

Dario Raimundo Segreto

INFLUÊNCIA DA MODULAÇÃO DA ENERGIA
LUMINOSA E DA DENSIDADE ENERGÉTICA SOBRE
A RESISTÊNCIA DA UNIÃO DE RESTAURAÇÕES DE
COMPÓSITOS FOTOATIVADOS POR LED OU LUZ DE
LÂMPADA HALÓGENA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Materiais Dentários.

Piracicaba
2005

Dario Raimundo Segreto

INFLUÊNCIA DA MODULAÇÃO DA ENERGIA
LUMINOSA E DA DENSIDADE ENERGÉTICA SOBRE
A RESISTÊNCIA DA UNIÃO DE RESTAURAÇÕES DE
COMPÓSITOS FOTOATIVADOS POR LED OU LUZ DE
LÂMPADA HALÓGENA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Evandro Piva

Prof^a. Dr^a. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

**Piracicaba
2005**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Se38i

Segreto, Dario Raimundo.

Influência da modulação da energia luminosa e da densidade energética sobre a resistência da união de restaurações de compósitos fotoativados por LED ou luz de lâmpada halógena. / Dario Raimundo Segreto. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Mário Alexandre Coelho Sinhoreti.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas compostas. 2. Propriedades físicas. 3. Polímeros. I. Sinhoreti, Mário Alexandre Coelho. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Influence of light intensity and power density modulation on the bond strength of composites restoration light cured with LED and Quartz Tungsten Halogen

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Composite resins; Physical properties; Polymers

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca examinadora: Evandro Piva; Marcela Rocha de Oliveira Carrilho; Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Data da defesa: 25/02/2005

Em nossas vidas, derrotas e conquistas vêm e vão naturalmente com o passar do tempo...

Porém, existem alguns compromissos que são eternamente importantes e imprescindíveis para a evolução e perpetuação harmônica da humanidade: a fé, o amor, a liberdade e a ciência.

Dedico este trabalho

A Deus, Senhor de toda a vida e sabedoria.

Aos meus pais, **Dario** e **Neide**, que em muitas ocasiões renunciaram às suas próprias realizações para vivenciarem cada momento do meu caminho rumo aos meus ideais, não permitindo assim que as dificuldades ou até mesmo o cansaço me atingissem durante minhas conquistas. Agradeço profundamente pelo amor incondicional e pelo incentivo constante, que contribuíram determinadamente para minha formação acadêmica, e que me tornaram também um homem de caráter e sedento por sabedoria e ciência.

À minha irmã, **Adriana**, pelo exemplo de coragem e determinação com os quais sempre encarou sua vida pessoal e profissional, além de em todos os momentos se fazer presente, ainda que a distância física entre nós seja enorme.

Ao meu irmão caçula, **Renato**, que com atitudes e palavras memoráveis, me ensinou que o respeito e a consideração pelo próximo transcendem muitas vezes a razão.

À minha noiva, **Priscila**, que desde os primeiros momentos do nosso relacionamento se revelou fiel aos seus sentimentos em relação a mim e hoje me concede a realização do maravilhoso sonho de ser pai e me sentir verdadeiramente amado e completo. Eu te amo.

Ao meu filho que está por vir à luz e que desde já me estimula a ter cada vez mais responsabilidade e principalmente a sonhar com um futuro próspero e cheio de felicidades e realizações.

À memória de meus avós paternos, **José e Ângela**, e maternos, **Licir e Ruth**, que enquanto vivos nortearam meus passos com muito amor e carinho. Eu sinto ainda a presença deles em minha vida!

A todos os meus familiares que nestes meus 32 anos de vida constituíram o alicerce que me fortaleceu e me guiou rumo aos bons costumes.

A todos os meus amigos que sempre se mantiveram presentes no decorrer de minha história de vida.

Agradecimento especial

Ao Prof. Doutor Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Professor Associado da Área Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, que de maneira excepcional contribuiu para realização deste trabalho científico, norteando meus passos de maneira singular rumo aos acertos que um trabalho como este exige. Agradeço também pela amizade e confiança depositada em mim, pelo exemplo de dignidade e competência profissionais, além da orientação segura e incentivo constante dedicados a minha formação e crescimento profissional e pessoal.

