

Ricardo Danil Guiraldo

**VARIAÇÕES TÉRMICAS OCORRIDAS NA CÂMARA
PULPAR EM FUNÇÃO DE TÉCNICAS DE
INSERÇÃO E TIPOS DE FOTOATIVAÇÃO DE
COMPÓSITO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas,
para a obtenção do título de mestre em Materiais
Dentários

Piracicaba – SP
2005

Ricardo Danil Guiraldo

**VARIAÇÕES TÉRMICAS OCORRIDAS NA CÂMARA
PULPAR EM FUNÇÃO DE TÉCNICAS DE
INSERÇÃO E TIPOS DE FOTOATIVAÇÃO DE
COMPÓSITO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

Prof. Dr. Simonides Consani

Piracicaba – SP
2005

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

G948v Guiraldo, Ricardo Danil.
Variações térmicas ocorridas na câmara pulpar em função de técnicas de inserção e tipos de fotoativação de compósito. / Ricardo Danil Guiraldo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

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

**1. Materiais dentários. I. Consani,
Simonides. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de
Piracicaba. III. Título.**

(mg/fop)

Título em inglês: Thermal variations in the pulp chamber associated with insertion techniques and light-curing methods

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Dental materials

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca examinadora: Lourenço Correr Sobrinho; Paulo Henrique dos Santos; Simonides Consani

Data da defesa: 18/02/2005

DEDICO ESTE TRABALHO

A **DEUS**, sempre presente, iluminando e guiando meus passos, dando-me forças para seguir adiante.

Aos meus pais **Nelson e Vanda**, que se empenharam para minha formação pessoal e profissional. A vocês, que me ensinaram os valores mais importantes da vida e sempre foram estímulo e amparo. Agradeço pelo carinho e dedicação.

Ao meu irmão, **Rodrigo** por ser o amigo das horas difíceis e também pelo companheirismo e amor.

A minha namorada **Sabrina**, que soube compreender os meus momentos de ausência com paciência, respeitando-me e amando-me.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, um exemplo a ser seguido, cuja capacidade e competência foram fundamentais para meu crescimento pessoal e profissional.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, meu orientador que com paciência, dedicação e competência sempre esteve presente durante a realização deste trabalho e no meu aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, Associado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela participação no meu aprendizado e elaboração da análise estatística.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela participação no meu aprendizado técnico e intelectual.

Ao **Prof. Dr. Mario Fernando de Góes**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela participação no meu aprendizado durante o programa de mestrado.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Thalles Rocha de Mattos Filho** e seu Diretor Associado **Prof. Dr. Mario Fernando de Góes**.

Aos demais professores da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, em especial aos demais integrantes do programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, **Profa. Dra. Regina Maria Puppini Rontani**, **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, **Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho** e **Prof. Dr. Saulo Geraldelli**.

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

Ao Engenheiro **Marcos Blanco Cangiani**, da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela amizade, convivência e indispensável auxílio na execução deste trabalho.

À Sra. **Selma Aparecida Barbosa Segalla**, técnica da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela amizade e ajuda oferecida durante o programa.

Ao amigo **Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos**, co-orientador do meu primeiro trabalho científico, sendo um dos iniciadores da minha atividade de pesquisador.

Aos amigos da Pós-Graduação **Américo**, **Ana Flávia**, **Cíntia**, **Dario**, **Eliane**, **Gisele**, **Jacy**, **Juliana**, **Leonardo**, **Luciana**, **Luís Felipe**, **Marcelo**, **Mirela**, **Murilo**, **Oswaldo**, **Piva**, **Roberta**, **Rogerinho**, **Rubens**, **Rubens Tango** e **Vinicius** pela experiência trocada. Em especial aos amigos **Luís Felipe** e **Rubens Tango** pela participação na confecção deste trabalho.

Aos demais membros da **minha família** e **amigos da família** que sempre participaram da minha formação pessoal e sempre me apoiaram nos momentos mais difíceis, com soluções para meus problemas. Em especial a amiga **Célia Lombardi** pelo apoio recebido no início de minha carreira.

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

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

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus Sinceros Agradecimentos.

EPÍGRAFE

Aprenda que leva muito tempo para você se tornar a pessoa que queremos ser, e o tempo é curto.

Aprenda que não importa onde você já chegou, mas para onde você está indo.

E se você não sabe para onde está indo, qualquer lugar serve!

William Shakespeare

SUMÁRIO

RESUMO	01
ABSTRACT	03
1 – INTRODUÇÃO	05
2 – REVISÃO DA LITERATURA	09
3 – PROPOSIÇÃO	33
4 – MATERIAIS E MÉTODO	34
4.1 – Materiais	34
4.2 – Método	35
4.2.1 – Confecção dos corpos-de-prova	35
4.2.1.1 – Seleção dos dentes	35
4.2.1.2 – Preparo das cavidades	37
4.2.1.3 – Confecção das restaurações	38
4.2.2 – Mensuração da temperatura	42
4.2.3 – Análise estatística	43
5 – RESULTADOS	44
6 – DISCUSSÃO	52
7 – CONCLUSÃO	58
REFERÊNCIAS	59
APÊNDICE	64

RESUMO

O estudo 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. Foram utilizados 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, de maneira que ficasse em contato com a dentina da câmara pulpar, correspondente à parede axial do preparo. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Tukey em níveis de 5% e 1%. 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 deferiram (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. Houve influência das variáveis sobre o calor que atingiu a câmara pulpar.

Palavras Chave: Tipos de incrementos; Tipos de fotoativação; Variações térmicas ocorridas na câmara pulpar.

ABSTRACT

This study evaluated the effect of the increment insertion and light-curing methods on thermal variations in the pulp chamber during Filtek Z250 composite resin light-curing. Standard cavities (3x3x2.5mm) were prepared in 90 bovine incisors. The teeth were randomly assigned into 3 groups, according to each light-curing method: 1- continue halogen light (700 mW/cm² per 20s); 2- halogen light with a soft-start mode (initial intensity of 100 mW/cm² per 5s obtained with a spacer and 700mW/cm² per 15s, totalizing 20s); 3- intermittent halogen light (2s of activation with 700mW/cm², followed by the same time of light absence, totalizing 40s). All groups were divided into 3 subgroups according to each type of increment: 1- bulk; 2- oblique (three increments, one in the cervical and axial walls, one in the incisal and axial walls, and finally one joining the the other two); 3- horizontal/vertical (the horizontal in the axial wall, one vertical in the cervical wall and another vertical in the incisal wall), totalizing 9 groups (n=10). All cavities were etched with phosphoric acid for 20s; the adhesive system Single Bond and the resin composite Filtek Z250 were applied according to the types of light-curing and increment. All experiments were carried out in controlled environment (37 Celsius degree and 50±10% relative humidity). The temperature variations (Celsius degree) were obtained using a digital thermometer attached to a type-K thermocouple which was inserted into the root canal as to be in contact with the pulp chamber dentine, correspondent to the axial wall of the cavity. Data were submitted to ANOVA and mean values compared by the Tukey's test with significance levels of 5% and 1%. The mean temperature (37.14) of the bulk increment was significantly lower than that oblique (37.44) and horizontal/verticals (37.43) increments. The continue light-curing revealed temperature mean values (37.53) statistically higher than those observed for the other types of light (37.27 and 37.21), which did not differ from each other. The adhesive light-curing showed statistically higher temperatures (37.54) than those observed during the adhesive application (36.82) and resin composite light-curing (37.20). In relation to the

interaction between the light-curing method and type of increment, the horizontal/vertical increment under continue halogen light showed the highest temperature values, statistically different from the others. As for the soft-start light-curing method, the highest temperature was observed for the oblique increment, statistically different from others; no difference was observed for the intermittent halogen light. For the bulk increment, no statistically significant differences were observed among groups concerning the light-curing methods; however, in the oblique increment, the intermittent light revealed lower temperature values. For the horizontal/vertical increment, the continue light-curing temperature was statistically higher. For the interaction between type of increment and the restorative phase, the bulk increment heat was statistically higher in the adhesive light-curing phase, followed by the resin composite light-curing and adhesive application. The horizontal/vertical and oblique increments revealed significantly lower temperature values during adhesive application. In the restorative phases, no difference was observed between adhesive application and adhesive light-curing. However, in the resin composite light-curing, the bulk increment showed significantly lower temperature values. For the interaction between type of light-curing and restorative phase, no statistical difference was observed for all light-curing methods concerning adhesive and resin composite light-curing, differing only in the adhesive application phase. For the adhesive and resin composite light-curing phases, the heat produced by continue light was significantly higher. No statistically significant difference was verified for adhesive application. There was influence of the variables on the heat that reached the pulpar chamber.

Key words: Increment insertion; Light-curing methods; Thermal variations in the pulp chamber.

1 - INTRODUÇÃO

As resinas compostas foram introduzidas no mercado odontológico em meados dos anos 60 com indicação para dentes anteriores, em substituição aos restauradores estéticos cimento de silicato e resina acrílica (Bowen, 1963). Desde essa data, tem sido altamente significativo o desenvolvimento dos materiais e das técnicas restauradoras. Devido às melhorias alcançadas, os compósitos permitiram que as indicações clínicas fossem ampliadas, possibilitando também o uso em dentes posteriores.

O compósito odontológico pode ser definido como uma combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes com uma interface distinta separando os componentes (Phillips, 1973). Basicamente são compostos por uma matriz orgânica, partículas de carga (vidros, quartzo e/ou sílica fundida) e um 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 chamado polimerização, onde os monômeros unem-se por meio de ligações químicas, formando moléculas maiores, chamadas polímeros (Peutzfeldt, 1997; Anusavice, 1998).

O principal monômero formador da matriz orgânica dos compósitos odontológicos é o Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato), desenvolvido por BOWEN, em 1956 (Bowen, 1962). A molécula do Bis-GMA possui alto peso molecular e alta viscosidade, a qual pode ser diminuída pela mistura com monômeros dimetacrilatos de baixo peso molecular, obtendo-se uma consistência mais favorável à incorporação de partículas de carga inorgânica (Bowen, 1963; Peutzfeldt, 1997). Segundo Lovell (1999), o monômero diluente mais freqüentemente utilizado é o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato). Entretanto, a diluição do Bis-GMA com esse monômero de menor peso molecular pode

acarretar aumento da contração de polimerização (Asmussen, 1975; Peutzfeldt, 1997).

O sistema iniciador da polimerização presente na matriz orgânica dos primeiros compósitos era formado por peróxido de benzoíla e amina terciária. Esse material era fornecido no sistema de duas pastas que, ao serem misturadas, iniciavam o processo de polimerização. Contudo, as propriedades destes materiais eram influenciadas pela proporção, além de possuírem tempo limitado de trabalho (Bowen, 1963; Lee *et al.*, 1976; De Lange *et al.*, 1980; Anusavice, 1998).

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

A fotoativação por luz visível abrange 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 polimerização seria 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 sistemas fotoativadores foram desenvolvidos (Caughman & Rueggeberg, 2002).

