.

Lee *et al.*, em 1976, relacionaram vantagens e problemas inerentes aos compósitos de ativação química ou física através da luz ultravioleta. O material ativado por radiação ultravioleta mostrou-se superior ao quimicamente ativado, no que se refere ao tempo de trabalho controlado pelo operador e não por não necessitar misturar as pastas antes da aplicação. Contudo, também apresentou desvantagens como limitada profundidade de polimerização, necessidade de instrumentos e equipamentos caros que requeriam avaliações periódicas e troca de acessórios e deficiência de polimerização do material em locais inacessíveis à luz.

Em 1977, Takahashi *et al.* utilizaram o método do elemento finito para mensurar a variação térmica intrapulpar e, em seguida, avaliar o efeito da condutividade térmica relativa dos diversos procedimentos restauradores. Foi utilizado um primeiro molar inferior como modelo e as comparações foram feitas em dentes restaurados com cerâmica, amálgama, coroa metálica e coroa de resina provisória. Como os dentes são expostos à variação térmica em torno de 15 a 55°C, os modelos foram submetidos a essa variação de temperatura aplicada nos 2/3 da coroa e a raiz foi mantida a 36°C. Os dados foram examinados de acordo com estado bidimensional de calor constante e conduzidos à análise por computador NEAC 2200 no Centro de Computação da Universidade de Osaka. Presumindo que as variações térmicas intrapulpar nos dentes naturais refletem a situação fisiológica, a coroa de resina foi a restauração mais favorável para proteger a polpa. A condutividade térmica do metal diferiu do amálgama, mas não foram encontradas diferenças significantes de variação térmica entre *inlay* e restaurações de amálgama. Os autores verificaram que com aumento de 0,5mm na espessura de dentina da superfície interna da câmara pulpar, ocorria variação de temperatura pulpar de 2°C. Se o aumento da espessura da dentina for de 1mm sob coroa metálica, *inlay* e restauração de amálgama, as variações térmicas podem tornar-se aproximadas quando comparada com as variações térmicas do dente natural. A espessura da dentina foi mais importante para a variação pulpar que a condutividade térmica e o tipo de restauração utilizada.

Mc Cabe & Wilson, em 1980, empregaram o método de varredura calorimétrica diferencial (DSC) para mensurar as reações exotérmicas e endotérmicas dos materiais dentários manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Os materiais utilizados e os aumentos de temperatura foram: Durelon (cimento de policarboxilato) 0,78°C; Dycal (cimento de hidróxido de cálcio) 5,08°C; Kalzinol (cimento de óxido de zinco-eugenol) 0,12°C; Reacap (cimento de hidróxido de cálcio) 1,82°C; Zinc phosphate cement (cimento de fosfato) 0,93°C; Adaptic (compósito) 1,69°C; Aspa (cimento de ionômero de vidro) 0,48°C; Compocap (compósito) 1,50°C; Compofill (compósito) 1,24°C; Cosmic (compósito) 2,41°C; Delphic (compósito) 2,10°C;

Sevriton (resina acrílica) 4,81°C; Polycap (compósito) 2,28°C; Silicap (cimento de silicato) 0,91°C; Smile (compósito) 2,02°C TD 71 (compósito) 1,75°C; Scutan (resina epimínica) 2,94°C; Trim (resina acrílica) 4,60°C. Os autores concluíram que os valores mensurados pelo DSC são proporcionais aos aumentos de temperatura produzidos pelos materiais, e alguns desses aumentos podem causar efeitos adversos à polpa.

De Lange *et al.*, em 1980, investigaram a eficiência do processo de polimerização dos compósitos em áreas que não eram diretamente expostas à radiação ultravioleta. A partir dos valores de dureza encontrados no estudo, verificaram que a penetração da radiação ultravioleta diminuía acentuadamente com o aumento da profundidade da cavidade. Numa certa distância da superfície exposta à luz, a energia da radiação ultravioleta diminuía abaixo dos valores requeridos para a iniciação, devido à absorção da luz pelo material. Desta forma, o material localizado em regiões mais distantes da luz ativadora podia apresentar-se parcialmente polimerizado, já que a concentração de radicais livres para iniciar a polimerização era menor.

Em 1985, Mc Cabe estudou a eficiência da polimerização de compósitos ativados por luz pela análise técnica diferencial (DTA), considerando que esse processo associado a um sistema de fibra óptica era um precioso auxílio para o estudo da polimerização de compósitos ativados por luz. O grau de polimerização e o aumento de temperatura podem ser avaliados como uma função de tempo de irradiação. Cor do material, espessura, temperatura da amostra e presença de porosidades podem ter um efeito significativo no procedimento de polimerização. As amostras de compósito com volume de 60mm³ foram colocadas em cuba de alumínio, na qual era acoplado o sistema de fibra óptica, sendo estabilizadas em 37°C e fotoativadas pela fonte de luz Heliomat (Vivadent). Neste estudo foram utilizados oito compósitos (Prisma-fil Compules na cor Light, Prisma-fil Compules na cor Gray-Brown, Prisma-fil Syringes na cor Light, Visio-Dispers Syringes na cor Light, Ful-Fil Compules na cor Universal, Occlusin na cor Universal, P30 na cor Universal). O aumento da temperatura de polimerização dos materiais variou entre 20°C e 40°C. O autor concluiu que os materiais fotoativados geraram mais calor

quando comparado com o aumento verificado na resina composta quimicamente ativada (Adaptic).

Lloyd *et al.*, em 1986, avaliaram aumentos de temperatura produzidos por aparelhos fotoativadores e pela polimerização por meio da análise diferencial térmica (DTA). Dois fatores foram responsáveis pelo aumento (reação exotérmica do material e a fonte luz utilizada para ativar o material). O aumento de calor produzido pelo material fotoativado era comparável ao produzido pelos sistemas de duas pastas autopolimerizáveis, contudo considerando o aumento produzido pela fonte de luz. O calor produzido pela luz aumentou com o aumento do tempo de exposição e decresceu com a diminuição da espessura de compósito, alcançando 21,4°C para a combinação reação de presa e fonte de luz (embora este aumento possa ser reduzido *in vivo* por outros fatores). Os autores concluíram que foi possível mensurar o calor da reação dos compósitos, entretanto o calor promovido pelo aparelho fotoativador podia afetar a precisão da mensuração e uma alternativa aproximada poderia ser considerada para o calor da reação.

Masutani *et al.*, em 1988, estudaram o aumento de temperatura durante a polimerização de compósitos resinosos fotoativados. O aumento da temperatura foi monitorado durante a reação exotérmica de cinco compósitos fotoativados (Visio-Dispers na cor padrão, Visio-Fil na cor padrão, Prisma-Fil na cor *light gray*, Command na cor universal e uma resina experimental na cor universal) ativadas por cinco fontes de luz (Elipar, Prisma Lite, Command, Command II e Coe-Lite). O compósito era colocado numa matriz cilíndrica de 8mm de diâmetro por 4mm de altura, onde era inserido um termo-par conectado a um termômetro digital. Após a temperatura estabilizar em $24 \pm 1^\circ\text{C}$, o compósito era fotoativado por 60s. O aumento de temperatura variou entre 8,9 e 22°C sendo que o menor aumento foi verificado para o compósito Command com a fonte de luz Prisma Lite e o maior para o compósito Visio-Dispers com a fonte de luz Coe-Lite.

Em 1988, Smail *et al.* analisaram o aumento da temperatura durante a fotoativação, polimerização da camada do protetor pulpar fotoativado e

polimerização do compósito. Foi realizado trabalho experimental *in vitro* e a mensuração da temperatura foi feita usando termopar. Os autores verificaram que ocorreram grandes aumentos de temperatura durante a fotoativação, enquanto a utilização do material protetor não contribuiu para aumentar a temperatura e nem serviu como isolante térmico do calor emitido pela luz. A aplicação da camada de compósito reduziu a temperatura transmitida pela luz, mas o aumento de temperatura residual transmitido foi suficiente para causar injúria térmica na polpa.

Em 1989, Rees & Jacobsen estudaram a contração de polimerização de diversos compósitos, de ativação química e física pela luz visível, em relação à composição. Concluíram que a contração do material foi dependente da quantidade de carga e do peso molecular dos monômeros utilizados. Assim, materiais que possuíam maior quantidade de partículas de carga apresentavam menores valores de contração.

Em 1991, Uno & Asmussen investigaram o efeito da taxa reduzida de polimerização na adaptação marginal de cavidades em dentina e na resistência de união à dentina e resistência à tração diametral de compósitos fotoativados por esta técnica. Os autores concluíram que a baixa intensidade de luz melhorou significativamente a adaptação marginal, provavelmente porque permitiu maior escoamento do material e concomitante relaxamento da tensão resultante da contração. A associação de baixa intensidade seguida de alta intensidade de luz promovia significativa diminuição na largura e extensão da fenda marginal, sem redução das propriedades de resistência do material.

Em 1993, Hansen & Asmussen avaliaram a correlação entre a profundidade de polimerização e o aumento da temperatura de compósitos microparticulados fotoativados por 60 segundos, com 10 diferentes unidades fotoativadoras. O compósito foi colocado num molde de teflon com 3,6mm de diâmetro por 4mm de altura. No grupo A, o termopar foi colocado abaixo da superfície livre da amostra e as temperaturas foram mensuradas em intervalos de 10 segundos. No grupo B, o termopar foi colocado 3,2mm abaixo da superfície irradiada da amostra. O grupo C diferenciava-se do grupo B por ter

2mm de cimento de ionômero de vidro como base do compósito. Os aumentos de temperatura foram de 3,6 a 29,2°C para o grupo A, de 1,5 a 12,3°C para o grupo B, sendo que no grupo C ocorreu redução significativa no aumento de temperatura, de $7,9 \pm 0,2^\circ\text{C}$ (média do grupo B) para $4,9 \pm 0,6^\circ\text{C}$ (média do grupo C). Os valores médios de profundidade de polimerização variaram de $2,25 \pm 0,22$ a $4,5 \pm 0,22\text{mm}$. Os autores concluíram que o cimento de ionômero de vidro podia ser efetivo na proteção da polpa contra aumentos de temperaturas.

Pires *et al.*, em 1993, avaliaram o efeito da distância da ponta do aparelho fotopolimerizador na intensidade de luz e na microdureza de compósitos. Matrizes com 6mm de diâmetro por 2mm de altura foram preenchidas com compósito. A fotoativação foi realizada por 40 segundos com a ponta do aparelho posicionada em contato com a superfície do material, a 2mm, 6mm ou 12mm de distância da superfície do compósito. Os corpos-de-prova foram removidos do molde e armazenados por 24 horas para que o endurecimento pós-polimerização fosse completo. O número de dureza Knoop foi obtido para as superfícies do topo e da base. Os resultados mostraram que a intensidade de luz era reduzida pelo aumento da distância entre a ponta do aparelho fotopolimerizador e a superfície do compósito. Quando a intensidade diminuía, tempos maiores de exposição mantinham a ativação das moléculas do iniciador, fator importante para a polimerização do material. A profundidade de polimerização também era reduzida com o aumento da distância da fonte de luz, significando que a base era influenciada por este fator.

Em 1994, Rueggeberg *et al.* estudaram a relação entre a duração da exposição e a intensidade da fonte de luz no grau de conversão de resinas com várias espessuras. Os compósitos usados neste estudo foram de micropartícula e híbrido nas cores universal e cinza. Espécimes foram ativados usando várias intensidades de luz em diferentes intervalos de exposição para cada nível dentro do cilindro do compósito. A polimerização dos espécimes resultante de diferentes tratamentos foi determinada usando espectrofotometria. Os resultados indicaram grande efeito da espessura na polimerização do compósito. Para espessuras maiores que 2mm, menores

resultados foram encontrados e a polimerização foi muito susceptível às mudanças de intensidade de luz e duração da exposição. Diante destes resultados, 60 segundos de tempo de exposição seria recomendado para aparelhos com intensidade menor que 400 mW/cm^2 . Incrementos de resina não deveriam exceder 2mm, sendo que a espessura ideal seria 1mm. Aparelhos com intensidade menor que 233 mW/cm^2 não deveriam ser usados.

Feilzer *et al.*, em 1995, determinaram a influência da intensidade de luz na integridade da interface dente/restauração e na contração de polimerização de compósitos. Cavidades de classe V, em forma de V, com profundidade de 1,5 mm e com 1 mm de limite cervical além da junção cimento-esmalte foram preparadas e restauradas. Metade dos corpos-de-prova foi fotoativado com baixa intensidade de luz (250 mW/cm^2), enquanto a outra metade foi fotoativada com alta intensidade de luz (650 mW/cm^2). A influência da intensidade de luz na contração de polimerização foi determinada em linômetro, utilizando espécimes com 1,5 mm de espessura. Os resultados mostraram que a integridade da interface dente-restauração foi significativamente melhorada quando a fotoativação foi realizada com baixa intensidade. Segundo os autores, isso se devia ao comportamento visco-elástico do material. Durante a polimerização, o comportamento do compósito muda do viscoso para o visco-elástico e deste para o elástico, o que leva ao desenvolvimento de tensões quando a restauração está unida às paredes da cavidade. No estágio viscoso, nenhuma tensão se desenvolvia. Já no estágio visco-elástico, as tensões podiam ser parcialmente liberadas pelo escoamento, pela deformação elástica ou mesmo pela deflexão da estrutura dental. Como a taxa de conversão determina a taxa de desenvolvimento de tensões de contração e o nível máximo de tensão, qualquer retardo na reação contribuía para diminuir o desenvolvimento de tensões de contração, além de estender o período de tempo para o escoamento viscoso. Esperava-se que a redução de tensões ocorresse principalmente durante os primeiros 10 segundos. Neste período, a conversão era menor que 50% daquela obtida com alta intensidade de luz. Concluíram que o uso de unidades de luz com menores intensidades contribui para a integridade da interface dente/restauração.