“Um professor digno e competente não é aquele que avalia e dá a nota ao aluno, mas sim aquele que sabe ensinar até os menos capacitados”.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do seu diretor Prof. Dr. Thalles Rocha de Matos Filho e do diretor associado Prof. Dr. Mario Fernando de Goes pelo acolhimento e incentivo ímpar a pesquisa e ao desenvolvimento científico e tecnológico no ramo da Odontologia.

À Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão de bolsa de estudo e suporte financeiro que possibilitaram a realização deste trabalho científico. Agradeço também às contribuições dirigidas à constituição de um Curso de Pós-Graduação com excelente infra-estrutura e suporte técnico.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, pesquisador exemplar, que dedicou toda sua vida profissional a docência e ao desenvolvimento da Odontologia com sabedoria e seriedade distintas. Serei eternamente grato pelos ensinamentos e serenidade passados durante o decorrer do Curso de Mestrado.

Ao Prof. Dr. Mario Fernando de Goes, minha profunda admiração pela competência científica, pela filosofia de trabalho que adota como profissional de saúde, docente e pesquisador. Agradeço também os valiosos conhecimentos transmitidos durante o curso, que em muito contribuíram na confecção deste trabalho científico.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, pela confiança em mim depositada, pela inestimável amizade e hospitalidade cultivadas nestes anos de convívio e principalmente pela colaboração incondicional em todos os momentos difíceis que vivi aqui, bem como na orientação de meus passos como pesquisador.

À Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani, pela colaboração em minha formação científica durante o Curso de Mestrado e também pelo carinho e amizade com que se dirige aos alunos para manifestar seus conhecimentos e assim ensinar.

.

À Prof. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho pela contribuição científica marcante e envolvimento que demonstrou durante o curso, além de se mostrar também uma profissional capacitada e amiga.

Ao engenheiro Marcos Blanco Cangiani, técnico especializado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, verdadeiro exemplo de trabalho e dedicação, pela colaboração na confecção dos dispositivos moduladores da intensidade de luz utilizados neste trabalho e pela orientação na execução da documentação fotográfica do material didático aqui exposto.

À Sra. Selma A. Barbosa Segalla, secretária da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela disposição, simpatia e bom humor dispensados em todas as ocasiões em que se fez necessário sua ajuda.

À bibliotecária Marilene Girello, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela preciosa orientação nas referências bibliográficas deste trabalho.

À Viviane Cristina da Luz, minha amiga inestimável que nos últimos 6 anos acompanhou de perto meu “caminho” como Cirurgião Dentista, e se revelou uma profissional exemplar, perseverante, determinada e perfeitamente responsável durante minha ausência. Viviane, hoje posso afirmar com toda certeza que você é muito importante para mim e que é parte integrante da minha família e da minha vida. Estarei sempre disposto a ajudá-la no que você precisar.

Ao meu grande amigo Evandro Piva que muito me ensinou sobre honestidade e convivência, além de contribuir diretamente para o meu aprendizado e formação como

aluno de pós-graduação. Piva eu te agradeço muito pela serenidade que reinou durante nosso convívio aqui em Piracicaba e quero registrar também a profunda admiração que tenho por você. Desejo-te muita prosperidade e sucesso.

Aos colegas do curso de mestrado Ana Flávia, Juliana, Cíntia, Osvaldo, Tango, Américo, Muzzili, Vinicius, Luis Felipe e Ricardo pelo convívio sempre amistoso, pelo companheirismo e principalmente pela amizade construída. Agradeço também a disposição de ajudar em momentos difíceis. Muito obrigado.

Aos colegas do curso de doutorado Luciana, Mônica, Daniela, Rogério, Murilo, pelo convívio bem humorado e companheirismo. Agradeço especialmente também, o amigo Giovani que me mostrou o caminho para minha jornada até aqui. Obrigado por tudo.

À KG-Sorensen, representada pela funcionária Adriana, pela doação das brocas utilizadas neste estudo, pois essa postura demonstrou a seriedade e preocupação com que essa empresa trata a qualidade de seus produtos e o desenvolvimento científico a partir do incentivo à pesquisa.

A todos aqueles que indiretamente também contribuíram de alguma maneira para concretização deste projeto.