Os aparelhos que emitem luz visível são mais conhecidos comercialmente e utilizam fonte de luz emitida por lâmpada halógena. A lâmpada emite luz branca que, ao passar por um filtro, tem regiões do espectro eletromagnético selecionados. Desta forma, apenas o espectro azul incide 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 fotopolimerizador da superfície do compósito (Pires *et al.*, 1993; Hansen & Asmussen, 1997), permitindo menor taxa inicial de conversão e maior escoamento do material (Obici, 2000). Outro método foi o da luz pulsátil, proposto pela área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP e 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).

Com o mesmo intuito de minimizar as tensões da contração de polimerização das resinas compostas, foram estudadas técnicas de inserção em incremento único, incrementos horizontais, oblíquos e vestibulo-linguais (Eakle & Ito, 1990; Hilton *et al.*, 1997; Neiva *et al.*, 1998; Pimenta, 1999).

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). Quando a espessura de dentina residual for mínima em cavidades sem forramento e a

intensidade de ativação for alta, o tempo de irradiação para fotoativação do adesivo deve ser mínimo (Shortall & Harrington, 1998).

Os aumentos de temperatura ocorridos na fotoativação de compósitos pelos métodos de emissão de luz por diodo, pelo arco de plasma e halógena, com interposição de um disco de dentina com 0,5mm de espessura, mostraram que a luz halógena promovia maior taxa de calor (Schneider *et al.*, 2005). Temperaturas excedendo 42,5°C foram relatados por Hannig & Bott (1999) quando estudaram o efeito de diferentes unidades fotoativadoras na temperatura que atingia a câmara pulpar, durante a polimerização de compósitos.

Diante dessas considerações, seria interessante verificar as variações de temperatura que ocorrem na câmara pulpar de dentes bovinos, durante a fotoativação do adesivo e durante a polimerização do compósito inserido na cavidade por métodos diferentes.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

No ano de 1962, BOWEN patenteou um monômero sintetizado a partir do bisfenol A e glicidil metacrilato, o qual denominou de Bis-GMA. Este monômero se polimeriza através de duplas ligações de carbono (C=C) dos dois grupos metacrilatos presentes na molécula. O Bis-GMA apresenta alto peso molecular e estrutura molecular que lhe confere menor volatilidade, menor contração e polimerização mais rápida quando comparado às resinas de metil metacrilato, o que leva à produção de resinas mais resistentes e rígidas. O advento do monômero Bis-GMA iniciou a era dos compósitos odontológicos.

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.

ZACH & COHEN, em 1965, 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 um termotransmissor inserido nos dentes de modo que ficasse câmara pulpar e termotransmissor 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).

ASMUSSEN, em 1975, investigou a existência de uma possível relação entre a composição dos compósitos e a contração de polimerização. Cavidades cilíndricas com diâmetro e profundidade de aproximadamente 2,5 mm foram preparadas em dentes humanos e restauradas. Após 20 minutos, o dente foi abrasionado paralelamente à superfície da restauração até que a dentina pudesse ser vista ao redor de toda a restauração. As fendas foram mensuradas no local de maior largura e expressas em percentagem em relação ao diâmetro da cavidade.

Quatro fatores relacionados à composição do material foram analisados: a) conteúdo de monômero diluente em compósitos comerciais; b) conteúdo de diluente nas resinas experimentais não compostas; c) conteúdo de partículas, e; d) conteúdo de catalisador. Os resultados mostraram que o aumento do conteúdo de diluente resultou em maior contração volumétrica. O mesmo comportamento foi observado em relação ao conteúdo do catalisador. Por outro lado, parece que a contração parede a parede independe do conteúdo de partículas presentes no material. O autor concluiu que a composição da fase orgânica é de importância primária para a contração de polimerização no sentido parede a parede.

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 considerados 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 próxima à ultravioleta mostrou-se superior ao quimicamente ativado, no que se refere ao tempo de trabalho controlado pelo operador e por não necessitar de mistura antes de cada aplicação. Contudo, também apresentou desvantagens como limitada profundidade de polimerização, necessidade de instrumentos e equipamentos caros que requeriam testes periódicos e troca de acessórios e a não polimerização do material em locais inacessíveis pela luz.

McCABE & WILSON, em 1980, avaliaram materiais dentários com o uso de varredura calorimétrica diferencial (DSC) para mensurar as reações exotérmicas e endotérmicas dos materiais manipulados de acordo com as

recomendações dos fabricantes. Os materiais utilizados e os aumentos de temperatura foram: Durelon (cimento de poliacrilato) 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 destes 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 são 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. Como o material absorve luz, pode-se esperar que numa certa distância da superfície exposta à luz, a energia da radiação ultravioleta diminuía abaixo dos valores requeridos para a iniciação. 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.

McCABE estudou, em 1985, a eficiência da polimerização de compósitos ativados por luz pela análise térmica diferencial (DTA) e mostrou 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 cura 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. O

compósito foi colocado em uma cuba de alumínio com volume de 60mm³, na qual era acoplado o sistema de fibra óptica, sendo as amostras 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 variou entre 20°C e 40°C para os materiais testados, valores altos quando comparados com o aumento de 6°C da resina quimicamente ativada (Adaptic) concluindo que o método fotoativado gera mais calor.

LLOYD *et al.*, em 1986, avaliaram aumentos de temperatura produzidos por aparelhos fotoativadores e pela reação de presa do compósito. A análise diferencial térmica (DTA) foi modificada para possibilitar que aumentos de temperatura ocorridos durante a presa do compósito fossem mensurados. 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 autopolimerizável, contudo deve-se considerar 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 pode ser reduzido *in vivo* por outros fatores). Os autores concluíram que foi possível obter o calor da reação dos compósitos, entretanto o calor promovido pelo aparelho fotoativador pode reduzir 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 ser estabilizada 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 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.

EAKLE & ITO estudaram, em 1990, o efeito de técnicas de inserção na microinfiltração de restaurações mesio-ocluso-distal (MOD) com compósitos resinosos. A contração desse material durante a polimerização é responsável pela formação de microfendas nas margens que permite a entrada de bactérias e fluidos bucais. O estudo avaliou quatro tipos de técnicas incrementais para preparos cavitários MOD, determinando a microinfiltração nas margens cervicais relacionada com a técnica de inserção. Foram realizados preparos cavitários MOD em 40 dentes molares inferiores humanos, sendo que sempre uma caixa proximal tinha o término em esmalte e a outra em cimento, as quais foram separadas aleatoriamente em 4 grupos. No grupo I, o compósito foi inserido em incremento único. No grupo II, o compósito foi inserido em dois incrementos horizontais nas caixas proximais (com espessura igual) e um outro incremento foi inserido na porção oclusal. No grupo III, o compósito foi inserido em dois incrementos oblíquos nas caixas proximais e um outro incremento foi inserido na porção oclusal. No grupo IV, foi aplicada uma fina camada de cimento de ionômero de

vidro nas paredes axiais e gengivais do preparo, posteriormente foi inserido o compósito como citado no Grupo III. Em todos os grupos foi utilizado o sistema adesivo Bondlite (Kerr/Sybron) fotoativado por 20 segundos e o compósito Herculite (Kerr/Sybron), com fotoativação de 40 segundos para cada incremento. Todos os corpos-de-prova foram termociclados por 100 ciclos em banhos de 5°C e 55°C, e corados com nitrato de prata e seccionados no sentido mesio-distal. Posteriormente, foi avaliado a microinfiltração por meio de *score*. O teste de Kruskal-Wallis foi aplicado para comparar a infiltração nas margens gengivais tanto em esmalte como em cimento e o teste Mann-Whitney *U* para determinar a diferença entre os grupos. O Grupo III demonstrou o menor valor para a infiltração marginal com término da caixa em esmalte quando comparados com os demais grupos. Em caixas com término em cimento, todos os grupos tiveram microinfiltração extensa. Os autores concluíram que as técnicas de inserção não exerceram influência na microinfiltração em cimento, somente em esmalte.

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 em um molde de teflon com 3,6 mm 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. O grupo B, o termopar foi colocado 3,2 mm 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 para o grupo C ocorreu uma 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 $4,5 \pm 0,22$ mm. O autor concluiu que o cimento de ionômero de vidro pode 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 6 mm de diâmetro por 2 mm de altura foram preenchidas com o compósito. A fotoativação foi realizada por 40 segundos com a ponta do aparelho posicionada em contato com a superfície do material, a 2 mm, 6 mm ou 12 mm 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 da ponta do aparelho fotopolimerizador da 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 superfície da base era influenciada por este fator.

Em 1994, RUEGGERBERG *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, baixos resultados foram encontrados e a polimerização foi muito susceptível às mudanças na intensidade de luz e duração da exposição. Diante destes resultados, 60 segundos de tempo de exposição seria recomendado para aparelhos que produzissem intensidade menor que 400 mW/cm². Incrementos de resina não deveriam exceder 2mm, sendo que a espessura ideal seria 1mm. Aparelhos com intensidade menor que 233 mW/cm² não deveriam ser usados.

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.

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 contribuem para integridade da interface dente/restauração.

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.

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 era o feixe, menor seria a perda de luz.

Em 1997, HILTON *et al.* compararam o nível de infiltração marginal em restaurações classe II. Restaurações tipo *slot*, foram confeccionadas em terceiros molares humanos, com margem cervical com término em dentina/cimento. As restaurações foram realizadas da seguinte maneira: Grupo A – sistema de All Bond 2/ Bisfil P fotopolimerizado com matriz transparente com um incremento horizontal e dois verticais; Grupo B - sistema de All Bond 2/ Bisfil P fotopolimerizado com matriz metálica com três incrementos horizontais; Grupo C – sistema adesivo Pré-Bond com polimerização dual, compósito Bisfil-IIb autopolimerizado, no incremento horizontal e compósito Bisfil P fotopolimerizado no incremento horizontal, com matriz metálica; Grupo D - sistema All Bond 2/ Bisfil P autopolimerizado no primeiro incremento e compósito Bisfil-IIb/ Bisfil P fotopolimerizado no segundo incremento, com matriz metálica. Todas as amostras foram submetidas a 1000 ciclos térmicos com temperaturas de 5°C e 55°C. Após o teste de infiltração marginal com nitrato de prata foi realizada análise bidimensional empregando escores. Não houve diferença entre os grupos analisados, não havendo redução da infiltração marginal nas restaurações com compósitos quimicamente ativados, independente do uso do adesivo de polimerização dual. A infiltração foi extensa, tanto na parede lingual como na vestibular da caixa proximal. A análise tridimensional possibilitou melhor visualização da penetração do corante, aumentando ainda mais os resultados obtidos com a análise bidimensional.

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 (5s), 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 490 nm com o aumento do tempo de exposição. A maior eficiência do comprimento de onda foi a 470 nm e a faixa de comprimento de onda mais adequada foi entre 450 – 490 nm. 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.

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 4 mm e nas distâncias de 0, 2, 4 e 6 mm 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 são variáveis importantes no aumento de temperatura.

WATTS & AL-HINDI, em 1998, avaliaram o método de fotoativação de dupla intensidade ou *soft-start* para verificar se o procedimento era benéfico. 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 1,8 mm, 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.