Hussey *et al.*, em 1995, utilizaram a técnica da termografia infravermelha para monitorar a variação de temperatura durante a polimerização da resina composta por meio da medição de emissão de infra-vermelho da superfície da restauração durante a fotoativação. Os resultados demonstraram que a exotermia é quase instantânea, ocorrendo assim que a fonte de luz é ativada e aumentando até por aproximadamente 30 segundos antes do nivelamento. As mudanças de temperatura revelaram larga variação de valores, entre 0,05°C nos primeiros 15 segundos e 11,7°C no mesmo período. A diferença pode ser explicada pela relação da ponta do fotoativador com o compósito. Se a ponta for colocada no ângulo exato da maior área de material, a reação exotérmica pode ser mais rápida e maior. Quanto menor o preparo, menor a quantidade de material e a exotermia será mais baixa. Os autores concluíram que a polpa pode correr risco de danos devido ao aumento de temperatura que ocorre na polimerização do compósito. O estudo sugeriu a prática da proteção pulpar por meio de isolamento térmico adequado, ou a manutenção da espessura dentinária. Os autores concluíram também que a termografia infravermelha foi um meio viável de quantificar o aumento de temperatura durante a polimerização da resina composta *in vivo*.

Unterbrink & Muessner, em 1995, avaliaram o efeito da variação da intensidade de luz na formação de fenda marginal em cavidade de dentina e em diversas propriedades dos compósitos, utilizando dois sistemas restauradores. Foram utilizadas alta intensidade (450 mW/cm²) e baixa intensidade de luz (250 mW/cm²). Os resultados mostraram que houve diferença na adaptação marginal e na resistência à flexão entre os dois sistemas, quando fotoativados por duas intensidades de luz, sendo que o compósito Z100 (3M) mostrou grande dependência da intensidade de luz, enquanto o Tetric (Vivadent) obteve relativa efetividade a ambas intensidades de luz. O módulo de flexão para ambos materiais foi menor quando estes foram polimerizados com baixa intensidade. Isto provavelmente representava a contribuição mais importante em relação à alteração na tensão de contração. A contração volumétrica e a profundidade de polimerização não mostraram diferença significativa entre ambas intensidades para os dois materiais.

Contudo, compósitos polimerizados com alta intensidade de luz podiam reduzir a qualidade marginal, o que comprometia a longevidade dessas restaurações.

Hansen & Asmussen, em 1997, avaliaram a relação entre profundidade de polimerização e distância da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície de compósitos. Foi observado que a profundidade de polimerização era reduzida de maneira linear com o aumento da distância entre a ponta do aparelho e a superfície do compósito. A relação entre intensidade de luz e distanciamento da fonte de luz era dependente de diversos fatores, entre eles o grau de divergência do feixe de luz, sendo que quanto mais paralelo fosse o feixe, menor seria a perda de luz.

Nomoto, em 1997, estudou o efeito do comprimento de onda da luz na polimerização de compósitos fotoativados com um compósito experimental que foi exposto a uma limitada faixa de luz. A espectrofotometria por infravermelho dos espécimes de resina polimerizada foi mensurada antes e depois da liberação dos monômeros residuais. Com curta exposição (5 segundos), o grau de conversão e a conversão de polimerização foram afetados pelo comprimento de onda. Houve redução do efeito do comprimento de onda de 410 a 490nm com o aumento do tempo de exposição. A maior eficiência do comprimento de onda foi a 470nm e a faixa de comprimento de onda mais adequada foi entre 450 – 490nm. A absorbância da canforoquinona afetou fortemente a polimerização, especialmente no estágio inicial. Contudo, para a relação entre o grau de conversão ou conversão de polimerização e energia de exposição, a polimerização não dependia somente do comprimento da luz, mas também da energia de exposição.

Peutzfeldt, em 1997, descreveu sobre a evolução dos sistemas de monômeros odontológicos, ressaltando novas abordagens para a modificação e conseqüente otimização do desempenho de compósitos restauradores. O monômero Bis-GMA, volumoso e de caráter bifuncional mostrava-se superior ao metilmetacrilato, devido à estrutura química e ao elevado peso molecular, que proporcionava menor volatilidade, menor contração de polimerização, enrijecimento mais rápido e produção de resinas mais resistentes e rígidas. A

alta viscosidade do Bis-GMA era diminuída pela mistura com monômeros dimetacrilato de menor peso molecular, de modo a obter consistência favorável à incorporação de carga. Os monômeros mais freqüentes utilizados como diluentes eram os EGDMA e TEGDMA. Essa diluição resultava em elevada contração de polimerização devido à diminuição dos espaços entre os monômeros. A contração de polimerização era um dos fatores que determinava a longevidade de restaurações com compósitos. A extensão da contração de polimerização dependia, entre outras, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. O volume dos grupos aromáticos da parte central da molécula de Bis-GMA causava barreiras à rotação ao redor das ligações, resultando na diminuição do grau de conversão. A resistência, a dureza e outras propriedades mecânicas eram influenciadas não apenas pelo grau de conversão, mas também pela natureza das unidades monoméricas que formavam o polímero. A natureza polar das resinas dimetacrilato resultava em absorção de água do meio bucal, o que causava enfraquecimento da matriz resinosa, desunião entre matriz e partícula e degradação hidrolítica das partículas com subsequente redução nas propriedades mecânicas. Para minimizar a sorção de água, homólogos do Bis-GMA foram desenvolvidos como o Bis-EMA (Bisfenol A-etileno metacrilato), onde a hidroxila era eliminada. Outro grupo de monômeros que tem sido utilizado na fabricação de compósitos restauradores é o UEDMA, podendo ser usado sozinho ou em combinação com Bis-GMA ou TEGDMA. As vantagens atribuídas ao UEDMA eram menor viscosidade, maior flexibilidade da terminação uretano, alto peso molecular e elevado grau de conversão.

Em 1998, Anusavice descreveu sobre os compósitos odontológicos. Em breve histórico, o autor relatou que o desenvolvimento da molécula do Bis-GMA, por Bowen, e o emprego de um silano para revestir as partículas de carga, de modo que estas tivessem união química à resina, foi um grande avanço no desenvolvimento dos compósitos odontológicos. Esses materiais eram compostos por uma matriz resinosa formada por monômeros, sendo que os mais comuns eram os Bis-GMA, UEDMA e TEGDMA que através de uma reação de polimerização por adição promoviam o enrijecimento do material,

apresentando ainda, um sistema ativador-iniciador, pigmentos e radiopacificantes; por partículas de carga, que tinham a função de melhorar as propriedades dos compósitos, e por um agente de união, geralmente um silano orgânico, de caráter bifuncional, cuja finalidade era unir quimicamente as partículas de carga à matriz resinosa. Segundo o autor, as diferenças no sistema ativador-iniciador resultavam em compósitos de ativação química, primeiros comercialmente disponíveis e no sistema de duas pastas, requeriam correta proporção e adequada mistura, além de possuírem tempo de trabalho limitado, e em compósitos de ativação física, inicialmente pela luz ultravioleta e, posteriormente, pela luz visível. Estes vieram para substituir os quimicamente ativados, uma vez que mostravam propriedades melhoradas. Independentemente do método de ativação, os compósitos odontológicos contraíam durante o processo de polimerização. Entretanto, compósitos ativados por luz eram influenciados pela fonte de luz no que se refere à direção de contração, que parecia direcionada para a luz, e à profundidade de polimerização. O método para classificar compósitos mais comumente empregado baseava-se no tamanho médio das partículas de carga, chamados compósitos de macropartículas ou convencionais (8 – 12 μm), de micropartículas (0,04 – 0,4 μm), de partículas pequenas (1 – 5 μm) e híbridos (0,6 – 1,0 μm).

Em 1998, Shortall & Harrington estudaram o aumento de temperatura durante a polimerização de compósitos utilizando 2 aparelhos fotoativadores (Optilux e Luxor) e 4 compósitos (Herculite XRV dentina, Herculite XRV esmalte, Charisma, Pertac-hybrid) nas cores A2, A3,5 e C2. A temperatura foi mensurada num dispositivo com abertura de 4mm e nas distâncias de 0, 2, 4 e 6mm da ponta do termopar, sem compósito (o que sugere cavidade vazia). Os valores médios de aumento de temperatura foram: distância 0: $4,87 \pm 0,21^{\circ}\text{C}$ (Luxor) e $11,20 \pm 0,00^{\circ}\text{C}$ (Optilux); distância 2: $4,13 \pm 0,23^{\circ}\text{C}$ (Luxor) $10,70 \pm 0,26^{\circ}\text{C}$ (Optilux); distância 4: $2,77 \pm 0,11^{\circ}\text{C}$ (Luxor) e $6,13 \pm 0,06^{\circ}\text{C}$ (Optilux); distância 6: $2,06 \pm 0,06^{\circ}\text{C}$ (Luxor) e $3,73 \pm 0,06^{\circ}\text{C}$ (Optilux), com 60 segundos de fotoativação. Os autores concluíram que a

unidade fotoativadora e a distância da ponta ativa do fotopolimerizador eram variáveis importantes no aumento de temperatura.

Watts & Al-Hindi, em 1998, avaliaram o método de fotoativação de dupla intensidade ou *soft-start* para verificar o efeito do procedimento. Os compósitos empregados foram analisados quanto ao grau de conversão, cinética de deformação durante a contração, profundidade de polimerização, dureza superficial e razão do módulo. A baixa intensidade de luz inicial causava 40% de conversão e profundidade de polimerização de 1,8mm, contudo a contração volumétrica a 10 segundos foi de apenas 0,1%, sugerindo apreciável escoamento. A razão do módulo também foi reduzida para 35 – 50% do “normal”, significando que a tensão de contração inicial foi reduzida. Os autores concluíram que o regime de polimerização *soft-start* era benéfico, pois alterava a cinética de polimerização e conseqüentemente a contração, sem causar efeitos adversos nas propriedades finais do material.

No ano de 1999, Hanning & Bott mensuraram o aumento da temperatura na câmara pulpar durante a polimerização de compósitos com várias fontes fotoativadoras. Foi realizado preparo cavitário de classe II na região próximo-oclusal de um terceiro molar. O remanescente de espessura de dentina entre a câmara pulpar e o ângulo axio-gengival era de 1mm, o qual foi conferido radiograficamente. Resíduos pulpares foram removidos após secção da raiz e um termo-par AB 25 NN Thermocoax foi inserido de modo que ficasse posicionado na junção dentino-pulpar a 1mm do ângulo axio-pulpar, conferido radiograficamente. O termo-par foi acoplado a um termômetro para mensurar a variação de temperatura. Posteriormente, o dente foi imerso até o limite amelocementário em água a $37,0 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. O compósito Ecusit cor A2 foi inserido na cavidade e fotoativado de acordo com cada aparelho fotoativador: Heliolux II (H) por 40 segundos com intensidade de luz de $320\text{mW}/\text{cm}^2$, Astralis 5 (A) por 40 segundos com intensidade de luz de $515\text{mW}/\text{cm}^2$, QHL 75 (Q) por 40 segundos com intensidade de luz de $505\text{mW}/\text{cm}^2$, Optilux 500 (O) por 40 segundos com intensidade de luz de $670\text{mW}/\text{cm}^2$, Elipar Highlight (EH1) por 10 segundos com intensidade de $100\text{mW}/\text{cm}^2$ seguido por 30 segundos com intensidade de luz de $730\text{mW}/\text{cm}^2$, Elipar Highlight(EH2) por 40 segundos com

intensidade de luz de 730mW/cm^2 , ADT 1000 PAC (P5s) por 5 segundos com intensidade de luz de 1196mW/cm^2 , ADT 1000 PAC (P10s) por 10 segundos com intensidade de luz de 1196mW/cm^2 . Os aumentos das médias das temperaturas foram $2,9 \pm 0,3^\circ\text{C}$ (H), $4,7 \pm 0,5^\circ\text{C}$ (A), $5,2 \pm 0,3^\circ\text{C}$ (P5s), $5,6 \pm 0,4^\circ\text{C}$ (Q), $6,1 \pm 0,2^\circ\text{C}$ (EH1), $6,9 \pm 0,4^\circ\text{C}$ (EH2), $7,3 \pm 0,3^\circ\text{C}$ (O), $7,8 \pm 0,9^\circ\text{C}$ (P10s). Os autores concluíram que a fotopolimerização com aparelhos que produzem alta intensidade de luz (A,Q,O,EH1,EH2,P5s,P10s) causaram aumentos significativos na temperatura da câmara pulpar quando comparado com a luz convencional (H).