Meus sinceros agradecimentos

Sumário

Resumo	1
Abstract	3
1. Introdução	4
2. Revisão da literatura	8
3. Proposição	56
4. Materiais e Método	57
4.1 Materiais	57
4.2 Métodos	59
4.2.1 Preparo dos dentes	59
4.2.2 Posicionamento e fixação dos dentes em resina acrílica	60
4.2.3 Padronização dos preparos cavitários	61
4.2.4 Confecção das restaurações e distribuição em grupos	63
4.2.5 Confecção dos corpos-de-prova para o teste <i>push out</i>	66
4.2.6 Ensaio mecânico de resistência de união	67
4.2.7 Análise estatística	68
5. Resultados	69
6. Discussão	74
7. Conclusão	78
8. Referencias	79
9. Anexos	87

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da variação da densidade de energia na resistência da união de compósitos odontológicos à estrutura dental, a partir da interação intensidade de luz versus tempo de exposição, com diferentes fontes de luz. Foram confeccionados 260 preparos cavitários classe V em incisivos bovinos, separados em 26 grupos (n = 10) que, na seqüência, foram restaurados com dois compósitos de marcas comerciais diferentes (Z250 - 3M/ESPE e Esthet-X - Dentsplay). As cavidades foram padronizadas (formato de “caixa com expulsividade emergente” configurando um tronco-cônico tridimensional com dimensões de 4 x 4 x 2,4 mm) e obtidas com ponta diamantada tronco-cônica 3131 (KG-Sorensen) com ângulo aproximado de 4º, montada em caneta de alta rotação adaptada a uma mesa de coordenadas. As restaurações foram confeccionadas em incremento único sendo a fotoativação realizada com aparelho de lâmpada halógena ou LED emitindo irradiância inicial de 700mW/cm² e 600mW/cm² respectivamente. Após o procedimento restaurador, seccionou-se longitudinalmente a coroa, respeitando-se o plano méσιο-distal e, em seguida, realizou-se desgaste cuidadoso, via câmara pulpar, da parede axial da cavidade restaurada, com a finalidade de expor totalmente a base menor da restauração. Os corpos-de-prova foram levados à máquina de ensaio universal Instron (modelo 4411) para realização do teste de *push-out*. A velocidade do teste foi de 0,5mm/min até a ruptura da união e os dados coletados em Kgf foram transformados em MPa e submetidos a análise de variância e comparados pelo teste de Tukey (5%). Os resultados mostraram que o compósito Z250 apresentou médias de resistência da união estatisticamente superiores (p<0,05) tanto para o aparelho de lâmpada halógena quanto para o LED em todas as simulações clínicas estudadas, quando comparado ao Esthet-X. O aparelho LED, para o compósito Z250, proporcionou valores de resistência da união estatisticamente superiores (p<0,05) quando comparados com à lâmpada halógena e para o Esthet-X isso não foi observado. De modo geral, a densidade de energia disponível durante a fotoativação mostrou ter maior influência na resistência da união que intensidade de luz em restaurações com alto Fator-C.

Palavras-chave: resina composta; resistência de união; fotoativação; densidade de energia; materiais dentários.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of the maintenance of the energy density by the light intensity and exposure time modulation, with different light sources, on the bond strength of dental composites to tooth structure. Two hundred and sixty expulsive box shaped Type V cavities (4 x 4 x 2.4mm) had been prepared in selected bovine incisors, which were divided in 26 groups (n=10) restored immediately with two composites of different brands (Z250 - 3M/ESPE and Esthet-X - Dentsply). Cavities were standardized (trapezoidal 3-D box shaped expulsive cavity with 4x4x2.4mm) and prepared with truncated diamond bur # 3131 (KG-Sorensen) with 4 degrees, mounted in air turbine adapted to a specific device. The restorations were bulk filled and light cured with halogen light or LED emitting irradiance of 700mW/cm² and 600mW/cm² respectively. After the restorative procedure, the specimens were longitudinally sectioned, respecting the mesio-distal plan. The axial wall of the cavities was ground *via* pulp chamber to completely expose the smaller base of the restoration. The samples were submitted to push-out test in a universal tester machine Instron (model 4411) with crosshead speed of 0.5mm/min. The data in Kgf were transformed in MPa, which were submitted to ANOVA and means compared by Tukey's test (5%). The results had shown that the composite Z250 presented higher bond strength means compared to Esthet-X in all tested conditions (p< 0.05), as with the halogen light as with LED. Moreover, for the composite Z250, light-curing with LED resulted in higher bond strength compared to halogen light (p< 0.05), what was not verified for Esthet-X. In general, the energy density supplied during light curing showed to be more important than light intensity in the bond strength of restorations with high C-factor.