NEIVA *et al.*, em 1998, realizaram um experimento a fim de verificar a microinfiltração em cavidades de classe II. Foram utilizados 50 pré-molares extraídos por razões protéticas. As cavidades MOD apresentavam uma das caixas com margem cervical em esmalte e outra em dentina/cimento. Os dentes foram restaurados com o mesmo material, variando a técnica de inserção, sendo uma incremental e outra com incremento único. Os dentes foram submetidos à termociclagem e imersos em solução corante. Os resultados indicaram que nas margens em cimento/dentina a técnica restauradora incremental, usando matrizes transparentes e cunhas refletivas, apresentaram o maior grau de infiltração marginal.

Ainda no ano de 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 1999, LOVELL *et al.* investigaram o comportamento da reação entre Bis-GMA/TEGDMA em função da intensidade de luz, temperatura durante a polimerização e proporção entre ambos monômeros. Os resultados mostraram que a molécula do Bis-GMA é bastante reativa, entretanto, seu alto peso molecular e alta viscosidade associados à baixa mobilidade e flexibilidade restringe a taxa final de conversão a valores inferiores a 30% quando polimerizado na forma pura. Deste modo, a mistura com o monômero diluente TEGDMA, que apresenta alta mobilidade e flexibilidade, além de baixo peso molecular, favorecia a diminuição da viscosidade, o que contribuía para aumentar a taxa de polimerização. A maior taxa de polimerização foi observada quando as amostras continham cerca de 50 e 75%, em peso, de Bis-GMA. Quando a intensidade de luz e/ou a temperatura aumentaram, ocorria maior mobilidade das moléculas do sistema, o que resultava em maiores valores de conversão.

PIMENTA, em 1999, avaliou qualitativamente a microinfiltração em restaurações de classe II em resina composta, empregando a técnica com incremento único ou com três incrementos, e comparou dois sistemas adesivos: um de frasco único - Single Bond (SB) – 3M e um auto-condicionante – Etch & Prime 3.0 (E & P) – Degussa. Cavidades de classe II foram preparadas nas superfícies mesial e distal com a margem gengival em dentina de 60 terceiros molares humanos recém-extraídos. As 120 cavidades foram divididas aleatoriamente em quatro grupos (n=25). Grupo 1: E & P restaurado com a técnica de incrementos múltiplos; Grupo 2: E & P restaurado com a técnica de incremento único; Grupo 3: SB restaurado com a técnica de incrementos múltiplos e Grupo 4:

SB restaurado com a técnica de incremento único. As restaurações foram polidas, os dentes foram submetidos à termociclagem com temperaturas de 5 e 55° C por 1 minuto, por 1000 ciclos. Após a termociclagem, os dentes foram cobertos com esmalte para unha, exceto 1 mm aquém da margem gengival e imersos em solução corante de azul de metileno a 2% por 4 horas. Os dentes foram seccionados e as restaurações classificadas de acordo com o grau de penetração de corante. Os resultados através da soma das ordens foram: Grupo 1 – EPM = 1221.00; Grupo2 – EPO = 1319.00; Grupo 3 – SBM = 1098.00; Grupo 4 – SOB = 1412.00. O teste de Kruskal Wallis demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa na microinfiltração entre as diferentes técnicas em nível de significância de $p \leq 0,05$. A técnica incremental e os sistemas adesivos avaliados não foram capazes de eliminar a microinfiltração na margem gengival de restaurações de classe II em resina composta.

HANNIG & BOTT, no ano de 1999, 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 pelo canal radicular 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 amelo-cementário em água a $37,0 \pm 0,1^\circ\text{C}$. O compósito Ecusit na 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 730mW/cm², Elipar Highlight(EH2) por 40 segundos com intensidade de luz de 730mW/cm², ADT 1000 PAC (P5s) por 5 segundos com intensidade de luz de 1196mW/cm², ADT 1000 PAC (P10s) por 10 segundos com intensidade de luz de 1196mW/cm². Os aumentos das médias das temperaturas foram 2,9 ± 0,3°C (H), 4,7 ± 0,5°C (A), 5,2 ± 0,3°C (P5s), 5,6 ± 0,4°C (Q), 6,1 ± 0,2°C (EH1), 6,9 ± 0,4°C (EH2), 7,3 ± 0,3°C (O), 7,8 ± 0,9°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/cm²) por 40 segundos; por dupla intensidade de luz, sendo os primeiros 10 segundos a baixa intensidade (150 mW/cm²), seguidos pela fotoativação a alta intensidade de luz (500 mW/cm²) por 30 segundos; por luz intermitente, cujo aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz (intensidade de cerca de 450 mW/cm²), 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 obtidas por 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. Estes aparelhos funcionam com comprimento de onda em torno de 470 nm, com alta intensidade luminosa, permitindo que o tempo de exposição seja 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 eram: Apolo 95E, 3 segundos com intensidade de 1370 mW/cm^2 ; 1000 PAC, 10 segundos com intensidade de 980 mW/cm^2 ; XR 3000 (controle), 40 segundos com intensidade de 480 mW/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 6 mm 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 largo. 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 XR 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 seria demasiadamente reduzido. A densidade energética final dada pelo XR 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 XR 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 indicador mais sensível de 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 XR 3000. Os autores concluíram que esses

fotoativadores deviam ser utilizados com cautela, uma vez que, com os tempos de fotoativação indicados pelos fabricantes, podia haver redução das propriedades mecânicas dos compósitos restauradores e diminuição da vida útil dessas 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 (600mW/cm²), Eliopar Highlight soft-start (100 mW/cm² nos 10 segundos iniciais e 700 mW/cm² nos 30 segundos restantes) e 16 LEDs (12 mW/cm²), 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.* avaliaram 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 1,8 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 50g de carga por 30s foram efetuadas em cada amostra. Todas as amostras fotoativadas pelo LED mostraram valores inferiores de dureza quando comparados com a luz halógena convencional. Quando foi utilizado 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 79mW/cm² de intensidade luminosa enquanto a luz halógena apresentava 475mW/cm². Embora o LED apresentasse valores de dureza

menores, estes valores vêm aumentando com o aperfeiçoamento das técnicas, embora o LED utilize intensidade de luz inferior, os autores consideraram que num futuro próximo será o método de fotoativação tão ou mais eficiente que a luz halógena convencional.

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/cm^2 ; grupos 2 e 6 foram ativados por 10 segundos a 150 mW/cm^2 e mais 30 segundos a 750 mW/cm^2 ; nos grupos 3 e 7 a lâmpada foi afastada 2cm da cavidade durante os primeiros 20 segundos (100 mW/cm^2), 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 mW/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 valores de contração significativamente menores que o sistema Scotchbond – Z100.

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 dos aparelhos fotoativadores, conjuntamente com 1mm de compósito e 0,58mm de dentina, e 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 fotoativado com 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 as 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 diferentes 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.

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, luz emitida por diodo, LED). A luz halógena de alta intensidade tem densidade próxima de 1200mW/cm² tendo como vantagem a diminuição do tempo de exposição pela metade da empregada pela halógena convencional. Para o PAC, com densidade próxima de 2000mW/cm², 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. Com intuito de otimizar o sucesso clínico, esses novos sistemas de fotoativação foram desenvolvidos.

OBICI *et al.*, em 2002 realizaram um estudo com o objetivo de investigar a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes

composições e viscosidades, quando três diferentes métodos de fotoativação foram utilizados. Os materiais de alta viscosidade (Alert, Surefil e P60), de viscosidade média (Z100, Z250 e Definite) e de baixa viscosidade (Flow-it) foram selecionados. Os corpos-de-prova foram confeccionados em matrizes metálicas circulares com 7mm de diâmetro interno por 2mm de altura. O compósito foi inserido no interior da matriz e fotoativado por um dos três métodos: a) luz contínua (intensidade de luz de 500 mW/cm²) durante 40 segundos; b) dupla intensidade luz, sendo os primeiros 10 segundos à baixa intensidade (150 mW/cm²), seguidos pela fotoativação à alta intensidade de luz (500 mW/cm²), por 30 segundos; c) luz intermitente, cujo aparelho proporcionou aproximadamente meio segundo de luz (intensidade de 450 mW/cm²), seguido de meio segundo na ausência de luz, pelo tempo de 60 segundos. Em seguida, a região da base e a região superficial foram acabadas e polidas com lixas de óxido de alumínio. Após 1 hora, a fenda decorrente da contração foi mensurada em Microscópio Eletrônico de Varredura sob baixo vácuo. O método contínuo de fotoativação resultou na maior média de fenda e diferiu estatisticamente dos métodos de dupla intensidade de luz e luz intermitente, que não mostraram diferença entre si. O compósito Flow-it apresentou a maior fenda com diferença significativa dos demais materiais. Os métodos de fotoativação por luz pulsátil e dupla intensidade podem reduzir a contração de polimerização dos compósitos melhorando a qualidade das restaurações.

Em 2005, SCHNEIDER *et al.* 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 um termo-par tipo-k conectado a um 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 60 corpos-de-prova, sendo que 30 com resina composta Filtek Z250 (10 fotoativados com luz halógena convencional contínua, 10 com LED e 10 com PAC), e 30 com a resina composta Filtek Flow (10 fotoativados com luz halógena convencional contínua, 10 com LED e 10 com PAC). Após a fotoativação foram submetidos ao teste de dureza Knoop num durômetro (HVM-2000, Shimadzu, Tokyo, Japan), com carga de 50g por 15 segundos. Realizadas na superfície, a 1mm de profundidade, e a 2mm de profundidade. Os valores de variação de temperatura e os resultados de dureza foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Os autores concluíram que não houve diferença estatística para variação de temperatura entre os compósitos ($p>0,05$) e o método de ativação pela luz halógena convencional contínua produziu maiores valores de aumento de temperatura ($p<0,05$) diferindo estatisticamente dos demais. O PAC promoveu estatisticamente menores valores de dureza e variação de temperatura ($p<0,05$) quando comparado com os demais métodos de fotoativação.

3 - PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar as variações térmicas ocorridas na câmara pulpar de dentes bovinos, durante a polimerização do sistema adesivo Single Bond e da resina composta Filtek Z250, utilizando as técnicas de inserção (incremento único, oblíquos e horizontal/verticais) associadas a diferentes tipos de fotoativações por luz halógena (contínua, com dupla intensidade ou pulsátil).

4. MATERIAIS E METODO

4.1 – Materiais

Para a realização deste estudo foram utilizados os seguintes materiais, expostos na Tabela 1. A composição divulgada pelos fabricantes é dada na Tabela 2.

TABELA 1. Material, nome comercial, fabricante e número do lote dos materiais utilizados no estudo.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FABRICANTE	LOTE
Resina composta	Filtek Z250	3M/ESPE (St. Paul, MN, EUA)	3CR
Adesivo dentinário	Single Bond	3M/ESPE (St. Paul, MN, EUA)	3HW
Ácido fosfórico	Scotchbond Etching Gel 35%	3M/ESPE (St. Paul, MN, EUA)	3AT



Figura 1 – Materiais utilizados neste estudo.

TABELA 2. Composição dos materiais.