Em 2000, Obici investigou a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes composições e viscosidades, quando três diferentes métodos de fotoativação são utilizados, bem como verificar o comportamento de contração segundo a região do corpo-de-prova analisada. Foram utilizados os materiais de alta viscosidade (Alert – Jeneric/Pentron, Surefil - Dentsply e P60 - 3M), de viscosidade regular (Z100 - 3M, Z250 - 3M e Definite - Degussa) e de baixa viscosidade (Flow-it - Jeneric/Pentron). Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas circulares com 7 mm de diâmetro interno por 2 mm de altura. O compósito foi inserido e acomodado no interior da matriz e fotoativado por um dos três métodos: por luz contínua (intensidade de luz de 500 mW/cm^2) por 40 segundos; por dupla intensidade de luz, sendo os primeiros 10 segundos a baixa intensidade (150 mW/cm^2), seguidos pela fotoativação a alta intensidade de luz (500 mW/cm^2) por 30 segundos; por luz intermitente, cujo aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz (intensidade de cerca de 450 mW/cm^2), seguido de cerca de meio segundo de ausência de luz, por um tempo total de 60 segundos. Logo após, tanto a superfície da região da base quanto da região superficial foram acabadas e polidas com lixas de óxido de alumínio. Após 24 ± 1 hora, a fenda decorrente da contração foi mensurada em Microscopia Eletrônica de Varredura sob baixo vácuo (LEO 435 VP, Cambridge, England) e os dados submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram que: 1- A região da base dos corpos-de-prova mostrou valores de contração maiores e estatisticamente diferentes em relação à região

superficial, independente do método e do compósito; 2- O método de fotoativação por luz contínua resultou na maior média de fenda pela contração e diferiu estatisticamente dos métodos de dupla intensidade de luz e luz intermitente, os quais não mostraram diferença entre si; 3- O compósito Flow-it apresentou a maior fenda pela contração e diferiu estatisticamente dos demais materiais. Os compósitos Z100 e Definite apresentaram valores intermediários e sem diferenças entre si, enquanto Alert, Surefil, P60 e Z250 obtiveram os menores valores e sem diferenças estatísticas entre si; 4- Os compósitos Flow-it e Alert apresentaram maiores valores de fenda pela contração para o método contínuo em relação ao método por dupla intensidade de luz e por luz intermitente, os quais não diferiram estatisticamente entre si. O compósito Z100 não mostrou diferença estatística entre os métodos contínuo e intermitente e entre os métodos por dupla intensidade de luz e luz intermitente. Entretanto o método por luz contínua mostrou maiores valores que o método por dupla intensidade de luz. Para os compósitos Definite, Z250, Surefil e P60 não houve diferença significativa em relação ao método de fotoativação empregado ($p < 0,05$).

Peutzfeldt *et al.*, em 2000, avaliaram as propriedades de compósitos fotoativados pelos aparelhos Apolo 95E e 1000 PAC, cuja luz era emitida por plasma incandescente composto por uma mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons. Esses aparelhos funcionavam com comprimento de onda em torno de 470nm, com alta intensidade luminosa, permitindo que o tempo de exposição fosse incrivelmente reduzido. Para avaliação dessas unidades fotoativadoras, três compósitos foram selecionados: Herculite XRV, Apollo Restore e Saremco Microhybrid. Para todos os testes, os métodos para fotoativação foram: Apolo 95E, 3 segundos com intensidade de 1370mW/cm^2 ; 1000 PAC, 10 segundos com intensidade de 980mW/cm^2 ; XL 3000 (controle), 40 segundos com intensidade de 480mW/cm^2 . As características investigadas foram: a) quantidade de duplas ligações remanescentes, através de espectroscopia de Fourier; b) profundidade de polimerização, avaliada através de cavidade cilíndrica em molares humanos extraídos, onde os compósitos foram inseridos e polimerizados. As amostras

foram desgastadas de modo a deixar somente metade do cilindro de resina. Desse modo pôde-se remover como uma espátula a parte de resina não polimerizada e a profundidade de polimerização foi medida com medidor de precisão (*dial gauge*); c) resistência e módulo de flexão, avaliado pelo teste de três pontos, com 6mm de distância entre os pontos em corpos-de-prova de 2x2x10 mm; d) contração parede-parede, avaliado em molares humanos extraídos, numa área plana de dentina onde foi confeccionada cavidade cilíndrica com diâmetro de 3,2 a 3,6mm e 1,5mm de profundidade e restaurada de acordo com as instruções do fabricante. Com auxílio de microscópio foi mensurada a fenda obtida no ponto mais amplo. A contração foi calculada como sendo a largura da fenda, em porcentagem relacionada ao diâmetro da cavidade. Os resultados mostraram que: Apolo 95E, as duplas ligações remanescentes foram maiores que no grupo controle que usou o XL 3000, isso porque a densidade energética final dada pelo Apolo ($4,1\text{J}/\text{cm}^2$) foi insuficiente para o grau de conversão adequado, porque o tempo de exposição era demasiadamente reduzido. A densidade energética final dada pelo XL 3000 foi de $19,2\text{ J}/\text{cm}^2$. O 1000 PAC exibiu eficácia relativa dependendo do compósito utilizado, sendo que a densidade energética final foi de $9,8\text{ J}/\text{cm}^2$. Em relação à profundidade de polimerização, houve diferença entre os aparelhos utilizados devido às diferenças na densidade energética final, onde as maiores profundidades de polimerização foram obtidas com o XL 3000, seguido pelo 1000 PAC e Apolo 95E com a menor profundidade. A resistência à flexão não foi afetada pelos métodos de fotoativação, entretanto o módulo de flexão foi reduzido com o Apolo 95E. O módulo de flexão é um melhor indicador da redução de propriedades mecânicas que a resistência à flexão, pois reflete a alteração no módulo de elasticidade dada pela redução do grau de conversão. A contração de polimerização parede-parede não foi afetada pelo uso dos fotoativadores de alta intensidade luminosa, pois apesar da redução do grau de conversão, a polimerização extremamente rápida dada por esses aparelhos gerou fendas semelhantes às obtidas com o XL 3000. Os autores concluíram que os fotoativadores deviam ser utilizados com cautela, porque com os tempos de fotoativação indicados pelos fabricantes, podia haver redução das

propriedades mecânicas dos compósitos restauradores e diminuição da vida útil das restaurações.

Knezevic, em 2001, comparou o grau de conversão e o aumento de temperatura para 4 compósitos híbridos (Tetric Ceram, Pertac II, Valux Plus e Degufill Mineral), na cor A2, durante 40 segundos de fotoativação com os aparelhos Heliolux GTE ($600\text{mW}/\text{cm}^2$), Eliopar Highlight soft-start ($100\text{mW}/\text{cm}^2$ nos 10 segundos iniciais e $700\text{mW}/\text{cm}^2$ nos 30 segundos restantes) e 16 LEDs ($12\text{ mW}/\text{cm}^2$), mensurados na superfície e na profundidade de 1mm. Os resultados mostraram pequena diminuição do grau de conversão e menor aumento de temperatura para os espécimes fotoativados com LED.

Em 2001, Kurachi *et al.* avaliando os primeiros aparelhos de LED analisaram a dureza Vickers em compósitos resinosos fotoativados por 5 voltagens diferentes, dependendo do número de unidades de luz emitida por diodo (LED) comparado com a luz halógena convencional. Duas unidades do LED tinham 7 volts, 3 unidades tinham 10 volts, 4 unidades tinham 14 volts, 5 unidades tinham 18 volts e 6 unidades 22 volts. O LED utilizado foi o Nichia que emitia picos de luz com 470nm de comprimento de ondas. O compósito resinoso Z100 cor A2 nas espessuras de 0,35, 1,25 e 1,8mm foi fotoativado por 20, 40, 60, 120, 180s com cada voltagem do LED e por 40s com a luz halógena convencional. Cinco amostras para cada situação foram ensaiadas e a avaliação da dureza foi realizada com ausência de luz. Três penetrações com 50 gramas de carga por 30 segundos foram efetuadas em cada amostra. Todas as amostras fotoativadas pelo LED mostraram valores inferiores de dureza quando comparados com a luz halógena convencional. Quando foram utilizadas 6 unidades de LED com 22 volts, houve maior eficiência que as demais unidades de LED, provavelmente pelo maior tempo de exposição ou pela fina espessura do compósito, com $79\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidade luminosa enquanto a luz halógena apresentava $475\text{mW}/\text{cm}^2$.

Em 2001, Loney & Price estudaram unidades fotoativadoras com o propósito de verificar a temperatura de polimerização de resinas compostas. Aumentos de temperatura foram mensurados durante 40 segundos com o

aparelho Optilux 401 com as pontas Turbo e Light, e por 3 segundos para o arco de plasma Apolo 95E. As temperaturas foram registradas diretamente na ponta do aparelho fotoativador, conjuntamente com 1mm de compósito e 0,58mm de dentina, e com 1mm de compósito e 1,45mm de dentina. As médias de aumento de temperatura variaram entre 1,8°C para a associação 1mm de compósito e 1,45 mm de dentina, com fotoativação pelo arco de plasma, e 26,4°C mensurado na ponta turbo do Optilux 401. Os maiores aumentos ocorreram quando a temperatura era mensurada na ponta dos aparelhos, e os menores quando era utilizada a associação 1mm de compósito e 1,45mm de dentina. Quando mensurada através das associações, o arco de plasma produziu os menores aumentos de temperatura. Para o fator espessura analisado isoladamente, houve diferença estatisticamente significativa entre os três métodos de fotoativação. Para o fator método de fotoativação analisado isoladamente também houve diferença estatisticamente significativa entre as três espessuras de dentina. Entretanto, na interação espessura de dentina-método de fotoativação não houve diferença estatística. Os autores concluíram que espessuras maiores de dentina reduzem o aumento de temperatura e que o arco de plasma produzia menor aumento quando comparado com a luz halógena.

Em 2001, Sahafi *et al.* determinaram os efeitos da fotoativação por dupla intensidade de luz na adaptação marginal de compósitos em cavidades situadas em dentina. As cavidades cilíndricas com 3,1 ou 3,3mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade foram confeccionadas em molares humanos, cuja superfície radicular havia sido desgastada para obtenção de área plana em dentina. As amostras foram divididas em oito grupos: 1 a 4 foram restaurados com Scotbond Multi-purpose Z100 e de 5 a 8 com Optibond FL e Herculite XRV. Os grupos 1 e 5 foram ativados 40 segundos a 750mW/cm²; grupos 2 e 6 foram ativados por 10 segundos a 150mW/cm² e mais 30 segundos a 750mW/cm²; nos grupos 3 e 7 a lâmpada foi afastada 2cm da cavidade durante os primeiros 20 segundos (100 mW/cm²), aproximada gradualmente nos 10 segundos seguintes e deixada em contato com a restauração nos 10 segundos finais, e nos grupos 4 e 8 nos 20 segundos iniciais da fotoativação foi utilizado

um filtro verde colocado entre a ponta do fotoativador e a restauração ($140\text{mW}/\text{cm}^2$) e nos 20 segundos finais a lâmpada foi colocada em contato com a restauração. A adaptação marginal foi mensurada em microscópio óptico, considerando a maior fenda formada, como porcentagem do diâmetro da cavidade. Os resultados mostraram que o método de fotoativação por dupla intensidade de luz não influenciou na adaptação marginal de restaurações em compósito. A seleção do material restaurador foi relevante, uma vez que o sistema Optibond FL – Herculite XRV apresentou valor de contração significativamente menor que o sistema Scotchbond – Z100.

Caughman & Rueggeberg, em 2002, dissertaram sobre os tipos de fotoativações e classificaram-nas em quatro tipos: luz halógena, luz halógena de alta intensidade, luz do arco de plasma (PAC) e luz emitida por diodo (LED). A luz halógena de alta intensidade tem densidade próxima de $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ tendo como vantagem a diminuição do tempo de exposição, cerca da metade da empregada pela halógena convencional. Para o PAC, com densidade próxima de $2000\text{mW}/\text{cm}^2$, o tempo de exposição diminuía em até 1/4. A não necessidade de um filtro de luz seria a vantagem do LED, entretanto serviria apenas para compósitos contendo canforoquinona por causa do seu espectro reduzido de luz.

Em 2002, Nomura *et al.* utilizaram a análise térmica para mensurar as características de resinas ativadas com uma nova unidade de ativação de luz equipada com LEDs de alta potência. As características foram comparadas com aquelas das resinas ativadas com duas unidades de lâmpada halógena convencional. O preparo do monômero consistiu da mistura do Bis-GMA e TEGDMA (60:40 por peso), com 0.5% em peso de CQ/DMPT ou CQ/DMAEMA. As duas resinas experimentais ativadas com luz visível foram polimeradas por 40s. Calorímetro de varredura diferencial (DSC) foi usado para examinar as características térmicas das resinas ativadas. A ativação de energia para a decomposição da resina foi calculada a partir do pico das curvas endotérmicas obtidas quando as amostras foram aquecidas em três diferentes razões (5, 10 e $15^\circ\text{C}/\text{min}$) durante o DSC. A ativação de energia calculada nas amostras ativadas com LED foi maior que $220\text{kJ}/\text{mol}$; as amostras ativadas com luz

halógena apresentaram ativação de energia menor que 192kJ/mol. O número de dureza Knoop das mesmas amostras foi mensurado, e foi maior com as unidades de LED do que com as unidades de lâmpada halógena. Entretanto, resinas ativadas com LED apresentaram maior grau de polimerização e maior estabilidade das estruturas tridimensionais que aquelas ativadas com lâmpada halógena.