Key-words: resin composite; bond strength; light-curing; energy density; dental materials

1. INTRODUÇÃO

Em meados da década de 60, foram introduzidos os primeiros compósitos odontológicos restauradores à base de Bis-GMA. Esses materiais, inovadores para a época, surgiram com a finalidade de substituir o cimento de silicato e as resinas acrílicas em casos onde a estética era primordial, como, por exemplo, cavidades de classe V em dentes anteriores (Bowen, 1963).

Ainda que os novos compósitos fossem superiores como materiais restauradores estéticos quando comparados com seus antecessores, apresentavam limitações inerentes à sua utilização (Ferracane, 1992; Peutzfeldt, 1997). Uma das características indesejáveis era a contração de polimerização. A contração de polimerização ainda representa um fator deletério para a união desses materiais à estrutura dental, uma vez que pode romper o selamento marginal, permitindo infiltração bacteriana e sujeitando o órgão dental a cáries recorrentes (Bowen *et al.*, 1983; Rees & Jacobsen, 1989; Ferracane, 1992, Uno & Shimokobe, 1994).

Os primeiros compósitos apresentavam-se comercialmente na forma de duas pastas, que, ao serem misturadas, desencadeavam uma reação química de polimerização por adição, causando o enrijecimento do compósito (Bowen, 1963). O sistema iniciador da polimerização, presente na matriz orgânica era formado pelo peróxido de benzoíla e por uma amina terciária. Esses materiais ativados quimicamente ofereciam algumas dificuldades de manuseio ao operador, como a necessidade de proporcionamento ideal das duas pastas e o tempo de trabalho limitado, o que contribuiu, mais tarde, para o surgimento dos compósitos ativados fisicamente por luz ultravioleta (Bowen, 1963; Lee *et al.*, 1976; De Lange *et al.*, 1980; Anusavice, 1998). Porém, a luz ultravioleta oferecia riscos à visão do operador e também do paciente, além de proporcionar propriedades físicas (mecânicas) insatisfatórias aos novos compósitos devido ao baixo grau de conversão obtido uma vez que a mesma apresentava dificuldade de penetração no compósito (Peutzfeldt *et al.*, 2000).

Em virtude destas insuficiências, fontes de luz visível foram desenvolvidas juntamente com os compósitos e disponibilizadas comercialmente, como substitutas às fontes de luz

ultravioleta, oferecendo maior segurança e tornando possível a polimerização do compósito em maiores profundidades com tempos mais curtos de exposição (Peutzfeldt *et al.*, 2000).

A luz visível utilizada para fotoativação dos compósitos restauradores abrange a zona azul do espectro luminoso, com comprimento de onda entre 410 e 550 nm (Irie *et al.*, 2002). Este é o espectro de luz sob o qual ocorre a ativação do fotoiniciador presente na matriz orgânica dos compósitos, sendo a canforoquinona um dos mais freqüentemente utilizados na formulação desses materiais (Anusavice, 1998). Com a popularização e o aumento da utilização desses compósitos, aprimoramentos relacionados à modificação em sua composição foram introduzidos pela indústria, principalmente no que diz respeito ao tipo, formato e quantidade de carga inorgânica. Tais modificações proporcionaram propriedades físicas e mecânicas satisfatórias aos compósitos, o que permitiu a ampliação de suas aplicações clínicas para os dentes posteriores (Peutzfeldt, 1997).