MATERIAL	COMPOSIÇÃO
Filtek Z250	Bis-GMA, UDMA, BISEMA, partículas de zircônia-sílica (0,19 a 0,33 μm)
Single Bond	Bis-GMA, HEMA, diuretano dimetacrilato, copolímeros dos ácidos poliacrílico e poliitacônico, água, etanol, glicerol, dimetacrilato
Scotchbond Etching Gel 35%	Ácido fosfórico 35%, água, sílica coloidal, pigmento inorgânico

4.2 – Método

4.2.1 – Confeção dos corpos-de-prova

4.2.1.1 – Seleção dos dentes

Noventa incisivos bovinos hígidos, coletados em frigorífico da região de Piracicaba, foram congelados à temperatura de -18°C em refrigerador, até o momento da utilização (não excedendo seis meses). Os dentes foram limpos por meio de raspagem com cureta periodontal (Duflex, S. S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para remoção dos restos orgânicos e lavados em água corrente. As coroas foram separadas das raízes na junção amelo-cementária, numa máquina para corte (South Bay Technology, CA, EUA).

Em seguida, as coroas foram fixadas em placas de cera utilidade, envoltas em tubos de PVC rígido (2,54cm de diâmetro por 3cm de altura) e parcialmente embutidas em resina de polietileno Resapol (Reichhold do Brasil, Mogi das Cruzes, SP, Brasil), ficando expostas a face vestibular e a seção do canal radicular (Figura 2).



Figura 2 – Dente parcialmente embutido, com a face vestibular e a seção do canal radicular expostas.

4.2.1.2 – Preparo das cavidades

As cavidades foram preparadas na face vestibular com auxílio de um dispositivo para padronização, desenvolvido pela área Dentística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP (Figura 3), 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. A localização da cavidade (Figura 4) era na porção central do terço incisal da face vestibular, a 13 mm da junção amelo-cementária, região que permitia a padronização da espessura da dentina remanescente da parede axial em aproximadamente 1mm.

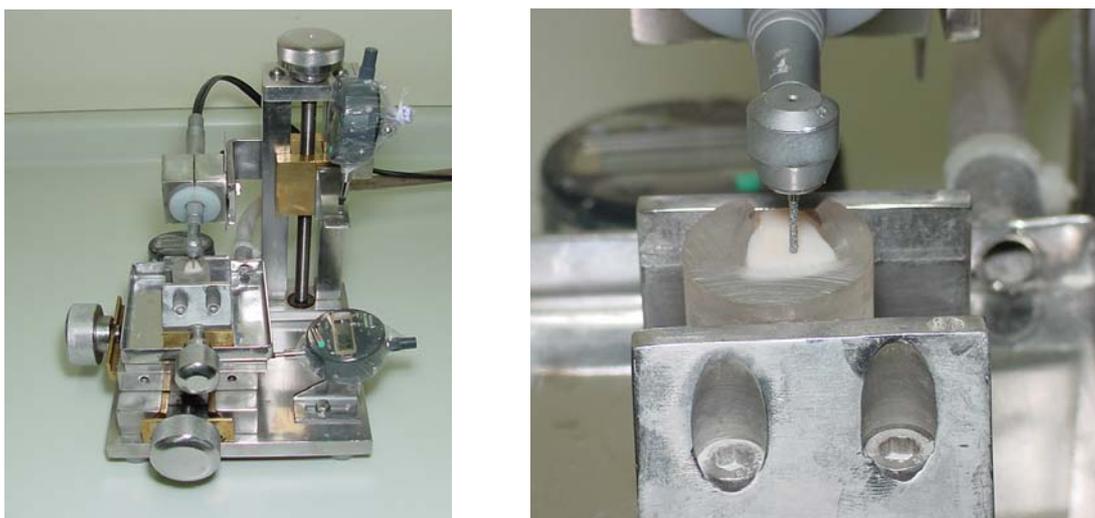


Figura 3 – Dispositivo para padronização dos preparos cavitários.

As dimensões dos preparos cavitários foram 2,5mm de profundidade, 3mm de extensão méso-distal e 3mm de extensão incisivo-cervical. A ponta diamantada era substituída a cada cinco preparos.

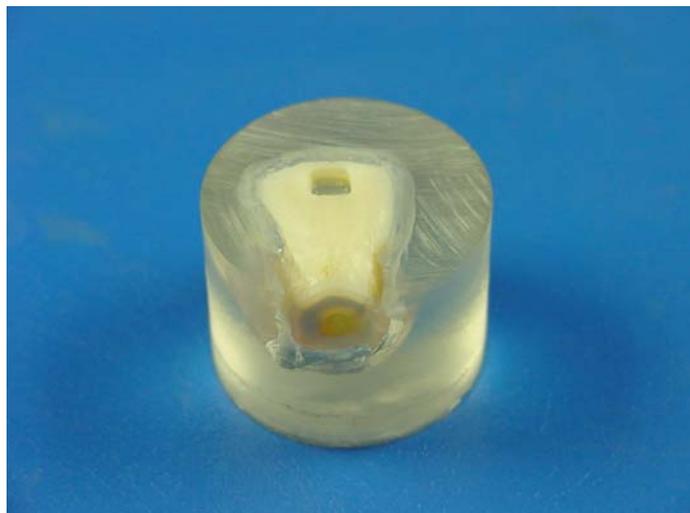


Figura 4 – Posição do preparo cavitário no terço incisal.

4.2.1.3 – Confeção das restaurações

Todos os preparos foram lavados com água e secos levemente com jatos de ar. Em seguida, foram condicionados com ácido fosfórico Scotchbond Etching Gel 35% (3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) durante 20 segundos. Decorrido este tempo, os dentes foram lavados com água por 20 segundos e o excesso de umidade removido com papel absorvente, objetivando não ressecar a dentina. As cavidades receberam aplicação de duas camadas do sistema adesivo Single Bond (3M-ESPE), sendo a fotoativação realizada após aplicação da segunda camada, com o aparelho Degulux Soft-Start (Degussa Dental, Hanau, Alemanha) pelos tempos estabelecidos de acordo com os tipos de fotoativação:

1- luz contínua: a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada sobre a tira de poliéster que recobria o compósito. A intensidade de luz foi mensurada por um radiômetro (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, EUA), estabelecida em 700 mW/cm^2 . O adesivo foi ativado por 20 segundos.

2- dupla intensidade de luz: foi utilizado um espaçador (Figura 5) 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 sobre a tira de poliéster que recobria o compósito, com intensidade de luz de $700\text{mW}/\text{cm}^2$, mantido por 15 segundos, totalizando 20 segundos de fotoativação. As intensidades de luz foram mensuradas pelo radiômetro (Demetron).

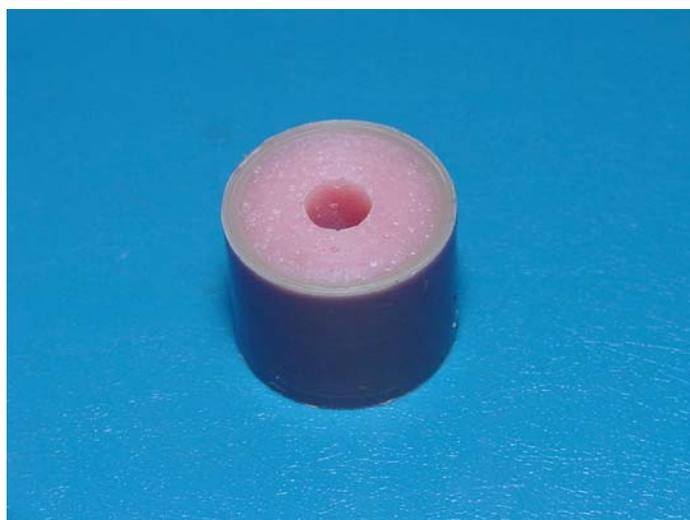


Figura 5 – Espaçador.

3- luz pulsátil: a ponta do aparelho foi posicionada sobre a tira de poliéster que recobria o compósito, proporcionando 2 segundos de ativação com intensidade de $700\text{mW}/\text{cm}^2$ e mesmo tempo com ausência de luz. O tempo de ativação foi de 20 segundos e a intensidade de luz foi mensurada pelo radiômetro (Demetron).

Após polimerização do adesivo, o compósito Filtek Z250 na cor A3 (3M-ESPE) foi inserido por meio de três diferentes técnicas incrementais e fotoativado com o aparelho Degulux Soft-Start (Degussa Dental):

:

1- incremento único: o compósito foi inserido em um único incremento na cavidade (Figura 6), com espátula Thompson e fotoativado conforme protocolo anteriormente descrito.

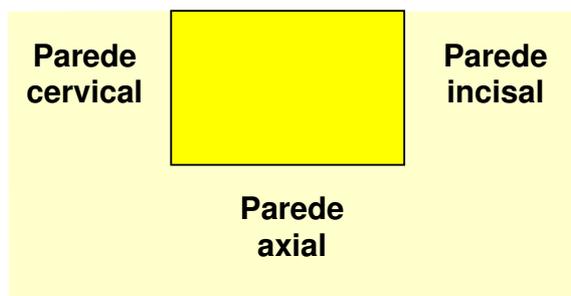


Figura 6 – Representação esquemática da inserção com incremento único.

2- incrementos oblíquos: a cavidade foi restaurada com três incrementos oblíquos, inseridos com espátula Thompson. O primeiro incremento foi colocado nas paredes cervical e axial, o segundo nas paredes incisal e axial, e o terceiro foi inserido unindo os dois anteriores (Figura 7), todos fotoativados de acordo com o método relatado para a ativação do sistema adesivo Single Bond (3M-ESPE).

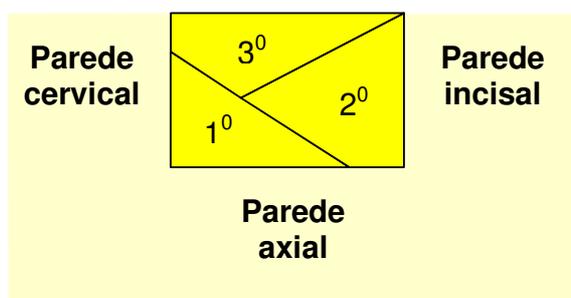


Figura 7 – Representação esquemática da inserção com incrementos oblíquos.

3- incrementos horizontal/verticais: a restauração foi feita com três incrementos, inseridos com espátula Thompson. O incremento horizontal foi colocado na parede axial. O primeiro incremento vertical foi colocado na parede cervical e o segundo

na parede incisal (Figura 8), todos fotoativados como relatado na ativação do sistema adesivo Single Bond (3M-ESPE).



Figura 8 – Representação esquemática da inserção com incrementos horizontal/verticais.

Desta forma, foram estabelecidos nove grupos (n=10), de acordo com a interação tipos de fotoativação e diferentes técnicas incrementais:

Grupo I: restaurações com incremento único fotoativado por luz contínua.

Grupo II: restaurações com incremento único fotoativado com luz por dupla intensidade.

Grupo III: restaurações com incremento único fotoativado com luz pulsátil.

Grupo IV: restaurações com incrementos oblíquos fotoativados com luz contínua.

Grupo V: restaurações com incrementos oblíquos fotoativados com luz por dupla intensidade.

Grupo VI: restaurações com incrementos oblíquos fotoativados com luz pulsátil.