Obici *et al.*, em 2002, mediram a fenda que resultou da contração de polimerização de 7 compósitos após a fotoativação por 3 métodos diferentes. A contração, de acordo com a região da amostra, também foi avaliada. Os materiais usados para o estudo foram Alert (Jeneric/Pentron, Wallingford, CT 06492, USA), Surefil (Dentsply Caulk, Milford, DE 19963, USA), P60 (3M Dental Products, St Paul, MN 55144, USA), Z250 (3M), Z100 (3M), Definite (Degussa-Hüls, Hanau, Germany) e Flow-it (Jeneric/ Pentron). O compósito foi colocado num molde circular de 7mm de diâmetro por 2mm de altura. A fotoativação foi realizada por luz contínua ($500\text{mW}/\text{cm}^2$) durante 40s, por dupla intensidade com baixa intensidade ($150\text{mW}/\text{cm}^2$) durante 10s e alta intensidade ($500\text{mW}/\text{cm}^2$) durante 30s e luz intermitente ($450\text{mW}/\text{cm}^2$) durante 60s. O topo e a base da superfície foram polidas e após 24hs ($\pm 1\text{hs}$), a contração da fenda foi mensurada por MEV. Os resultados foram analisados por análise de variância e comparados com o teste Tukey. Os resultados demonstraram: 1- o método de luz contínua apresentou fendas com maiores valores ($15.88\mu\text{m}$), enquanto os outros métodos demonstraram menores valores de contração de polimerização (dupla intensidade, $13.26\mu\text{m}$ e luz intermitente, $12.79\mu\text{m}$); 2- os compósitos contraíram mais na base da superfície ($15.84\mu\text{m}$) do que no topo ($12.11\mu\text{m}$) e 3- os compósitos Alert ($12.02\mu\text{m}$), Surefil ($11.86\mu\text{m}$), Z250 ($10.81\mu\text{m}$) e P60 ($10.17\mu\text{m}$) apresentaram menor contração da fenda, seguidos por Z100 ($15.84\mu\text{m}$) e Definite ($14.06\mu\text{m}$) e 4- o compósito de baixa viscosidade Flow-it ($23.09\mu\text{m}$) apresentou o maior valor.

Em 2002, Tarle *et al.*, avaliaram o grau de conversão e o aumento de temperatura dos compósitos Filtek Z250 – 3M, Tetric Ceram – Vivadent e Pertac II – ESPE, quando fotoativados pelas fontes de luz LED, arco de plasma e luz halógena. O grau de conversão e o aumento de temperatura foram

mensurados com espectroscopia de Fourier (FTIR) e multímetro digital (Metex, M-3850D). Os resultados revelaram valores do grau de conversão significativamente maior na fotoativação convencional, enquanto o aumento de temperatura foi significativamente menor quando os LED e arco de plasma foram usados.

Yoon *et al.*, em 2002, analisaram a efetividade da polimerização dos LED, arco de plasma e lâmpada halógena convencional. Tempos de irradiação diferentes com intensidade fixa de luz fotoativadora foram associados para produzir a mesma energia de luz total. O grau de conversão das resinas compostas foi mensurado com espectrofotometria de Fourier (FT-IR) em várias profundidades a partir da superfície. Imediatamente após a exposição à luz, a espessura de 100µm de resina composta foi seccionada em 1, 2, 3 e 4mm a partir do topo da superfície. O espectro infravermelho de resina não polimerizada em cada amostra foi obtida. Os resultados foram: o grau de conversão foi significativamente influenciado pelas variáveis: profundidade a partir da superfície, fonte de luz e nível de energia. Quando a mesma energia de luz foi irradiada, o grau de conversão do arco de plasma e do LED não foi significativamente diferente da lâmpada halógena. Quando a energia de luz foi aumentada duas vezes, não foi observada diferença significativa no grau de conversão na profundidade de 2mm a partir da superfície, mas o grau de conversão aumentou significativamente em 3mm.

Em 2003, Deb *et al.* compararam o efeito da luz de plasma (por 3s e no modo *step cure*) com a luz halógena nas propriedades de quatro materiais restauradores (Quadrant, Filtek, Dyract AP e Compoglass F). Os parâmetros estudados para caracterização dos materiais restauradores foram quantidade de calor liberado durante a polimerização exotérmica, dureza de superfície e interações com solução salina. Os resultados mostraram que a fotoativação com a luz de plasma por 3s e no modo *step cure* produziram em ordem de dureza: Filtek > Compoglass F > Dyract AP > Quadrant ($p < 0.001$), entretanto, a luz halógena em ordem de dureza apresentou: Filtek > Quadrant > Dyract AP > Compoglass F. Nenhuma diferença significativa na dureza foi observada nas superfícies expostas e não-expostas dos materiais fotoativados pela luz de

plasma no modo *step cure*, porém os 3s de fotoativação produziram uma diferença significativa nos Quadrant, Compoglass F e Dyract AP ($p < 0.001$).

Uhl *et al.*, em 2003a, investigaram a dureza Knoop e a profundidade de polimerização dos compósitos polimerizados com luz halógena (Trilight) e dois LEDs (Freelight e um LED personalizado). A luz halógena foi usada no modo *soft-start* e no padrão. Foram selecionados 4 compósitos: Z100, Spectrum, Definite, Solitarie2. A profundidade de polimerização obtida com o Trilight no modo padrão foi estatisticamente maior ($p < 0.05$) que o obtido com o LED. O LED personalizado obteve profundidade de polimerização estatisticamente maior que o LED Freelight. Não houve diferença estatística na dureza Knoop na superfície das amostras com 2mm de espessura entre o LED ou o Trilight (modo padrão) para o compósito Z100 em todos os tempos, e para o Spectrum em 20s e 40s de fotoativação. Os compósitos contendo co-iniciadores mostraram valores de dureza significativamente menores no topo e na base das amostras quando o LED foi utilizado. O estudo revelou que um tempo de fotoativação suficiente e atenção na seleção do compósito são importantes fatores para o desempenho do compósito fotoativado. Nenhum teste neste estudo provou que o LED podia polimerizar compósitos mais rápido que a luz halógena.

Uhl *et al.*, em 2003b, verificaram o aumento de temperatura em três diferentes compósitos (Z100, Durafill, Solitaire2) nas colorações A2 e A4 polimerizados por 40s com dois tipos de LED (Freelight, LED LCU personalizado) e dois tipos de lâmpada halógena (Trilight, Translux). O Trilight foi usado no modo padrão e *soft-start*. O aumento de temperatura dentro do compósito foi medido durante 60s por meio do termopar e também observado com câmera infravermelha de alta resolução. Os fatores fonte de luz, compósito e coloração tiveram influência estatisticamente significativa no aumento de temperatura. Todos os compósitos fotoativados com fonte de luz halógena apresentaram na profundidade de 2mm, temperatura estatisticamente maior que os compósitos polimerizados com LED. Apenas um compósito fotoativado com luz halógena no modo *soft-start* apresentou aumento de temperatura estatisticamente menor. Os compósitos de coloração mais clara

(A2) apresentaram maior aumento de temperatura que os de coloração escura (A4) quando o LED foi utilizado. A situação inverteu-se com a luz halógena, onde os compósitos de coloração escura apresentaram maior aumento de temperatura que os de coloração clara. O estudo mostrou que a câmera HRIR representou um importante instrumento para a observação da propagação de temperatura em amostras pequenas. Este estudo também mostrou que o LED representava alternativa viável para a fonte de luz halógena na fotoativação de compósitos devido ao menor aumento de temperatura dentro do compósito

Danesh *et al.*, em 2004, compararam o arco de plasma Apollo 95E com a lâmpada halógena convencional Elipar Visio, considerando as características de polimerização de diferentes compósitos resinosos (Arabesk Top, Herculite XVR, Pertac II e Tetric). Os compósitos foram irradiados usando o Apollo 95E por 1, 2 ou 3 ciclos de 3s e o Elipar Visio por 40s. As características analisadas foram: resistência à flexão, módulo de elasticidade, força de adesão à dentina, profundidade de polimerização e quantidade de duplas ligações remanescentes. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Scheffé. O módulo de elasticidade e a resistência à flexão resultantes da fotoativação com Apollo 95E 1 x 3s foi igual ou menor que quando fotoativado com Elipar Visio. A força de adesão à dentina e a profundidade de polimerização com Apollo 95E 1 x 3s igual ou menor do que a obtida com a lâmpada convencional, dependendo do compósito resinoso. A irradiação com Herculite XRV resultou em quantidade maior de dupla ligação remanescente quando comparado com o Elipar Visio. Em geral, 2 ou 3 ciclos de fotoativação por 3s com Apollo 95E foram necessários para produzir propriedades mecânicas estatisticamente similares à fotoativação convencional por 40s. Os autores concluíram que a eficiência da fotoativação com arco de plasma 95E depende do compósito resinoso. Para a maioria dos compósitos testados, a fotoativação com arco de plasma por 3s resultou em propriedades mecânicas inferiores, quando comparadas à fotoativação convencional.

Janda *et al.*, em 2004, investigaram a influência de aparelhos fotoativadores e dos tempos de fotoativação na coloração amarelada do compósito, cerômero e compômero após a execução do *suntest* (EN ISO

7491). Oito amostras de Charisma (CH), Durafill (DU), Definite (DE), e Dyract AP (DY) foram fotoativadas com Translux Energy (luz halógena de tungstênio) por 20, 40 ou 60s e com Apollo 95-E (luz de plasma) por 3, 10 ou 20s. Todas as amostras foram submetidas ao *suntest*. Antes e depois do *suntest* a coloração da amostra foi analisada e a variação calculada. Quando fotoativada com Translux Energy por 20 e 40s, Durafill, Charisma e Dyract AP revelaram variação de cor significativamente negativa. A coloração da Definite permaneceu aproximadamente constante. Quando fotoativado por 60s, Durafill e Definite tornaram-se mais amarelado que Charisma e Dyract AP que clarearam um pouco. Quando fotoativado por Apollo 95-E, um drástico processo de clareação ocorreu após o *suntest* (variação significativamente negativa) em todos os materiais analisados. Os autores concluíram que a clareação dos compósitos, cerômeros e compômeros depende: 1- do dispositivo de fotoativação e 2- do tempo de fotoativação escolhido. A lâmpada halógena de tungstênio proporcionou resultados significativamente superiores.

Obici *et al.*, em 2004, avaliaram a profundidade de polimerização e a dureza Knoop do compósito restaurador P60 fotoativado por diferentes métodos. Uma matriz metálica bipartida (3mm de diâmetro x 11mm de altura) foi preenchida com o compósito e fotoativada por meio da luz contínua, luz exponencial, luz intermitente, plasma de xenônio (PAC) ou luz emitida por diodo (LED). Após a abertura da matriz, o material não polimerizado foi removido com o auxílio de espátula metálica e o compósito polimerizado medido com paquímetro digital. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada, desgastados longitudinalmente e a dureza foi medida na superfície e nas profundidades de 1,2,3,4 e 5mm. Os dados submetidos à análise de variância e ao teste Tukey (5%). Os resultados mostraram que a profundidade de polimerização foi maior com a luz intermitente, seguida pela luz contínua, luz exponencial, PAC e LED. Até a profundidade de 2mm, todos os métodos de fotoativação revelaram valores de dureza similares, porém diferiram de outras profundidades, onde o LED demonstrou os menores valores, seguido pelo PAC.

Rahiotis *et al.*, em 2004, compararam a conversão do monômero, a porcentagem da contração de polimerização, o padrão de contração parede a parede (porcentagem da abertura periférica e fenda marginal máxima) e profundidade de polimerização da resina composta híbrida (Spectrum TPH) exposta a diferentes tipos de unidade de fotoativação (Virtuoso-PAC, Elipar TriLight-QTH e FreeLight-LED). As unidades QTH e LED foram usados em dois modos: exponencial e contínuo. A conversão do monômero foi analisada por Reflexão Interna Múltipla (MIR) Espectroscopia Infravermelha Transformada de Fourier (FTIR) e porcentagem da abertura periférica foi medida pelo método disco do deflectivo. O método de contração da parede usou um modelo de cavidade cilíndrica em dentes humanos extraídos. A porcentagem de margens desunidas na abertura periférica e a largura da fenda máxima foram avaliadas. A profundidade de polimerização foi determinada usando microdureza Vickers (carga de 200g/ 20s) na superfície (H_0) e nas profundidades de 2mm (H_2) e 4mm (H_4) e os resultados foram expressos nas relações H_2/H_0 e H_4/H_0 . Valores significativamente menores do grau de conversão e contração de polimerização foram encontrados utilizando o PAC e o LED. Nenhuma diferença foi achada na abertura periférica entre os diferentes tipos de unidades de fotoativação e o PAC proporcionou maior fenda marginal. Nenhuma diferença foi encontrada entre as unidades de fotoativação em termos de valores de microdureza H_2/H_0 . O QTH no modo exponencial, resultou em maiores valores H_4/H_0 . O modo exponencial do QTH demonstrou desempenho superior no total das características avaliadas.

Asmussen & Peutzfeld, em 2005, investigaram o aumento de temperatura induzido por dez aparelhos de LEDs e três unidades de luz halógena. Os autores também relacionaram o aumento de temperatura com a respectiva densidade do aparelho fotoativador utilizado. O aumento de temperatura foi mensurado por meio de um termômetro inserido cilindro de resina composta e a densidade através de um radiômetro. Nos LEDs a variação de temperatura aumentou com o aumento da densidade de maneira estatisticamente significativa. Dois dos três aparelhos de lâmpada halógena

analisados promoveram maior aumento de temperatura que o LED na mesma densidade.

Bala *et al.*, em 2005, compararam a efetividade do LED e da luz halógena no grau de conversão de diferentes resinas compostas (duas híbridas – Esthet-X, Filtez Z2500 e quatro condensáveis – Filtek P60, Prodigy Condensable, Surefil, Solitarie) e um cerômero (Admira). O grau de conversão da resina utilizando LED ou luz halógena variou aproximadamente de $61,1 \pm 0,4$ a $50,6 \pm 0,6\%$ e de $55,6 \pm 0,7$ a $47,4 \pm 0,5\%$, respectivamente. O grau de conversão da resina foi significativamente maior com o LED quando comparado com a luz halógena ($P < 0,05$), com exceção dos Surefil e Filtek Z250 que não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre as fontes de luz ($P > 0,05$). O desempenho do LED utilizado nessa pesquisa promoveu irradiação suficiente para polimerizar as resinas (híbridas, condensáveis e cerômero) a 2mm de profundidade, com tempo de fotoativação de 40s.

Em 2005, Guiraldo, avaliou o efeito dos tipos de incremento, de fotoativação e as fases restauradoras nas variações térmicas ocorridas na câmara pulpar, durante a fotoativação do compósito Filtek Z250. O autor utilizou 90 incisivos bovinos, nos quais foram feitos preparos cavitários (3x3x2,5mm) padronizados. Os dentes foram separados aleatoriamente em 3 grupos, de acordo com o tipo de fotoativação por luz halógena: 1- contínua (700 mW/cm² por 20 s); 2- dupla intensidade (inicial de 100 mW/cm² por 5 s, seguido de 700mW/cm² por 15 s); 3- intermitente (2 s de ativação com 700mW/cm², seguido do mesmo tempo pela ausência de luz, total de 40 s). Os grupos foram separados em 3 subgrupos segundo o tipo de incremento: 1- único; 2) oblíquos (três incrementos, um colocado nas paredes cervical e axial, outro nas paredes incisal e axial e o último unindo os dois); 3) horizontal/verticais (o horizontal foi colocado na parede axial, um vertical na parede cervical e o outro na parede incisal), totalizando 9 grupos (n=10). As cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico por 20 s, o sistema de união Single Bond e o compósito Filtek Z250 aplicados segundo os protocolos de fotoativação e incremento. As restaurações foram realizadas em ambiente controlado (37°C e 50±10% UR) e as temperaturas registradas com termômetro

digital acoplado ao termopar tipo-K introduzido no canal radicular. A média de temperatura do incremento único (37,14°C) foi significativamente menor que dos incrementos oblíquos (37,44°C) e horizontal/verticais (37,43°C). A luz contínua promoveu valor de temperatura (37,53°C) estatisticamente superior aos demais tipos de luz, os quais não diferiram (37,27°C e 37,21°C). A fotoativação do adesivo foi estatisticamente maior (37,54°C) que na aplicação do adesivo (36,82°C) e na ativação do compósito (37,20°C). Na interação tipo de incremento-tipo de fotoativação, na luz contínua o maior calor foi promovido pelo incremento horizontal/verticais, estatisticamente diferente dos demais. Na dupla intensidade, a maior temperatura foi no incremento oblíquo, diferente dos demais, enquanto na pulsátil não houve diferença. Para o incremento único não houve diferença quanto à fotoativação, enquanto no oblíquo a luz pulsátil promoveu valor significativamente menor. No incremento horizontal/verticais, a luz contínua foi estatisticamente superior. Na interação tipo de incremento-fase restauradora, o calor do incremento único foi estatisticamente superior na fotoativação do adesivo, seguido pela fotoativação do compósito e aplicação do adesivo. Para os incrementos oblíquo e horizontal/verticais, a fase aplicação do adesivo foi significativamente menor. Para as fases restauradoras não houve diferença estatística entre aplicação e fotoativação do adesivo, entretanto na fotoativação do compósito, o incremento único foi significativamente menor. Na interação tipo de fotoativação-fase restauradora, em todas as fotoativações não houve diferença estatística no calor das fotoativações dos adesivo e compósito, diferindo estatisticamente da fase aplicação do adesivo. Para as fotoativações do adesivo e do compósito, o calor produzido pela luz contínua foi significativamente maior, enquanto na aplicação do adesivo não houve diferença estatística.

Em 2005, Knezevic *et al.* analisaram a influência da intensidade das unidades de luz fotoativadoras (Elipar Trilight, Astralis 7 e Lux-o-Max) no aumento da temperatura das amostras do compósito resinoso Tetric Ceram. O aumento da temperatura foi mensurado com multímetro Metex M-3850 D sendo a ponta do medidor de temperatura colocada numa profundidade de 1mm na amostra de compósito resinoso não polimerizado. O maior aumento de

temperatura foi verificado com Elipar Trilight (13,3 + 1.21°C após 40s de fotoativação), enquanto o menor aumento de temperatura foi verificado com o Lux-o-Max baseado na tecnologia da luz emitida por diodo (5,2 + 1.92°C após 40s de fotoativação). Os autores verificaram que o maior aumento de temperatura ocorreu nos primeiros 20s de fotoativação e após esse tempo a fotoativação não causava aumento de temperatura, mas aumentava o total de calor no interior do dente.

Em 2005, Lohbauer *et al.* estudaram o efeito de diferentes unidades de luz e modo de irradiação na força de fadiga mecânica e no grau de conversão da resina composta. Lâmpada halógena convencional, arco de plasma e LED foram utilizados para polimerização das resinas compostas Tetric Ceram, Ivoclar e Vivadent. A força de fratura inicial e o limite de fadiga à flexão assim como o grau de conversão foram mensurados. O limite de fadiga à flexão foi determinado por meio de 10^5 ciclos dos corpos-de-prova. As amostras foram armazenadas por 14 dias em água destilada a 37°C. A eficiência da polimerização foi observada por meio da espectroscopia de Fourier. As medidas foram realizadas nas distâncias de 0,5 e 0,25mm da superfície irradiada após 14 dias de armazenagem em ambiente escuro e seco a 37°C. Os resultados mostraram que os maiores valores da força de fratura, do limite de fadiga flexural e do grau de conversão foram observados com a alta energia de polimerização e com intervalos maiores. A luz halógena convencional apresentou profundidade de polimerização mais eficiente com baixa perda de resistência mecânica causada pelos ciclos de fadiga.

Schneider *et al.*(a) analisaram a variação de temperatura durante a fotoativação de resinas compostas com diferentes viscosidades. Oitenta incisivos bovinos extraídos foram divididos em 2 grupos (n=9) e restaurados com resinas compostas Filtek Z250 e Filtek Flow. Durante a fotoativação com luz halógena convencional (XL2500), um termopar registrou a temperatura mais alta obtida. Os dados do aumento de temperatura foram submetidos ao teste t-Student com nível de significância de 5%. As resinas compostas Filtek Flow apresentaram maior média de aumento de temperatura. Os autores

concluíram que a resina composta com viscosidades diferentes apresentaram diferenças na variação da temperatura durante a fotoativação.

Em 2005, Schneider *et al.* (b) investigaram a relação entre o aumento de temperatura e a dureza de dois compósitos odontológicos (Filtek Z250 e Filtek Flow) com três métodos de fotoativação (luz halógena convencional contínua, luz emitida por diodo LED ou arco de plasma de xenônio PAC). A variação de temperatura foi registrada usando termo-par tipo-K conectado ao termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE, São Paulo-SP, Brasil). O termo-par era posicionado numa matriz de modo que ficasse em contato com um disco de dentina de 0,5mm de espessura e acima deste era inserido o compósito, fotoativado e mensurada a diferença entre a temperatura inicial (antes da fotoativação) e a temperatura final (após a fotoativação), considerando o valor mais alto da temperatura. Foram confeccionados corpos-de-prova com resina composta Filtek Z250 (fotoativados com luz halógena convencional contínua, com LED e com PAC) e com a resina composta Filtek Flow (fotoativados com luz halógena convencional contínua, com LED e com PAC). Após a fotoativação foram submetidos ao teste de dureza Knoop num durômetro (HMV-2000, Shimadzu, Tokyo, Japan), com carga de 50 gramas por 15 segundos, realizadas na superfície e a 1mm ou 2mm de profundidade. Os autores concluíram que não houve diferença estatística para variação de temperatura entre os compósitos e o método de ativação pela luz halógena convencional contínua produziu maiores valores de aumento de temperatura, diferindo estatisticamente dos demais. O PAC promoveu menores valores de dureza e variação de temperatura quando comparado com os demais métodos de fotoativação.

Ainda em 2005, Schneider *et al.* (c) verificaram o aumento de temperatura durante a fotoativação de dois compósitos restauradores, em incrementos de diferentes espessuras, com diferentes fontes de luz. Por meio de um termopar, adaptado a uma matriz, verificou-se o aumento de temperatura durante a fotoativação dos compósitos Filtek Z250 e Filtek Flow, em incrementos de 2 e 3mm, com as fontes de luz halógena, LED e arco de plasma. Os dados foram submetidos à análise de variância três fatores

(compósito, fonte de luz e espessura do incremento) e ao teste de Tukey com 5% de significância. A maior espessura de compósito (3mm) contribuiu para uma diminuição estatisticamente significativa da variação de temperatura. O fator fonte de luz também produziu diferença estatística significativa no aumento de temperatura durante a fotoativação, onde a fonte halógena produziu valores superiores de aumento de temperatura quando comparada às demais fontes. Já o fator tipo de compósito, apresentou um comportamento complexo, mas que influenciou no aumento de temperatura observado. Assim, os autores verificaram que todos os fatores analisados mostraram influência no aumento de temperatura durante a fotoativação.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar as variações térmicas ocorridas na fotoativação do compósito Filtek Z250, utilizando os métodos de fotoativação por luz halógena (contínua, dupla intensidade ou pulsátil), luz emitida por diodo (LED) ou pelo arco de plasma de xenônio, por meio dos métodos de avaliação em dente ou pela matriz de resina acrílica.

4. MATERIAL E MÉTODO

MATERIAL

Para realização deste estudo foi utilizada a resina composta Filtek Z250 (3M/ESPE St. Paul, MN, USA).

MÉTODO

4.1 Confecção dos corpos-de-prova

4.1.1 Seleção dos dentes

Cinquenta e um incisivos bovinos hígidos foram coletados em frigorífico da região de Piracicaba, limpos por meio de raspagem com cureta periodontal (Duflex, S.S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para remoção dos restos orgânicos, lavados em água corrente e congelados à temperatura de -18°C em refrigerador, até o momento da utilização (não excedendo seis meses).

Antes do uso, as coroas foram separadas das raízes na junção amelo-cementária numa máquina para corte de precisão (ISOMET 1000-Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, USA), com disco diamantado de alta concentração (EXTEC, Enfield, CT, USA) e, em seguida, fixadas em placas de cera utilidade, envoltas por tubos de PVC rígido (2,54cm de diâmetro por 3cm de altura) e parcialmente embutidas em resina acrílica quimicamente ativada, ficando expostas a face vestibular e a entrada da câmara pulpar (Figura 1).



Figura 1 – Dente parcialmente embutido.

4.1.2 Preparo das cavidades

As cavidades foram preparadas na face vestibular com auxílio de um dispositivo para padronização (Figura 2A), com pontas diamantadas cilíndricas nº 3098 (KG Sorensen Ind. Com. Ltda, Barueri, SP, Brasil) acopladas em caneta de alta rotação (Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), sob refrigeração ar/água (Figura 2B). A localização da cavidade (Figura 3) foi na porção central da face vestibular, a 13mm da junção amelo-cementária, região que permitiu a padronização da espessura da dentina remanescente da parede axial, em aproximadamente 1mm.



Figura 2 – A) Dispositivo para padronização dos preparos cavitários.
B) Condições do preparo.

As dimensões dos preparos cavitários foram 2mm de profundidade, 2mm de extensão méso-distal e 2mm de extensão incisivo-cervical. A ponta diamantada usada na confecção das cavidades foi substituída a cada cinco preparos.

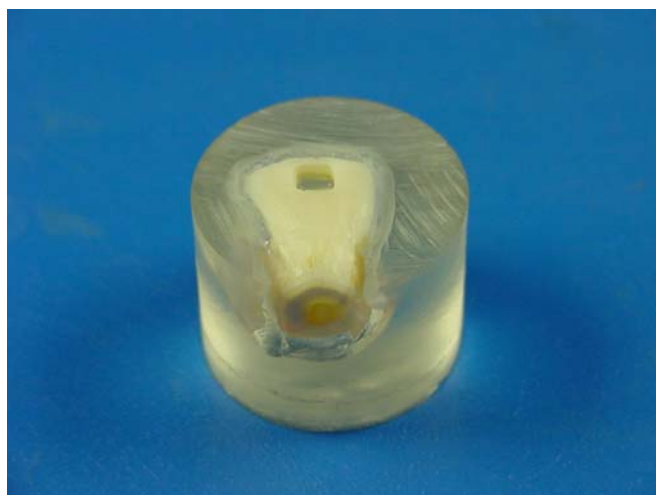


Figura 3 – Localização do preparo cavitário no terço incisal.

4.1.3 Confecção das restaurações

O compósito Filtek Z250 na cor A3 (3M-ESPE) foi inserido em incremento único, adaptado na cavidade com espátula Thompson e fotoativado com uma das três unidades fotoativadoras:

1- luz halógena (Degulux Soft-Start ,Degussa Dental), nos modos:

1.1 - contínuo: a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada próxima ao dente, porém sem tocá-lo, sendo o compósito fotoativado por 20 segundos, com intensidade de $700\text{mW}/\text{cm}^2$.

1.2 - dupla intensidade: foi utilizado um espaçador (Figura 4) nos primeiros 5 segundos de fotoativação, com a ponta do aparelho distante 2cm do dente, gerando intensidade de luz de $100\text{mW}/\text{cm}^2$. Em seguida, a ponta do aparelho foi posicionada próxima ao dente, porém sem tocá-lo, com intensidade de luz

de 700 mW/cm^2 , mantido por 15 segundos. O tempo total de fotoativação foi de 20 segundos.