Grupo VII: restaurações em incrementos horizontal/verticais fotoativados com luz contínua.

Grupo VIII: restaurações com incrementos horizontal/verticais fotoativados com luz por dupla intensidade.

Grupo IX: restaurações em incrementos horizontal/verticais fotoativados com luz intermitente.

Todas as etapas das restaurações das cavidades foram realizadas no interior de uma capela, com temperatura de 37°C mantido por um aquecedor (Turbocalefactor, Uruguai) e umidade relativa de 50 ± 10% (ISO 4049, 2000) originada por um vaporizador (Vaporetto 2000, Itália).

4.2.2 – Mensuração da temperatura

As variações de temperatura foram mensuradas com termopar tipo-K conectado ao termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE, São Paulo), com precisão de 0,1°C (Figura 9). O termopar foi introduzido na câmara pulpar através do canal radicular (Consani & Ruhnke, 1976), de maneira que ficasse em contato com a dentina, correspondente à parede axial do preparo cavitário. A introdução do termopar na câmara pulpar era feita após a temperatura da capela se estabilizar (37°C), registrada pelo próprio termômetro. Neste momento era aplicado o adesivo dentinário na cavidade e a temperatura registrada. Em seguida, era realizada a fotoativação do adesivo e a temperatura registrada novamente. O compósito era inserido na cavidade de acordo com os grupos experimentais, fotoativado e as temperaturas mensuradas em cada etapa do protocolo. A temperatura considerada correspondia à taxa mais alta da variação térmica ocorrida na câmara pulpar.

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

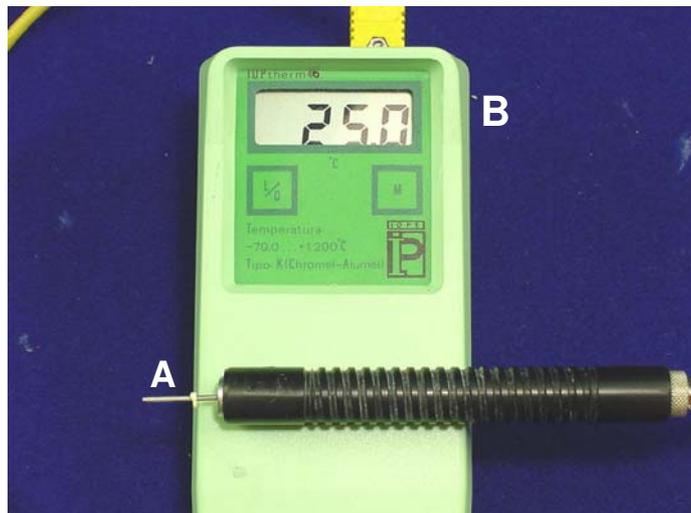


Figura 9 – A) Termopar tipo-K. B) Termômetro Iopetherm.

4.2.3 – Análise estatística

Os dados obtidos foram registrados em Tabelas (Apêndice) e posteriormente submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Tukey em nível de 5% (Apêndice), de acordo com os seguintes fatores: tipo de incremento, tipo de fotoativação e fase restauradora, avaliando também a interação entre eles.

5 - RESULTADOS

A Tabela 3 e a Figura 10 mostram que no fator tipo de incremento, independente dos demais fatores, a média de temperatura do incremento único foi significativamente menor que as apresentadas pelos dois tipos de incrementos múltiplos.

Tabela 3 - Médias da temperatura (°C) no fator tipo de incremento, independentemente dos demais fatores.

Tipo de incremento	Temperatura (°C)
Único	37,14 (0,52) a
Oblíquo	37,44 (0,56) b
Horizontal/Vertical	37,43 (0,56) b

Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes pelo teste de Tukey, em nível de 5% de significância.

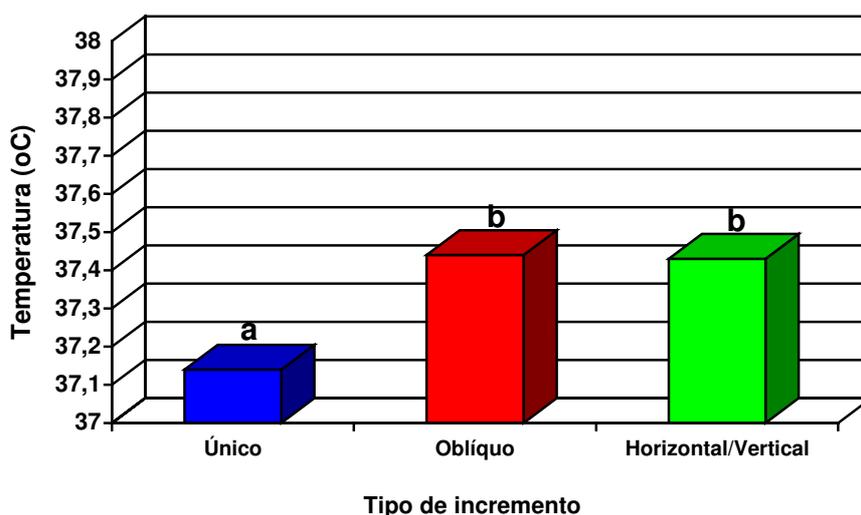


Figura 10 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) no fator tipo de incremento, independentemente dos demais fatores.

De acordo com a Tabela 4 e a Figura 11, no fator tipo de fotoativação, independente dos demais fatores, a ativação por luz contínua mostrou valor médio de temperatura estatisticamente superior aos demais tipos de luz, os quais não diferiram estatisticamente.

Tabela 4 - Médias de temperatura (°C) no fator tipo de fotoativação, independente dos demais fatores.

Tipo de fotoativação	Temperatura (°C)
Contínua	37,53 (0,69) a
Pulsátil	37,27 (0,37) b
Dupla intensidade	37,21 (0,53) b

Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância.

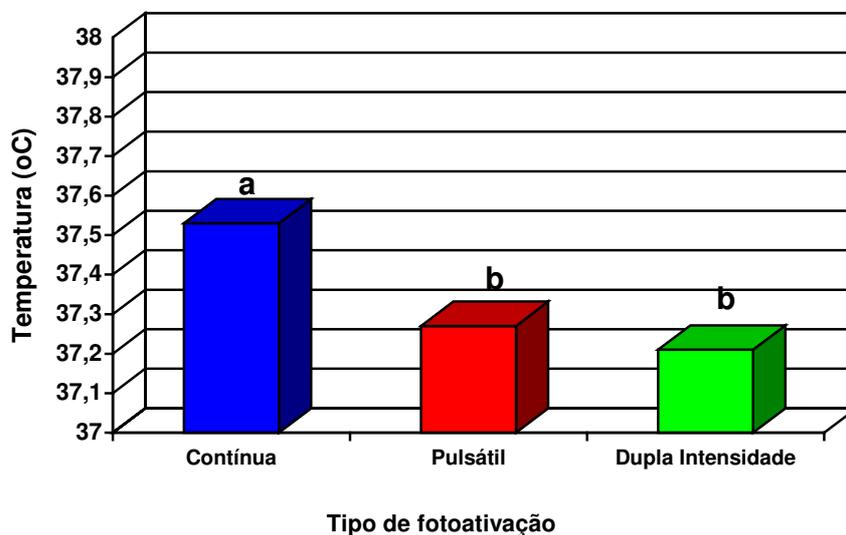


Figura 11 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) no fator tipo de fotoativação, independente dos demais fatores.

Os dados da Tabela 5 e da Figura 12 mostram que no fator fase restauradora, independente dos fatores tipo de incremento e tipo de ativação, a temperatura registrada durante a fotoativação do adesivo foi estatisticamente maior que as observadas durante a aplicação do adesivo e na ativação do compósito.

Tabela 5 - Médias de temperatura (°C) no fator fase restauradora, independente dos demais fatores.

Fase restauradora	Temperatura (°C)
Aplicação do adesivo	36,82 (0,17) a
Fotoativação do adesivo	37,54 (0,46) c
Fotoativação do compósito	37,20 (0,56) b

Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância.

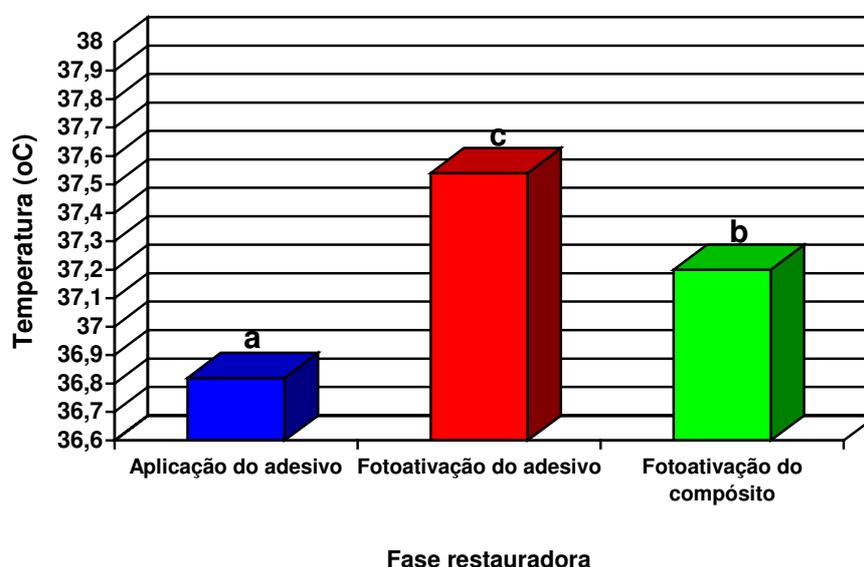


Figura 12 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) no fator fase restauradora, independente dos demais fatores.

Avaliando a Tabela 6 e a Figura 13, na interação tipo de incremento-tipo de fotoativação, independente da fase restauradora, observou-se que na fotoativação por luz contínua, o maior calor que atingiu a câmara pulpar foi promovido pela ativação do incremento horizontal/vertical, estatisticamente diferente dos demais tipos de incremento. Na dupla intensidade, o maior registro de temperatura foi com o incremento oblíquo, estatisticamente diferente dos demais, enquanto para a fotoativação pulsátil não houve diferença estatística entre os tipos de incremento. Para o incremento único não houve diferenças quanto ao tipo de fotoativação, enquanto no incremento oblíquo a luz pulsátil promoveu valores significativamente menores. Para o incremento horizontal/verticais a luz contínua mostrou valores estatisticamente superiores.

Tabela 6 - Médias de temperatura (°C) na interação tipo de incremento-tipo de fotoativação, independente do fator fase da restauração.

Tipo de incremento	Tipo de fotoativação		
	Contínua	Pulsátil	Dupla intensidade
Único	37,24 (0,64) a A	37,09 (0,39) a A	37,10 (0,50) a A
Oblíquo	37,56 (0,61) b A	37,26 (0,36) a B	37,51 (0,65) b A
Horizontal/Vertical	37,79 (0,73) c A	37,28 (0,34) a B	37,21 (0,32) a B

Letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas em linha representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey, em nível de 5% de significância.