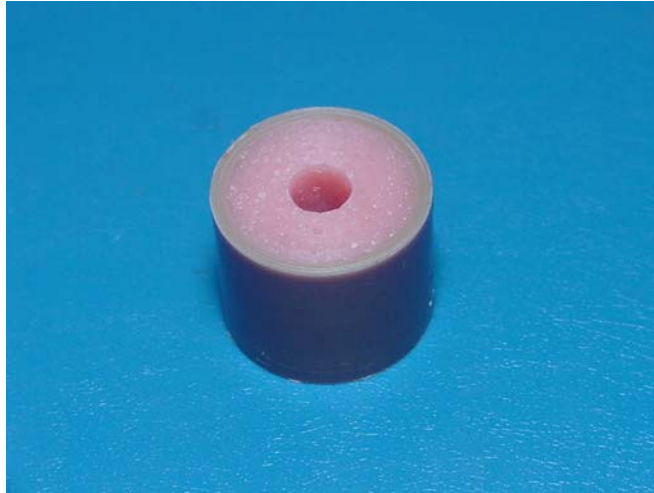


Figura 4 – Espaçador

1.3 - pulsátil: a ponta do aparelho foi posicionada próxima ao dente, porém sem tocá-lo, proporcionando 2 segundos de fotoativação com intensidade de 700 mW/cm^2 e mesmo tempo com ausência de luz, totalizando 40 segundos.

2 - fonte de luz emitida por diodo (Ultrablue Is, DMC): a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada próxima ao dente, porém sem tocá-lo, sendo o compósito fotoativado por 20 segundos com intensidade de 400 mW/cm^2 .

3 - fonte de luz emitida por arco de plasma de Xenônio (Apollo 95E, DMD): a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada próxima ao dente, porém sem tocá-lo, com intensidade de luz estabelecida em 1450 mW/cm^2 e fotoativação por 10 segundos (Hanning & Bott, 1999).

Em todos os procedimentos, a intensidade de luz foi mensurada por um radiômetro (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, USA).

4.2. Confeção da matriz

A matriz foi confeccionada com silicone polimerizado por reação de condensação, contendo uma cavidade com 2mm de altura por 2mm de largura (Figura 5). Uma base em resina acrílica polimerizada quimicamente (Clássico) foi confeccionada para servir como guia do termopar e como suporte dos discos de dentina de 1mm de espessura, obtido por meio de desgaste de dentes bovino. Este disco foi utilizado para simular a espessura da dentina remanescente de um preparo cavitário. Sobre a base de resina acrílica foi adaptada a matriz de silicone padronizando, assim, o volume de resina composta (Schneider *et al.*, 2005).

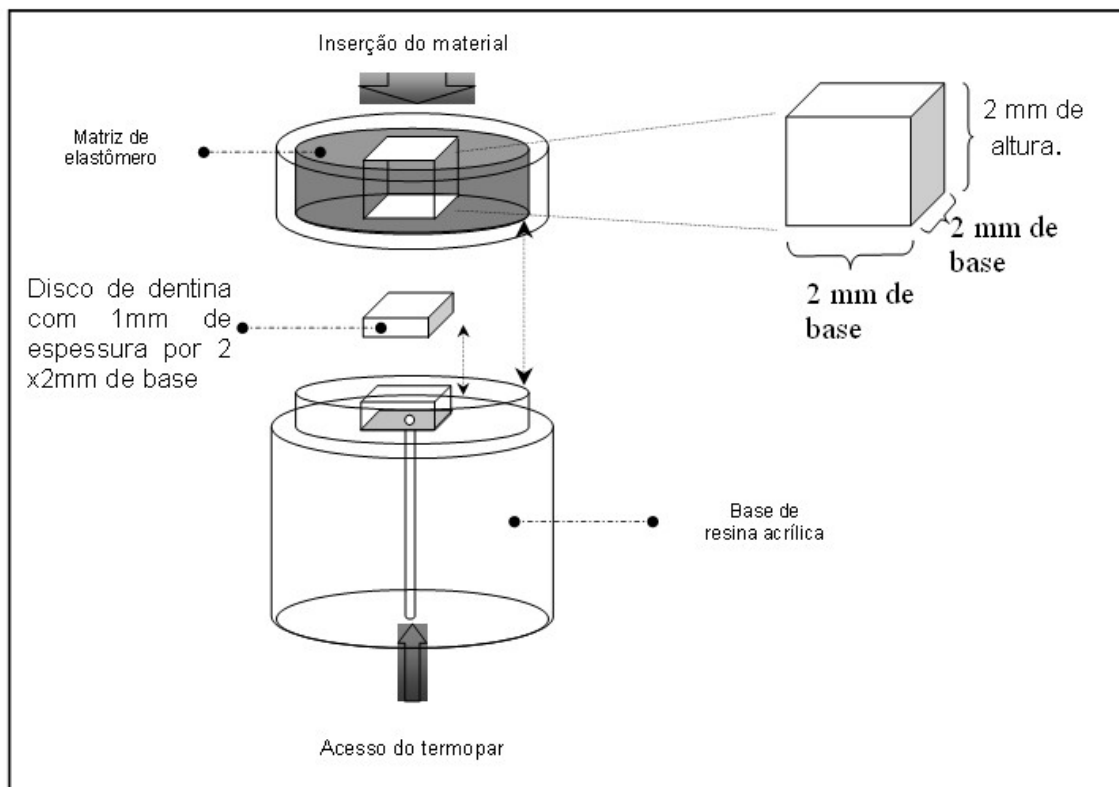


Figura 5 – Desenho esquemático da matriz

4.2.1 Confeção das restaurações

O compósito Filtek Z250 na cor A3 (3M-ESPE) foi inserido em incremento único, adaptado na cavidade da matriz com espátula Thompson (Titânio) e fotoativado com uma das três unidades fotoativadoras:

1- luz halógena (Degulux Soft-Start ,Degussa Dental), nos modos:

1.1 - contínuo: a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada próxima à matriz, porém sem tocá-la, sendo o compósito fotoativado por 20 segundos, com intensidade de $700\text{mW}/\text{cm}^2$.

1.2 - dupla intensidade: foi utilizado um espaçador (Figura 4) nos primeiros 5 segundos de fotoativação, com a ponta do aparelho distante 2cm da matriz, gerando intensidade de luz de $100\text{ mW}/\text{cm}^2$. Em seguida, a ponta do aparelho foi posicionada próxima à matriz, porém sem tocá-la, com intensidade de luz de $700\text{ mW}/\text{cm}^2$, mantido por 15 segundos. O tempo total de fotoativação foi de 20 segundos.

1.3 - pulsátil: a ponta do aparelho foi posicionada próxima à matriz, porém sem tocá-la, proporcionando 2 segundos de fotoativação com intensidade de $700\text{ mW}/\text{cm}^2$ e mesmo tempo com ausência de luz, totalizando 40 segundos.

2 - fonte de luz emitida por diodo (Ultrablue Is, DMC): a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada próxima à matriz, porém sem tocá-la, sendo o compósito fotoativado por 20 segundos com intensidade de $400\text{ mW}/\text{cm}^2$.

3 - fonte de luz emitida por arco de plasma de Xenônio (Apollo 95E, DMD): a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada próxima à matriz, porém sem tocá-la, com intensidade de luz estabelecida em $1450\text{ mW}/\text{cm}^2$ e fotoativação por 10 segundos.

Em todos os procedimentos, a intensidade de luz foi mensurada por um radiômetro (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, USA).

4.3. Mensuração da temperatura

As variações de temperatura foram mensuradas com termopar tipo-K conectado ao termômetro digital (lopetherm 46, IOPE, São Paulo), com precisão de 0,1°C (Figura 6).

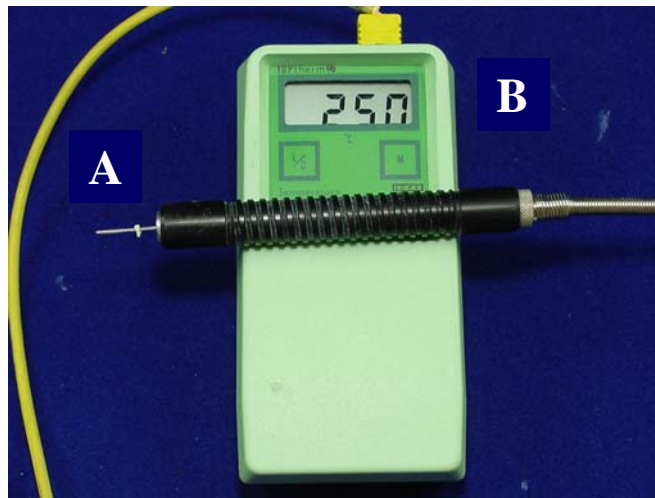


Figura 6 – A) Termopar tipo-k; B) Termômetro lopetherm

Na técnica do dente, o termopar foi introduzido no dente através da entrada da câmara pulpar (Consani & Ruhnke, 1976) e, na técnica da matriz, de maneira que ficasse em contato com o disco de dentina, simulando correspondência à parede axial do preparo cavitário. A introdução do termopar na câmara pulpar ou na matriz foi feita com o corpo-de-prova mantido em capela (Figura 7) aquecida com aquecedor elétrico (Turbocalefactor, Uruguai) e umidificada com vaporizador (Vaporetto 2000, Itália), depois da temperatura se estabilizar em 37°C e a umidade relativa em $40 \pm 10\%$ (Figura 7). Neste momento, o compósito era inserido na cavidade ou na matriz, de acordo com os grupos experimentais delineados, fotoativado e a temperatura de polimerização mensurada. A temperatura considerada correspondia à temperatura mais alta da variação térmica ocorrida na câmara pulpar ou na matriz.

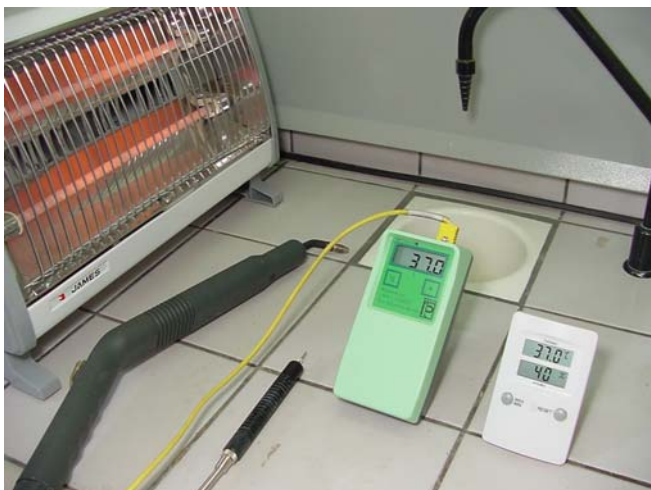


Figura 7 – Capela com temperatura a 37°C mantido por um aquecedor e umidade relativa de 40 ± 10% originada por um vaporizador.

Todas as etapas compreendendo preparo cavitário, restauração e mensuração das temperaturas foram efetuadas pelo mesmo operador.

Depois da mensuração da temperatura, os dentes restaurados foram seccionados no centro da restauração, no sentido vestibulo-lingual, com disco diamantado flexível n.7020 (KG Sorensen, Brasil). Após secção, a espessura da dentina remanescente da parede axial foi mensurada com paquímetro digital (Mitutoyo, Japan) com precisão de 0,01mm. Os dentes que apresentavam parede axial com espessura de dentina diferente da padronização (1mm ± 0,2mm) foram excluídos da pesquisa.

De acordo com as variáveis fotoativação (luz halógena contínua, luz halógena com dupla intensidade, luz halógena intermitente, LED e PAC) e método de avaliação (dente bovino e matriz) foram estabelecidos 10 grupos (n=10): I: restaurações em dente bovino fotoativadas por luz halógena contínua; II: restaurações em dente bovino fotoativadas por luz halógena com dupla intensidade; III: restaurações em dente bovino fotoativadas por luz halógena intermitente; IV: restaurações em dente bovino fotoativadas por luz emitida por diodo (LED); V: restaurações em dente bovino fotoativadas por luz emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC); VI: restaurações em matriz fotoativadas por luz halógena contínua; VII: restaurações em matriz fotoativadas por luz halógena com dupla intensidade; VIII: restaurações em

matriz fotoativadas por luz halógena intermitente; IX: restaurações em matriz fotoativadas por luz emitida por diodo (LED); e X: restaurações em matriz fotoativadas por luz emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC).

4.4 Análise estatística

Os dados registrados foram submetidos à análise de variância de dois fatores e as médias ao teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade, de acordo com os seguintes fatores: método de avaliação, tipo de fotoativação além da interação entre eles.

5. RESULTADOS

A Tabela 1 e a Figura 8 mostram que independente dos demais fatores, a média de temperatura registrada pelo método de avaliação pela matriz foi maior e com diferença estatisticamente significativa quando comparada à média registrada pelo método do dente.

Tabela 1 – Médias da variação de temperatura (°C) obtidas nos métodos matriz e dente, independente dos demais fatores.

| Método | Temperatura (°C) |
|--------|------------------|
| Matriz | 2,56 ± 0,63 a |
| Dente | 1,17 ± 0,42 b |

Valores médios seguidos por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

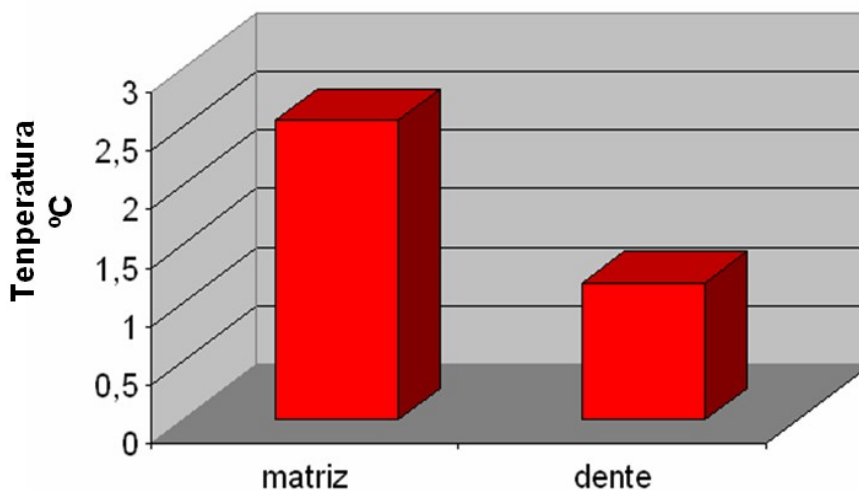


Figura 8 - Representação gráfica das médias de temperatura (°C) obtidas nos métodos matriz e dente, independente dos demais fatores.

A Tabela 2 e a Figura 9 apresentam as médias de temperatura obtidas nos métodos matriz e dente, de acordo com o tipo de fotoativação do compósito. Pode-se verificar que no método matriz não houve diferença estatística entre as fontes PAC, halógena contínua e halógena intermitente. A luz halógena de dupla intensidade e o LED também não mostraram diferença estatística significativa. Entretanto, PAC, luz halógena contínua e halógena intermitente apresentaram diferença estatística quando comparados com a luz halógena de dupla intensidade e o LED. No método dente, houve diferença estatística entre PAC e luz halógena contínua. Não ocorreu diferença estatística entre luz halógena intermitente, luz halógena de dupla intensidade e LED, entretanto esses 3 métodos foram diferentes estatisticamente do PAC e da luz halógena contínua. Quando os valores de temperatura foram comparados entre os métodos de avaliação matriz e dente, de acordo com cada tipo de aparelho fotoativador, verifica-se que todos os fotoativadores promoveram maior média de aumento de temperatura no método matriz.

Tabela 2 – Médias da variação de temperatura (°C) obtidas nos métodos matriz e dente, de acordo com o tipo de fotoativação do compósito.

| Fotoativação | Método | |
|----------------------------|-----------------|-----------------|
| | Matriz | Dente |
| Halógena contínua | 2,98 ± 0,26 a,A | 1,44 ± 0,28 b,B |
| Halógena intermitente | 2,95 ± 0,16 a,A | 1,05 ± 0,21 c,B |
| Halógena dupla intensidade | 1,86 ± 0,08 b,A | 0,86 ± 0,18 c,B |
| LED | 1,84 ± 0,08 b,A | 0,77 ± 0,09 c,B |
| PAC | 3,18 ± 0,44 a,A | 1,77 ± 0,21 a,B |

Valores médios seguidos por letras distintas minúsculas em cada coluna e por letras distintas maiúsculas em linha diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

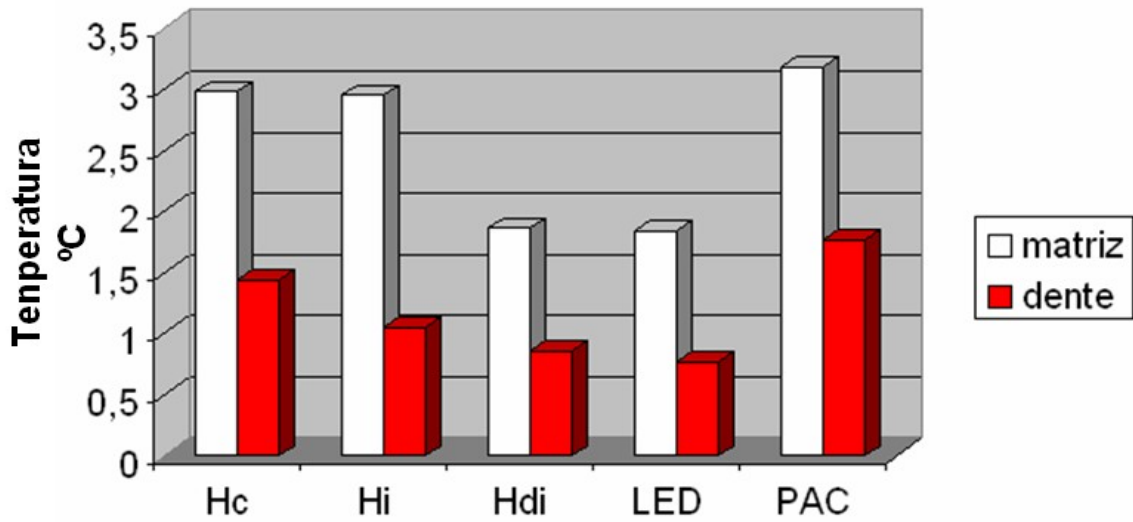


Figura 9 - Representação gráfica das médias de temperatura (°C) obtidas nos métodos matriz e dente, de acordo com o tipo de fotoativação do compósito.

6. DISCUSSÃO

Uma fonte de calor externa quando aplicada ao dente pode causar trauma pulpar com diferentes níveis de intensidade, dependendo da magnitude e duração da ação. Portanto, aumento na temperatura intrapulpar maior que 42,5°C pode causar dano irreversível ao tecido pulpar (Zach & Cohen, 1965).

No caso específico da restauração com compósitos, a magnitude do aumento de temperatura no dente é causada pela reação exotérmica de presa do compósito durante o processo de polimerização e pela absorção da energia produzida pela fonte de luz (Lloyd *et al.*, 1986; Masutani *et al.*, 1988; Shortall & Harrington, 1998).

Neste trabalho, quando se observa a Tabela 1 e a Figura 8 verifica-se que no fator método de avaliação, a média de temperatura registrada pela matriz foi maior e com diferença estatisticamente significativa quando comparada à média registrada pelo dente. Isto significa que houve influência dos métodos de avaliação no registro da temperatura que ocorreu durante a polimerização do compósito, o que poderia dificultar a confiabilidade da comparação entre resultados de pesquisas com metodologia diferente. A maior média de aumento de temperatura verificada no método de avaliação pela matriz de silicone ocorreu provavelmente pelo confinamento do calor desenvolvido durante a fotoativação, visto que o silicone atuou como isolante da dispersão do calor. Por outro lado, o calor desenvolvido no dente foi dissipado através da dentina, gerando menor média de aumento de temperatura.

A transmissão térmica do calor desenvolvido durante a polimerização de compósitos pode ser afetada pela espessura da dentina. O efeito dessa transmissão térmica sobre a polpa é mais importante que a condutividade térmica da dentina ou o tipo de material restaurador aplicado ao dente (Takahashi *et al.*, 1977).

Por outro lado, a transferência térmica do calor para a polpa varia de acordo com a intensidade da fonte de luz usada durante a polimerização (Hanning & Bott, 1999). Dessa forma, tanto a fonte de luz como a resina

contribuem para aumentar a temperatura que ocorre durante a polimerização da resina composta, embora a contribuição do calor desenvolvido pela resina seja mínima (Lloyd et al., 1986).

Por essa razão, se a espessura da dentina for mínima, não seria prudente colocar fontes de luz com maior intensidade em contato direto com o substrato dentinário (Loney & Price, 2001). Conseqüentemente, se existe certa distância entre restauração de resina e fonte de luz, a condução térmica pode ser reduzida.

O trabalho de Hussey *et al.*, em 1995, analisou a variação de temperatura em dentes *in vivo*, sugerindo a utilização de protetores pulpar para permitir o isolamento térmico adequado ou manter procedimentos para prover suficiente espessura de dentina. Com base nesses critérios, se um aumento de temperatura da ordem de 12°C ocorrer nos procedimentos de fotoativação, ele seria por um curto período de tempo. Se o estudo de Zach & Cohen (1965) com animal pudesse ser extrapolado para a condição humana, um aumento de temperatura nesse nível térmico poderia criar potencial para danificar a polpa.

De maneira geral, a maioria dos clínicos não tem conhecimento do aumento de temperatura que ocorre durante a polimerização da resina composta ou da relação quanto maior a espessura da dentina remanescente e menor o tempo de fotoativação menor o aumento da temperatura. Assim, a diferente intensidade de energia produzida pelas unidades fotoativadoras luz halógena e arco de plasma provavelmente ocasionou diferenças na variação de temperatura. Essa variação de temperatura também pode afetar as propriedades da resina composta (Loney & Price, 2001). Portanto, profundidade de polimerização, grau de conversão e módulo de elasticidade têm sido menores quando se utilizou a fonte PAC Apollo 95E por 3 segundos em comparação com a fonte de luz halógena convencional por 40 segundos (Peutzfeldt *et al.*, 2000).

Com matriz similar ao deste trabalho, os aumentos médios de temperatura na resina composta Z250 interposta por um disco de dentina com 0,5mm de espessura foram menores com o PAC atuando com 1450mW/cm² de intensidade por 3 segundos (Schneider *et al.*, 2005), que aqueles obtidos neste

trabalho com o PAC atuando na mesma intensidade, porém, com o tempo de 10 segundos e disco de dentina de 1,0mm. Nessas condições, o aumento da espessura da dentina de 0,5mm para 1,0mm não foi suficiente para compensar o aumento do tempo de fotoativação do PAC de 3 segundos para 10 segundos, provavelmente mais pelo acúmulo de calor produzido pela luz que pelo calor resultante da polimerização do compósito e conseqüente difusão através da espessura da dentina.

Pelos resultados da Tabela 2 e Figura 9, no método matriz não houve diferença estatística entre as fontes PAC, halógena contínua e halógena intermitente. A luz halógena de dupla intensidade e o LED não mostraram diferença estatística significativa. No método matriz, PAC, luz halógena contínua e halógena intermitente apresentaram diferença estatística quando comparados com a luz halógena de dupla intensidade e o LED. Entretanto, quando se analisa os tipos de fotoativação no método dente, verifica-se que houve diferença estatística entre PAC e luz halógena contínua. Não ocorreu diferença estatística entre os valores apresentados pela luz halógena intermitente, luz de dupla intensidade e LED. Entretanto, ao comparar esses 3 tipos de fotoativação com o PAC e a luz contínua verificou-se diferença estatística entre eles.

Na comparação entre os métodos de avaliação, todos os aparelhos fotoativadores promoveram maior média de aumento de temperatura no método matriz quando comparado com o método dente. Embora a intensidade dos aparelhos fotoativadores fosse diferente, o que poderia gerar diferentes níveis de calor em ambos os métodos de avaliação, os resultados não mostraram essa diferença. Provavelmente esse resultado seria causado pelo confinamento do calor produzido pela matriz de silicone, com isolamento térmico suficiente para anular as diferentes intensidades geradas pelos fotoativadores.

Maior aumento da temperatura na câmara pulpar durante a polimerização do compósito em cavidades com 1mm de espessura foi verificado com o PAC por 10 segundos, seguido pela lâmpada halógena contínua por 40 segundos (Hanning & Bott, 1999). O fator decisivo para o

aumento da temperatura durante a fotopolimerização da resina composta é a energia absorvida durante a irradiação, enquanto o processo exotérmico de polimerização do compósito é de importância secundária no aumento da temperatura (Lloyd *et al.* 1986). Como pode ser verificado na Tabela 2 e Figura 9, o método dente mostrou maior média de temperatura com a fonte de luz PAC, seguida pela fonte luz halógena contínua, confirmando os resultados de Hanning & Bott (1999).

Por outro lado, o risco de injúria pulpar seria maior quando o compósito fosse ativado pela luz halógena com alta intensidade de energia, quando comparado com a de baixa energia (Hannig & Bott, 1999). Comparando as diferentes fontes de luz halógena no método dente, os resultados apresentados na Tabela 2 e Figura 9 mostram que a ativação por luz contínua apresentou valor médio de temperatura superior à ativação por luz de dupla intensidade e intermitente. Devido à lenta formação de polímeros e de ligações cruzadas na reação de polimerização, os métodos luz pulsátil e dupla intensidade de luz produziram calor intermitente que foi facilmente dissipado durante o processo de polimerização (Guiraldo,2005). Por outro lado, no método matriz a luz contínua e luz intermitente foram estatisticamente similares e diferentes da luz de dupla intensidade.

Considerando que o maior aumento de temperatura ocorre durante a polimerização da primeira camada de compósito, seria correto supor que em cavidades profundas o LED de 2ª geração seria a fonte de escolha, especialmente devido à baixa produção de calor (Tarle *et al.* 2002). A baixa intensidade de luz gerada pelo LED foi suficiente para polimerizar a resina composta a 2mm de profundidade, com tempo de fotoativação de 40 segundos (Bala *et al.*, 2005). Quando a energia de luz foi o dobro da utilizada pela luz convencional não foi observada diferença significativa no grau de conversão na profundidade de 2mm entre LED, luz halógena e PAC (Yoon *et al.*, 2002).

O modo de ativação por luz halógena intermitente foi introduzido para reduzir a tensão de contração dos compósitos, conseqüentemente promover menor infiltração marginal e manter a integridade marginal (Uno & Asmussen, 1991). Portanto, uma das vantagens de se utilizar o modo de luz

intermitente seria o aumento da temperatura mais lento dentro do compósito. Este fato permite supor que a velocidade do trauma que atinge a polpa pode ser um fator importante porque o tecido tem mais tempo para se adaptar e compensar a agressão (Uhl *et al.*, 2003a).