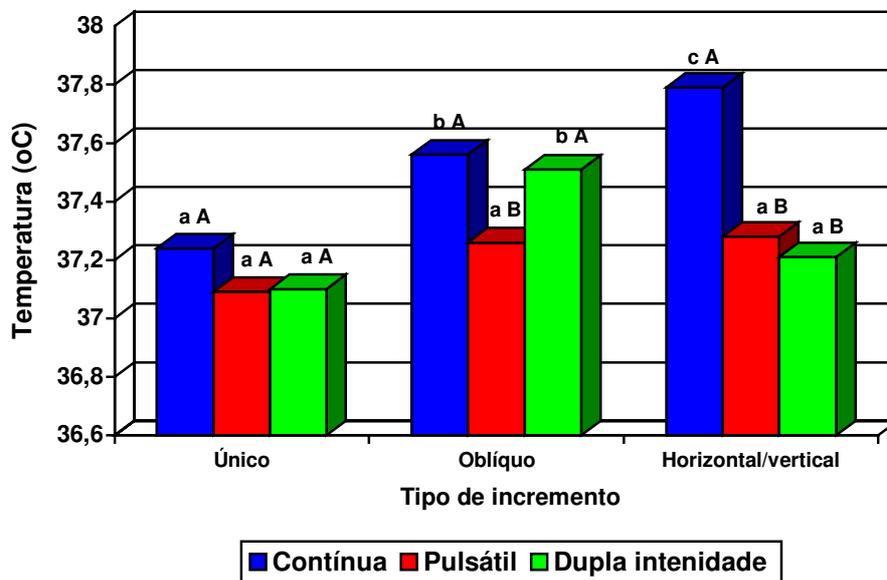


Figura 13 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) na interação tipo de incremento-tipo de fotoativação, independente do fator fase da restauração.

A Tabela 7 e a Figura 14 mostram que na interação tipo de incremento-fase restauradora, independente do fator tipo de fotoativação, o calor desenvolvido pelo 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 restauradora aplicação do adesivo foi significativamente menor. Para as fases restauradoras não houve diferença estatística entre aplicação do adesivo e fotoativação do adesivo, entretanto na fotoativação do compósito, o incremento único foi significativamente menor quando comparado com os demais tipos de incremento.

Tabela 7 - Médias de temperatura (°C) na interação fator fase restauradora-tipo de incremento, independente do fator tipo de fotoativação.

Fase restauradora	Tipo de incremento		
	Único	Oblíquo	Horizontal/ Vertical
Aplicação do adesivo	36,68 (0,41) a A	36,89 (0,19) a A	36,89 (0,08) a A
Fotoativação do adesivo	37,54 (0,47) c A	37,73 (0,43) b A	37,72 (0,46) b A
Fotoativação do compósito	37,20 (0,46) b A	37,71 (0,53) b B	37,67 (0,54) b B

Letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas em linha representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey, em nível de 5% de significância.

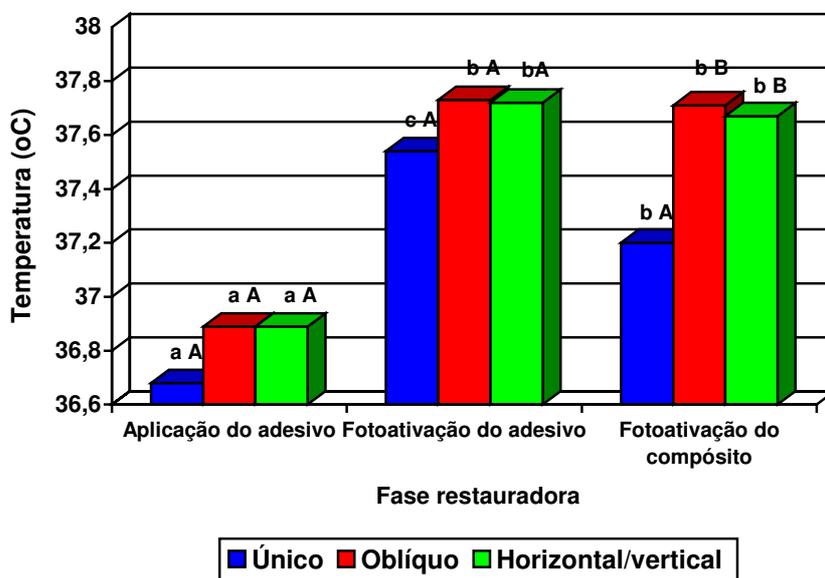


Figura 14 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) na interação fator fase restauradora-tipo de incremento, independente do fator tipo de fotoativação.

A Tabela 8 e a Figura 15 mostram que em todos os tipos de fotoativações não houve diferença estatística no calor gerado pelas fotoativações do adesivo e do compósito, diferindo estatisticamente apenas na fase aplicação do adesivo. Para as fases fotoativação do adesivo e fotoativação do compósito, o calor produzido pela luz contínua foi significativamente maior, enquanto que na aplicação do adesivo não houve diferença estatística.

Tabela 8 - Médias de temperatura (°C) na interação tipo de fotoativação-fase restauradora, independente do fator tipo de incremento.

Fase restauradora	Tipo de fotoativação		
	Contínua	Pulsátil	Dupla intensidade
Aplicação do adesivo	36,79 (0,19) a A	36,88 (0,18) a A	36,80 (0,13) a A
Fotoativação do adesivo	37,92 (0,53) b A	37,47 (0,32) b B	37,60 (0,39) b B
Fotoativação do compósito	37,88 (0,55) b A	37,27 (0,33) b B	37,43 (0,57) b B

Letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas em linha representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância.

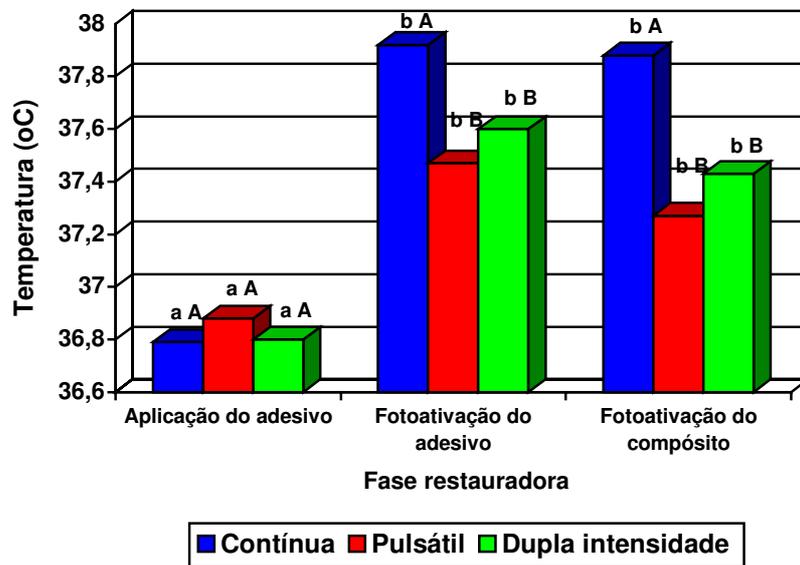


Figura 15 - Ilustração gráfica das médias de temperatura (°C) na interação tipo de fotoativação-fase restauradora, independente do fator tipo de incremento.

6 - DISCUSSÃO

A ativação dos compósitos por luz visível também pode contribuir para aumentar a temperatura no interior da câmara pulpar, causando possíveis danos à polpa (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988).

O aumento da intensidade da luz pode elevar a temperatura durante a polimerização, devido a maior energia de radiação fornecida pelo aparelho fotoativador (Hansen & Asmussen, 1993). Quando a espessura da dentina residual for mínima em cavidades sem forramento e a intensidade da ativação for alta, o tempo de irradiação para fotoativação do adesivo deve ser mínimo (Shortall & Harrington, 1998).

Diferentes aumentos de temperatura nas resinas compostas fotoativadas pelos métodos LED, PAC e luz visível, com interposição de um disco de dentina com 0,5mm de espessura, foram maiores com a luz halógena (Schneider *et al.*, 2005). Por outro lado, aumentos de temperaturas excedendo 5,5°C são consideradas inaceitáveis para o tecido pulpar porque poderiam causar danos pulpares (Zach & Cohen, 1965).

Observando a Tabela 3 e a Figura 10 verifica-se que no fator tipo de incremento, independente dos demais fatores, o incremento único mostrou média de temperatura significativamente menor que os dois tipos de incrementos múltiplos. Em decorrência do volume de compósito que se polimeriza num único incremento, parte do calor gerado por unidade de área seria amenizado ou dissipado pelas camadas polimerizadas que se encontram mais distantes da câmara pulpar. Nessas condições, o material polimerizado funcionou como estrutura dispersiva do calor, dificultando ou impedindo que o calor produzido (reação + luz) atingisse a câmara pulpar com maior eficiência. Baseado na hipótese da dissipação de calor é possível que parte do calor gerado tenha se dissipado através das paredes laterais da cavidade para o interior da dentina e através da parede virtual para o meio ambiente.

Segundo Masutani *et al.* (1988), quando polimerizadas por um mesmo aparelho fotoativador, diferentes resinas mostraram diferentes aumentos de temperatura, devido às diversas concentrações de reagentes entre os materiais. Durante a fotoativação existem desigualdades nos níveis de penetração de luz em compósitos diferentes, dependentes da absorção e reflexão da luz pelas partículas de carga. Passando através do compósito que se polimeriza, a luz sendo absorvida e refletida perde intensidade, reduzindo a eficiência destinada à polimerização (Rueggberg *et al.*, 1994; Knezevic *et al.*, 2001). Nessas condições, o calor disponível possivelmente será menor e terá maior dificuldade para atingir a câmara pulpar.

Pelos resultados da Tabela 4 e Figura 11, no fator tipo de fotoativação, independente dos demais fatores, a ativação por luz contínua mostrou valor médio de registro de temperatura estatisticamente superior aos demais tipos de luz. Segundo Hannig & Bott (1999), o risco de uma injúria pulpar seria maior quando o compósito fosse ativado pela luz halógena com alta intensidade de energia, quando comparado com a de baixa energia. Devido à lenta formação de polímeros e ligações cruzadas na reação de polimerização, os métodos por luz pulsátil e por dupla intensidade de luz produziram calor intermitente que foi facilmente dissipado durante o processo de polimerização. Esse fato parece confirmar as assertivas desses autores, quando se compara este resultado com o calor produzido pela fotoativação por luz contínua.

Os dados da Tabela 5 e da Figura 12 mostram que no fator fase restauradora, independente dos fatores tipo de incremento e tipo de ativação, a temperatura registrada durante a fotoativação do adesivo foi maior que as observadas durante a aplicação do adesivo e na ativação do compósito. Este resultado deve ter ocorrido devido à íntima proximidade do adesivo com a câmara pulpar, em que pese o volume do adesivo que se polimeriza ser pequeno e, provavelmente, também com evidente maior dissipação do calor. Nessas condições, o adesivo polimerizado poderia funcionar como isolante do calor produzido pela polimerização do compósito, razão pela qual a temperatura

registrada foi menor. A diminuição de temperatura ocorrida na câmara pulpar durante a aplicação do adesivo foi devido ao fato do material estar em temperatura ambiente ($\pm 25\text{ }^{\circ}\text{C}$) e a câmara pulpar a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ (ambiente da capela).

Hanning & Bott (1999), medindo a temperatura que atingia a câmara pulpar em cavidades com 1 mm de espessura, durante a polimerização do compósito, verificaram que os níveis de temperatura com diferentes aparelhos fotoativadores variaram de $2,9 \pm 0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $7,8 \pm 0,90\text{ }^{\circ}\text{C}$. Nesse referido trabalho, o compósito ficava em contato direto com a dentina da parede pulpar, razão pela qual a temperatura que atingiu a câmara pulpar foi maior que os resultados deste trabalho, que mantinha uma camada de adesivo se interpondo entre o compósito e a parede pulpar.

Outro fato que poderia influenciar a quantidade de calor que atinge a câmara pulpar seria a espessura da camada de dentina remanescente que a separa do adesivo. Shortall & Harrington (1998) verificaram que o calor registrado na cavidade vazia excedia o calor produzido na polimerização de um incremento de compósito com 2mm de espessura, devido à capacidade atenuante do material exceder o efeito exotérmico da polimerização, na base da parede pulpar. Isto significa que maior injúria pulpar ocorreria na polimerização do adesivo, quando comparado com a da resina composta. Neste trabalho, a maior temperatura registrada na câmara pulpar foi durante a fotoativação do adesivo, o que comprova a hipótese desses autores.

Quando se avaliou a interação tipo de incremento-tipo de fotoativação, independente da fase restauradora (Tabela 6 e Figura 13) observou-se que na fotoativação por luz contínua, o maior calor que atingiu a câmara pulpar foi promovido pela ativação do incremento horizontal/verticais, estatisticamente diferente dos demais tipos de incremento. Na dupla intensidade, o maior registro de temperatura foi com o incremento oblíquo, estatisticamente diferente dos demais. Portanto ambas temperaturas geradas por incrementos múltiplos estão em coerência com os resultados da Tabela 3 e respectivas hipóteses descritas para o ocorrido.

Os valores de calor registrados na câmara pulpar para todos os tipos de incremento fotoativados com luz pulsátil foram sem diferença estatística. Este fato provavelmente ocorreu devido à ativação intermitente que facilitou a dispersão do calor à medida que a luz era desativada, resultando em valores similares de calor. Quando a luz intermitente estava desativada ocorria queda da temperatura que se repetia ao longo do ciclo, e a temperatura final que atingiu a câmara pulpar seria proveniente do menor volume de monômero que se polimerizava no final do processo. Os três tipos de fotoativações promoveram temperaturas sem diferença estatística significativa quando o incremento único foi fotoativado. Isto parece significar que não houve influência do tipo de fotoativação sobre o incremento único porque o processo exotérmico da polimerização é um fator secundário no aumento da temperatura (Lloyd *et al.*, 1986). Nos incrementos oblíquo e horizontal/verticais, as temperaturas geradas na interação com os tipos de fotoativação são coerentes com os resultados da Tabela 4, onde os menores resultados foram para as fotoativações pulsátil e por dupla intensidade de luz. Especula-se que na técnica incremental, camadas mais finas fotoativadas por 20 segundos reduziram o aumento da temperatura (Hassen & Asmussen, 1993). Embora camadas mais finas sejam mais aquecidas do que camadas mais espessas (Lloyd *et al.*, 1986), não existe relação direta com o calor que atinge a câmara pulpar, porque outros fatores como proximidade da parede pulpar, espessura da dentina e processo de dissipação do calor estão inter-relacionados.

A Tabela 7 e Figura 14 mostram que na interação tipo de incremento-fase restauradora, o calor desenvolvido pelo incremento único que atingiu a câmara pulpar foi maior na fotoativação do adesivo, seguido pela fotoativação do compósito e aplicação do adesivo. Os valores do calor registrado em decorrência do incremento único estão coerentes com o discutido na Tabela 5, envolvendo o fenômeno da dissipação do calor e a proximidade da câmara pulpar. Nas restaurações com incrementos múltiplos não houve diferença significativa no calor que atingiu a câmara pulpar entre fotoativações do adesivo e do compósito. Esses resultados parecem comprovar que as temperaturas geradas nas fotoativações do

adesivo e do compósito não foram influenciadas pelo tipo de posicionamento dos incrementos na cavidade ou pela espessura da camada do incremento, mesmo que se especule que camadas mais finas possam gerar maior calor (Lloyd *et al.*, 1986). Para um dente individual, é quase impossível prever o aumento clínico da temperatura que possa ocorrer durante a restauração com compósito. Em geral, quanto maior a espessura da dentina remanescente e menor o tempo de ativação, menor será o aumento da temperatura (Loney & Price, 2001). Não houve diferença estatística significativa na aplicação do adesivo quando os tipos de incremento foram avaliados. O mesmo resultado ocorreu na fotoativação do adesivo, mostrando a influência da relação proximidade do adesivo à dentina remanescente e calor que atingiu a câmara pulpar, independente do tipo de incremento e da fase restauradora. Na fotoativação do compósito, o menor calor que atingiu a câmara pulpar foi promovido pelo incremento único, enquanto os incrementos múltiplos promoveram índices de calor sem diferença estatística significativa, coerente com os resultados discutidos com base na Tabela 3. De acordo com McCabe (1985), acima de uma espessura crítica não seria possível atingir 100% de polimerização, mesmo com maior tempo de exposição à luz. Por analogia, o calor desenvolvido pelo incremento único que atingiu a câmara pulpar foi, proporcionalmente, menor que os promovidos pelos incrementos múltiplos.

A Tabela 8 e a Figura 15 mostram que em todas fotoativações não houve diferença estatística no calor que atingiu a câmara pulpar, gerado pelas fotoativações do adesivo e do compósito. Este resultado mostra a função isolante do adesivo polimerizado, quando o compósito se polimerizou por meio dos 3 tipos de fotoativação. Não houve diferença estatística significativa quando a aplicação do adesivo foi analisada em relação ao tipo de ativação. Houve diferença estatística significativa no calor que atingiu a câmara pulpar nas fases restauradoras fotoativação do adesivo e do compósito entre fotoativação contínua e as ativações pulsátil e por dupla intensidade de luz, ambos iguais entre si.

Os resultados deste trabalho parecem indicar que os métodos incrementais polimerizados por uma moderada intensidade de luz somente teriam influência

para reduzir a tensões de contração da polimerização. Entretanto, na produção de calor que atingiu a câmara pulpar, o tipo incremental e os tipos de fotoativação não seriam fatores de relevante importância.

7 – CONCLUSÃO

Com base nos resultados analisados e discutidos foi possível concluir que:

- 1 - O calor promovido pela fotoativação do incremento único que atingiu a câmara pulpar foi menor que o ocasionado pela fotoativação dos incrementos múltiplos.
- 2 - A luz contínua promoveu maior calor que a luz pulsátil e a de dupla intensidade de luz.
- 3 - Na fase restauradora, o maior calor que atingiu a câmara pulpar foi promovido pela fotoativação do adesivo.
- 4 - Na interação tipo de incremento-tipo de fotoativação, o incremento horizontal/verticais promoveu maior calor com a fotoativação por luz contínua, o incremento oblíquo com a dupla intensidade de luz e não houve diferença entre os tipos de incremento com a luz pulsátil. Os tipos de fotoativação não influenciaram o calor produzido pelo incremento único, a luz pulsátil produziu menor calor no incremento oblíquo e a luz contínua promoveu maior calor no incremento horizontal/verticais.
- 5 - Na interação fase restauradora-tipo de incremento, a fotoativação do adesivo produziu maior calor no incremento único e para os incrementos múltiplos não houve diferença entre a fotoativação do adesivo e do compósito. O fator tipo de incremento exerceu influência somente na fotoativação do compósito.
- 6 - Na interação tipo de fotoativação-fase restauradora, não houve influência dos tipos de fotoativação nas fases fotoativação do adesivo e do compósito. A luz contínua promoveu maior calor na fotoativação do adesivo e do compósito, quando comparado com os demais tipos de fotoativação.

REFERÊNCIAS*

Anusavice KJ. Resinas para restauração. In: Anusavice KJ. **Phillips materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. cap.12, p.161-77.

Asmussen E. Composite restorative resins: composition versus wall-to-wall polymerization contraction. **Acta Odontol Scand**. 1975; 16(4): 337-44.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silano treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil metacrylate. US Patent; 1962. *Apud* Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur J Oral Sci**. 1997; 105(2): 97-116.

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 Col**. 1976; 17(2): 101-5.

De Lange C, Bausch JR, Davidson CL. The curing pattern of photo-initiated dental composites **J Oral Rehabil**. 1980; 7(5): 369-77.

Eakle WS, Ito RK. Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. **Quintessence Int**. 1990; 21(5): 369-74.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline

Feilzer AJ, Dooren LH, De Gre 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.

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.

Hilton TJ, Schwartz RS, Ferracane JL. Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int.* 1997; 28(2): 135-44.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(6): 586-91.

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, Orlowski JA, Rogers BJ. A comparison of ultraviolet-curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. *Int 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.

Lovell LG, Newman SM, Bowaman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylates dental resins. **J Dent Res.** 1999; 78(8): 1469-76.

Masutani S, Setcos JC, Schinell 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.

Neiva IF, Andrada MA, Baratieri LN, Monteiro Junior S, Ritter AV. An *in vitro* study of effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. **Oper Dent.** 1998; 23(6): 282-9.

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

Obici AC. **Avaliação da contração de polimerização a través da mensuração da fenda formada entre o compósito e metal utilizando três técnicas de fotoativação** [dissertação]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2000.

Obici AC, Sinhoretí MA, Goes MF, Consani S, Correr Sobrinho L. Effect of the Photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. **Oper Dent.** 2002; 27(2): 192-7.

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

Pimenta LAF. **Avaliação da microinfiltração em restaurações de classe II em compósito realizadas com duas técnicas diferentes de inserção** [tese – Livre Docência]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 1999.

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.

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

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent.** 1994; 19(1): 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, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent*. In press.

Shortall AC, Harrinton E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil*. 1998; 25(12): 908-13.

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 on two restorative systems. *J Dent* 1995; 23(3): 183-9.

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: 515-30.

APÊNDICE

Valores originais em graus Celsius.