A variação da temperatura durante a polimerização de restaurações de compósito está relacionada tanto com o calor exotérmico da polimerização quanto com o calor produzido pela unidade fotoativadora, sendo que o aumento da temperatura está em função do aumento do tempo de irradiação e da diminuição da espessura do material restaurador (Lloyd *et al.*, 1986). Nessas condições, independente dos demais fatores a resina por si só mostra maior influência no aumento da temperatura da polimerização do que a fonte de luz (Masutani *et al.*, 1988; Uhl *et al.*, 2003a), enquanto a unidade fotoativadora é a fonte de calor mais significativa durante a polimerização (Smail *et al.*, 1988).

A utilização de alta intensidade produzida pela luz de plasma foi sugerida para efetuar polimerização mais rápida. Entretanto, maior velocidade de polimerização pode produzir menor grau de conversão em todas as profundidades do material, quando comparado com a luz convencional (Tarle *et al.*, 2002).

Entretanto, o aumento da temperatura muito lento promovido pelo arco de plasma de alta intensidade foi devido ao curto tempo de exposição. Isso significa que maior energia não promove efeito térmico de maior intensidade (Tarle *et al.*, 2002). Por outro lado, polimerização com arco de plasma com alta intensidade contradiz a teoria que uma polimerização mais lenta seria melhor para se obter mínima tensão interna, porque o compósito comporta-se como um corpo heterogêneo, permitindo uma distribuição global das tensões internas (Kelsey *et al.*, 1989).

Dentro das limitações do estudo, verificou-se que o registro das variações térmicas ocorridas na polimerização do compósito depende fundamentalmente do método de avaliação empregado no estudo. Ainda que o estudo tenha identificado variação dos níveis de aumento de temperatura entre métodos, não houve influência dos fotoativadores na determinação da

temperatura quando os métodos foram analisados separadamente. É possível que o isolamento térmico da matriz tenha causado essa diferença entre métodos, embora a espessura da dentina seja a mesma em ambos os métodos de avaliação. Considerando a complexidade da avaliação da temperatura, outros estudos seriam necessários para complementar as informações obtidas neste trabalho.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados analisados e discutidos, e considerando a limitação deste estudo foi possível concluir que:

1. Independente dos demais fatores, a média de temperatura registrada pela matriz foi maior e com diferença estatisticamente significativa quando comparada à registrada pelo dente.
 - 2.1. No método matriz não houve diferença estatística entre as fontes PAC, halógena contínua e halógena intermitente. A luz halógena de dupla intensidade e o LED também não mostraram diferença estatística significativa. Entretanto, PAC, luz halógena contínua e halógena intermitente apresentaram diferença estatística quando comparados com a luz halógena de dupla intensidade e o LED.
 - 2.2. No método dente, houve diferença estatística entre PAC e luz halógena contínua. Não ocorreu diferença estatística entre luz halógena intermitente, luz halógena de dupla intensidade e LED, entretanto esses 3 métodos foram diferentes estatisticamente do PAC e da luz halógena contínua.

REFERÊNCIAS*

Anusavice KJ. Resinas para restauração. In: Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p. 161-77.

Asmussen E, Peutzfeld A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. Eur J Oral Sci. 2005; 113: 96-98.

Bala O, Ölmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. J Oral Rehabil. 2005; 32: 134-40.

Bowen RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc. 1963; 66(1): 57-64.

Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. Oper Dent. 2002; 27(6): 636-8.

Consani S, Ruhnke LA. Temperature developed during the cutting of tooth tissue. Bull Tokyo dent Coll. 1976; 17(2): 101-5

Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schäfer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerized with different curing units. J Dent. 2004; 32: 479-88.

Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. Dent Mater. 2003; 19: 517-22.

De Lange C, Bausch JR, Davidson CL. The curing pattern of photo-initiated dental composites. J Oral Rehabil. 1980; 7: 369-77.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davison CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995; 103(5): 322-6.

Guiraldo RC. Variações térmicas ocorridas na câmara pulpar em função de técnicas de inserção e tipos de fotoativação em compósito [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP / FOP; 2005

Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater.* 1999; 15(4): 275-81

Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993; 101(3): 176-9.

Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand.* 1997; 55(3): 162-6.

Hussey DL, Biagioni PA, Lamey J. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent.* 1995; 23(5): 267-71.

Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 280-5.

Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med.* 1989; 9(6): 623-7. Apud Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 662-7.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 586-91

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 362-367.

Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001; 17(4): 309-15.

Lee HL, Orłowski JA, Rogers BJ. A comparison of ultraviolet-curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. In *Dent J.* 1976; 26(2): 134-51.

Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater.* 1986; 2(4): 170-4.

Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent.* 2001; 26(5): 516-20.

Lohbauer U, Rahiotis C, Norbert K, 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.

Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Philips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent Mater.* 1988; 4(4): 174-8.

McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater.* 1985; 1(6): 231-4.

McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabil.* 1980; 7(3): 103-10.

Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins *Dent Mater.* 1997; 16(1): 60-73.

Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). *J Biomed Mater Res(Appl Biomater).* 2002; 63: 209-213.

Obici AC, Sinhoreti MAC, Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent.* 2002; 27: 192-8.

Obici AC, Sinhoreti MAC, Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Evaluation of depth of cure and knoop hardness in a dental composite photo-activated using different methods. *Braz Dent J.* 2004; 15(3): 199-203.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105(2): 97-116.

Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000; 16(5): 330-6.

Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 7.ed. Philadelphia: Saunders; 1973.

Pires JAF, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int.* 1993; 24(7): 517-21.

Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 89-94.

Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater.* 1989; 5(1): 41-4.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26-32.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent.* 2001; 14(3): 145-7.

Schneider LFJ, Cavalcante LMA, Tango RN, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L. (a) Pulp chamber temperature changes during resin composite photo-activation. *Braz J Oral Sci.* 2005; 4(12): 685-8.

Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Milan FM.(b) Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent.* 2005; 30(4): 516-21.

Schneider LFJ, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Consani S.(c) Aumento de temperatura durante a fotoativação utilizando três fontes de luz e dois compósitos restauradores em incrementos de dois e três milímetros. *J Bras Clin Odont Int.* *In press.*

Shortall AC, Harrington. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 908-13.

Smail SR, Patterson CJ, Mclundie AC, Strang R. In vitro temperature rises during visible-light curing of lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil.* 1988; 15(4): 361-6.

Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 662-7.

Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Evaluation on thermal changes in pulp chamber. *J Dent Res.* 1977; 56(12): 1480.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD(a). Photoinitiator dependent composite depth of cure and knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials.* 2003; 24: 1787-95.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD(b). Polymerization and light-induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology. *Biomaterials.* 2003; 24(10): 1809-20.

Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res.* 1991; 99(5): 440-4.

Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995; 23(3): 183-9.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 1165-1173.

Watts DC, Al-Hindi A. Soft-star photo-polymerization effects in resin-composite restoratives [abstract 216]. *J Dent Res.* 1998; 77: 658.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965; 19(4): 515-30.

ANEXO

1. Análise estatística

SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA
Autores: Elío Paulo Zonta- Amauri Almeida Machado
Empresa de Pesquisa Agropecuária de Minas Gerais - EPAMIG
Análise da Variável Temp – ARQUIVO: Flavia
Código do Projeto: Temperatura
Responsável: Flávia
Delineamento Experimental: Temperatura

| Nome dos Fatores | |
|------------------|-----------|
| FATOR | NOME |
| A | Substrato |
| B | Fonte |

Quadro da Análise de Variância .

| Causas da variação | G.L | S.Q | Q.M | Valor F | Prob.>F |
|--------------------|-----|------------|-------------|---------|---------|
| Substrato | 1 | 47,8864022 | 740,8557360 | 4,8827 | 0,00999 |
| Fonte | 4 | 21,5570071 | 39,7151661 | 0,2617 | 0,77383 |
| Subs * Font | 4 | 2,6865986 | 85,6512057 | 0,5645 | 0,69233 |
| Resíduo | 90 | 4,5999930 | 151,7308915 | | |
| TOTAL | 99 | 76,7300009 | | | |

Média Geral: 1,870000
Coeficiente de variação = 12,090%

Teste de Tukey para médias de substrato.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|--------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | Matriz | 50 | 2,562000 | 2,562000 | a | A |
| 2 | 1 | Dente | 50 | 1,178000 | 1,178000 | b | B |

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 0,08976

D.M.S 1%= 0,118787

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de halógena do fator fonte.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|--------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | Matriz | 10 | 2,980000 | 2,980000 | a | A |
| 2 | 1 | Dente | 10 | 1,440000 | 1,440000 | b | B |

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de halógena dupla intensidade do fator fonte.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|--------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | Matriz | 10 | 1,860000 | 1,860000 | a | A |
| 2 | 1 | Dente | 10 | 0,860000 | 0,860000 | b | B |

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de halógena intermitente do fator fonte.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|--------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | Matriz | 10 | 2,950000 | 2,950000 | a | A |
| 2 | 1 | Dente | 10 | 1,050000 | 1,050000 | b | B |

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de LED do fator fonte.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|--------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | Matriz | 10 | 1,840000 | 1,840000 | a | A |
| 2 | 1 | Dente | 10 | 0,770000 | 0,770000 | b | B |

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de PAC do fator fonte.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|--------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 2 | Matriz | 10 | 3,180000 | 3,180000 | a | A |
| 2 | 1 | Dente | 10 | 1,770000 | 1,770000 | b | B |

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 0,20071

D.M.S 1%= 0,26559

Teste de Tukey para médias de fonte.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 5 | PAC | 20 | 2,475000 | 2,475000 | a | A |
| 2 | 1 | HL | 20 | 2,210000 | 2,210000 | b | B |
| 3 | 3 | HI | 20 | 2,000000 | 2,000000 | c | B |
| 4 | 2 | HLD | 20 | 1,360000 | 1,360000 | d | C |
| 5 | 4 | LED | 20 | 1,305000 | 1,305000 | d | C |

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 0,19892

D.M.S 1%= 0,23949

Teste de Tukey para médias de fonte dentro de dente do fator substrato.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|------|-----------|----------|------------------|----|----|
| 1 | 5 | PAC | 10 | 1,770000 | 1,770000 | a | A |
| 2 | 1 | HL | 10 | 1,440000 | 1,440000 | b | A |
| 3 | 3 | HI | 10 | 1,050000 | 1,050000 | c | B |
| 4 | 2 | HLD | 10 | 0,860000 | 0,860000 | c | B |
| 5 | 4 | LED | 10 | 0,770000 | 0,770000 | c | B |

Teste de Tukey para médias de fonte dentro de matriz do fator substrato.

| Num.Ordem | Num.Trat | Nome | Num.Repet | Médias | Médias Originais | 5% | 1% |
|-----------|----------|------|-----------|----------|---------------------|----|----|
| 1 | 5 | PAC | 10 | 3,180000 | 3,180000 | a | A |
| 2 | 1 | HL | 10 | 2,980000 | 2,980000 | a | A |
| 3 | 3 | HI | 10 | 2,950000 | 2,950000 | a | A |
| 4 | 2 | HLD | 10 | 1,860000 | 1,860000 | b | B |
| 5 | 4 | LED | 10 | 1,840000 | 1,840000 | b | B |

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 0,28132

D.M.S 1%= 0,33869

2. Valores originais da variação de temperatura (°C), média e desvio padrão dos grupos

| Grupos | I | II | III | IV | V | VI | VII | VIII | IX | X |
|--------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| | 1,10 | 1,10 | 1,20 | 0,80 | 1,40 | 2,50 | 1,70 | 2,60 | 1,80 | 2,70 |
| | 1,40 | 0,90 | 0,90 | 0,80 | 1,70 | 2,70 | 1,80 | 2,90 | 2,00 | 2,50 |
| | 1,50 | 0,70 | 1,30 | 0,70 | 1,60 | 2,90 | 1,80 | 2,90 | 1,90 | 2,90 |
| | 1,20 | 0,70 | 1,10 | 0,70 | 1,80 | 2,80 | 1,90 | 3,10 | 1,80 | 3,10 |
| | 2,00 | 0,80 | 0,80 | 0,80 | 2,00 | 3,20 | 1,80 | 3,00 | 1,90 | 2,90 |
| | 1,70 | 0,70 | 1,00 | 0,90 | 1,60 | 3,20 | 1,90 | 2,90 | 1,90 | 3,20 |
| | 1,20 | 1,00 | 1,40 | 0,60 | 1,90 | 3,30 | 1,90 | 3,20 | 1,80 | 3,70 |
| | 1,50 | 1,20 | 0,80 | 0,90 | 2,10 | 3,10 | 1,90 | 3,10 | 1,80 | 3,60 |
| | 1,60 | 0,80 | 0,90 | 0,70 | 1,70 | 3,20 | 1,90 | 2,90 | 1,70 | 3,80 |
| | 1,20 | 0,70 | 1,10 | 0,80 | 1,90 | 2,90 | 2,00 | 2,90 | 1,80 | 3,40 |
| | | | | | | | | | | |
| Média | 1,44 | 0,86 | 1,05 | 0,77 | 1,77 | 2,98 | 1,86 | 2,95 | 1,84 | 3,18 |
| DP | 0,28 | 0,18 | 0,21 | 0,09 | 0,21 | 0,26 | 0,08 | 0,16 | 0,08 | 0,44 |