Valores originais de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) para o incremento único fotoativado por luz halógena contínua.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito
1	36,7	37,6	37,9
2	36,7	37,9	36,9
3	36,7	37,3	37,0
4	36,5	37,0	37,5
5	36,5	37,5	37,9
6	36,5	38,2	37,5
7	36,6	37,2	37,8
8	36,5	37,1	36,7
9	36,6	37,9	37,5
10	36,5	39,0	38,1

Valores originais de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) para o Incremento único fotoativado por luz halógena com dupla intensidade.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito
1	36,8	37,6	36,5
2	36,6	37,1	36,1
3	36,7	37,4	36,8
4	36,5	38,0	37,0
5	36,7	37,6	37,4
6	36,9	37,7	37,5
7	36,5	37,0	37,7
8	36,8	37,2	37,2
9	36,7	37,7	37,5
10	36,7	38,2	37,0

Valores originais de temperatura (°C) para o incremento único fotoativado por luz halógena intermitente.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito
1	36,9	37,4	36,9
2	36,7	37,8	37,2
3	36,9	37,5	37,3
4	36,7	38,1	37,5
5	36,5	36,8	36,5
6	36,9	37,8	37,5
7	36,7	37,2	36,8
8	36,9	37,5	37,2
9	36,8	37,0	36,8
10	36,9	37,0	37,0

Valores originais de temperatura (°C) para os incrementos oblíquos fotoativados por luz halógena contínua.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito (1º inc.)	Fotoativação do compósito (2º inc.)	Fotoativação do compósito (3º inc.)
1	36,6	37,5	37,1	36,5	36,2
2	36,6	38,7	38,5	38,5	37,7
3	37,0	37,6	37,9	37,8	37,5
4	36,9	38,0	37,7	37,4	37,3
5	36,9	37,8	37,9	38,1	37,6
6	36,7	38,0	38,1	37,5	37,0
7	36,9	37,5	37,9	37,9	37,7
8	36,9	38,3	38,2	38,4	37,7
9	37,0	37,6	37,6	37,6	37,6
10	37,0	38,2	38,0	37,8	37,2

Valores originais de temperatura (°C) para os incrementos oblíquos fotoativados por luz halógena com dupla intensidade.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito (1^o inc.)	Fotoativação do compósito (2^o inc.)	Fotoativação do compósito (3^o inc.)
1	37,0	37,3	37,3	37,0	36,7
2	36,8	38,1	38,3	37,9	36,6
3	36,8	38,1	38,5	38,3	37,5
4	36,8	37,2	37,5	37,4	36,8
5	36,7	38,1	38,7	38,4	37,8
6	36,8	38,6	38,7	38,3	38,1
7	37,0	37,5	37,4	37,2	37,1
8	36,8	38,3	37,9	37,8	37,3
9	36,9	37,6	37,4	37,2	36,8
10	36,7	37,3	37,2	37,0	36,8

Valores originais de temperatura (°C) para os incrementos oblíquos fotoativados por luz halógena intermitente.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito (1^o inc.)	Fotoativação do compósito (2^o inc.)	Fotoativação do compósito (3^o inc.)
1	36,8	37,4	37,2	37,2	36,9
2	37,0	37,5	37,5	37,0	36,6
3	37,0	37,5	37,7	37,7	37,2
4	37,0	37,3	37,1	37,0	36,6
5	37,0	37,4	37,0	36,6	36,5
6	36,9	38,0	38,0	37,5	37,0
7	36,8	37,2	37,0	36,7	36,6
8	36,8	37,1	37,0	36,9	36,6
9	37,7	37,3	37,1	36,7	36,5
10	36,9	38,0	37,7	37,0	36,5

Valores originais de temperatura (°C) para os incrementos horizontal/verticais fotoativados por luz halógena contínua.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito (1^o inc.)	Fotoativação do compósito (2^o inc.)	Fotoativação do compósito (3^o inc.)
1	37,0	38,2	37,7	37,3	37,3
2	37,0	37,6	37,8	37,9	37,9
3	36,8	38,4	38,4	38,4	37,8
4	37,0	39,0	39,0	39,1	38,7
5	37,0	37,8	37,9	37,5	37,1
6	36,9	39,0	39,2	38,7	38,1
7	37,0	38,1	38,5	38,3	38,0
8	36,9	38,0	37,8	37,6	37,1
9	37,0	38,0	38,0	37,8	37,0
10	36,8	37,8	37,9	38,0	37,7

Valores originais de temperatura (°C) para os incrementos horizontal/verticais fotoativados por luz halógena com dupla intensidade.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito (1^o inc.)	Fotoativação do compósito (2^o inc.)	Fotoativação do compósito (3^o inc.)
1	37,0	37,5	37,3	37,0	36,6
2	37,0	37,1	36,9	36,9	36,7
3	36,9	37,4	37,5	37,5	36,9
4	36,8	37,9	37,9	37,9	37,2
5	36,9	37,4	37,3	36,8	36,8
6	36,8	37,5	37,5	37,0	36,6
7	36,7	37,2	37,1	36,9	36,6
8	37,0	37,4	37,1	37,1	36,7
9	36,9	37,7	37,4	37,0	36,7
10	36,8	37,4	37,3	36,9	36,7

Valores originais de temperatura (°C) para os incrementos horizontal/verticais fotoativados por luz halógena intermitente.

Corpo de Prova	Aplicação do adesivo	Fotoativação do adesivo	Fotoativação do compósito (1^o inc.)	Fotoativação do compósito (2^o inc.)	Fotoativação do compósito (3^o inc.)
1	36,9	37,6	37,3	37,1	36,8
2	36,9	37,3	37,2	36,9	36,7
3	36,9	37,2	37,1	36,8	36,6
4	36,8	37,5	37,6	37,0	36,9
5	36,8	38,1	37,4	37,0	36,8
6	37,0	37,7	37,7	37,5	36,9
7	36,9	37,3	37,3	37,0	36,6
8	36,9	37,5	37,5	37,3	36,9
9	36,9	37,6	37,7	37,5	36,9
10	36,8	37,6	37,5	37,0	36,7

Análise Estatística – Variações térmicas ocorridas na câmara pulpar.

Nome dos fatores:

Fator	Nome
A	Tipo de incremento
B	Tipo de fotoativação
C	Fase restauradora

Quadro da análise de variância.

Causas da variação	G. L.	S. Q.	Q. M.	VALOR F	Prob. >F
Tipo de incremento	2	5,1952725	2,5976363	20,9596	0,00001
Tipo de fotoativação	2	5,2237667	2,6118833	21,0745	0,00001
Fase restauradora	2	36,7784994	18,3892497	148,3775	0,00001
Inc. X Fot.	4	2,6979973	0,6744993	5,4423	0,00055
Inc. X Rest.	4	1,1413383	0,2853346	2,3023	0,04833
Fot. X Res.	4	4,2568611	1,0642153	8,5868	0,00002
Inc. X Fot. X Res.	8	1,3853300	0,1731663	1,3972	0,19752
Resíduo	243	30,1163335	0,1239355		
Total	269	86,7953987			

Média Geral = 37,341480

Coefficiente de variação = 0,943%

Teste de Tukey para médias tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	90	37,446666	37,446666	b	B
Hori/Vert	90	37,432222	37,432222	b	B
Único	90	37,145557	37,145557	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de incremento dentro da luz contínua no fator tipo de fotoativação.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	30	37,566666	37,566666	b	B
Hori/Vert	30	37,793333	37,793333	c	B
Único	30	37,243335	37,243335	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de incremento dentro da luz dupla intensidade no fator tipo de fotoativação.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	30	37,510000	37,510000	b	B
Hori/Vert	30	37,219999	37,219999	a	A
Único	30	37,103336	37,103336	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de incremento dentro da luz pulsátil no fator tipo de fotoativação.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	30	37,263334	37,263334	a	A
Hori/Vert	30	37,283333	37,283333	a	A
Único	30	37,090000	37,090000	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação dentro do incremento único no fator tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	30	37,243335	37,243335	a	A
Dupla intensidade	30	37,103336	37,103336	a	A
Pulsátil	30	37,090000	37,090000	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação dentro do incremento horizontal/vertical no fator tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	30	37,793333	37,793333	a	A
Dupla intensidade	30	37,219999	37,219999	b	B
Pulsátil	30	37,283333	37,283333	b	B

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação dentro do incremento oblíquo no fator tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	30	37,566666	37,566666	a	A
Dupla intensidade	30	37,510000	37,510000	a	A B
Pulsátil	30	37,263334	37,263334	b	B

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	90	37,534445	37,534445	a	A
Dupla intensidade	90	37,277778	37,277778	b	B
Pulsátil	90	37,212223	37,212223	b	B

Teste de Tukey para médias tipo de incremento dentro da fase aplicação do adesivo no fator fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	30	36,890000	36,890000	a	A
Hori/Vert	30	36,899999	36,899999	a	A
Único	30	36,686667	36,686667	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de incremento dentro da fase fotoativação do adesivo no fator fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	30	37,733332	37,733332	a	A
Hori/Vert	30	37,726666	37,726666	a	A
Único	30	37,543336	37,543336	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de incremento dentro da fase fotoativação do compósito no fator fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Oblíquo	30	37,716667	37,716667	b	B
Hori/Vert	30	37,670000	37,670000	b	B
Único	30	37,206668	37,206668	a	A

Teste de Tukey para médias fase restauradora dentro do incremento único no fator tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	30	36,686667	36,686667	a	A
Fotoativação do adesivo	30	37,543336	37,543336	c	C
Fotoativação do compósito	30	37,206668	37,206668	b	B

Teste de Tukey para médias fase restauradora dentro do incremento horizontal/vertical no fator tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	30	36,899999	36,899999	a	A
Fotoativação do adesivo	30	37,726666	37,726666	b	B
Fotoativação do compósito	30	37,670000	37,670000	b	B

Teste de Tukey para médias fase restauradora dentro do incremento oblíquo no fator tipo de incremento.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	30	36,890000	36,890000	a	A
Fotoativação do adesivo	30	37,733332	37,733332	b	B
Fotoativação do compósito	30	37,716667	37,716667	b	B

Teste de Tukey para médias fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	90	36,825555	36,825555	a	A
Fotoativação do adesivo	90	37,667778	37,667778	c	B
Fotoativação do compósito	90	37,531112	37,531112	b	B

Teste de Tukey para médias fase restauradora dentro da luz contínua no fator tipo de fotoativação.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	30	36,790000	36,790000	a	A
Fotoativação do adesivo	30	37,926666	37,926666	b	B
Fotoativação do compósito	30	37,886667	37,886667	b	B

**Teste de Tukey para médias fase restauradora dentro da luz dupla
intensidade no fator tipo de fotoativação.**

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	30	36,800000	36,800000	a	A
Fotoativação do adesivo	30	37,603335	37,603335	b	B
Fotoativação do compósito	30	37,430000	37,430000	b	B

**Teste de Tukey para médias fase restauradora dentro da luz pulsátil no fator
tipo de fotoativação.**

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Aplicação do adesivo	30	36,473334	36,800000	a	A
Fotoativação do adesivo	30	37,603335	37,603335	b	B
Fotoativação do compósito	30	37,276668	37,430000	b	B

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação dentro da fase aplicação do adesivo no fator fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	30	36,790000	36,790000	a	A
Dupla intensidade	30	36,800000	36,800000	a	A
Pulsátil	30	36,886666	36,886666	a	A

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação dentro da fase fotoativação do adesivo no fator fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	30	37,926666	37,926666	a	A
Dupla intensidade	30	37,603335	37,603335	b	B
Pulsátil	30	37,473334	37,473334	b	B

Teste de Tukey para médias tipo de fotoativação dentro da fase fotoativação do compósito no fator fase restauradora.

Nome	Num.Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
Contínua	30	37,886667	37,886667	a	A
Dupla intensidade	30	37,430000	37,430000	b	B
Pulsátil	30	37,276668	37,276668	b	B