No entanto, independentemente do tipo de compósito, durante o processo de polimerização, a contração da massa ocorre invariavelmente (Davidson & De Gee, 1984) devido à formação de ligações covalentes entre as moléculas de monômeros, o que leva ao “encurtamento” da cadeia de polímeros (Rees & Jacobsen, 1989; Peutzfeldt, 1997; Davidson & Feilzer, 1997). A contração promove a geração de tensões nas restaurações, refletindo negativamente na região de interface com a estrutura dental. Essa tensão pode superar a resistência da união entre compósito e estrutura dental, havendo a formação de fendas pelo rompimento dessa união. Assim sendo, pode-se afirmar que a contração de polimerização constitui um dos principais fatores na determinação da longevidade das restaurações de compósito (Rees & Jacobsen, 1989; Ferracane, 1992; Peutzfeldt, 1997).

A intensidade da tensão gerada com a contração de polimerização do compósito é freqüentemente associada a três fatores principais: (1) geometria e tamanho da cavidade – Fator C; (2) características do material utilizado e (3) técnica restauradora adotada (Unterbrink & Liebenberg, 1999). O Fator C de uma cavidade preparada equivale à relação entre a área total de superfícies unidas e a área total de superfícies livres, representando fundamental importância na determinação da tensão desenvolvida durante a polimerização dos compósitos (Feilzer *et al.*, 1987). Existe uma relação inversamente proporcional entre o Fator C e o escoamento do

compósito durante a fase inicial de polimerização, ou seja, quanto maior for o Fator C, maior será a tensão gerada uma vez que a maioria de suas superfícies encontra-se unida prejudicando o escoamento unidirecional da massa inserida na cavidade durante a contração (Versluis *et al.*, 1998, Miguel & De La Macorra, 2001).

Entretanto, diversas maneiras de se preservar a integridade marginal pela atenuação das tensões geradas durante a contração de polimerização, tem sido propostas na literatura; a inserção criteriosa do compósito dentro da cavidade utilizando-se de técnicas incrementais (Lutz *et al.*, 1991; Tjan *et al.*, 1992); confecção, na medida do possível de cavidades com baixo Fator C (Feilzer *et al.*, 1987; Feilzer *et al.*, 1990); a utilização de materiais com baixo módulo de elasticidade como forradores resilientes (Ikemi & Nemoto, 1994; Tolidis, 1998); e, finalmente, o uso de novas técnicas alternativas de fotoativação e modulação de luz (Sakaguchi & Berge, 1998; Koran & Kurschner, 1998; Ernest *et al.*, 2000; Bouschlicher *et al.*, 2000).

A melhora na adaptação marginal da restauração pode levar ao aumento na resistência da união na interface dente-restauração (Ferracane, 1992). Tal efeito pode ser conseguido com a utilização desses diferentes métodos de fotoativação, uma vez que tal fenômeno pode estar relacionado a alterações na cinética de polimerização dos compósitos quando ativados pela técnica de modulação da luz visível (Ernest *et al.*, 2000).

De maneira geral, o processo de polimerização dos compósitos e denota ser mais dependente da densidade total de energia disponível no momento da fotoativação do que da intensidade da luz propriamente dita (Miyazaki *et al.*, 1996; Sakaguchi & Berge, 1998). Portanto, grau de conversão aceitável pode ser conseguido nos compósitos utilizando-se baixa intensidade de luz por um tempo mais prolongado ou, até mesmo, utilizando intensidades variáveis por tempo de exposição determinado (Uno & Asmussen, 1991; Feilzer *et al.*, 1995; Sakaguchi & Berge, 1998).

No entanto, durante muito tempo, a utilização de alta intensidade de luz para a fotoativação foi preconizada como ideal para polimerização dos compósitos resinosos, sendo associada à adequada profundidade de polimerização e também a obtenção de propriedades físicas e mecânicas desejáveis (Mehl *et al.*, 1997).

Assim, pode ficar a dúvida se o importante é a densidade energética aplicada ao compósito, independentemente da relação tempo x intensidade de luz, ou se a modulação tempo x intensidade pode gerar algum benefício às restaurações. Halvorson *et al.* 2002, utilizando um aparelho fotoativador com lâmpada halógena, não verificou alterações no grau de conversão de quatro compósitos odontológicos, quando foi mantida a mesma densidade energética, usando diferentes intensidades e tempos de exposição. Sakagushi & Berge, 1998, acharam que o processo de polimerização depende mais da presença de energia do que da intensidade de luz. No entanto, a intensidade da luz é um ponto que deve ser considerado, e que pode exercer grande influência nas características da rede polimérica. Dessa forma, seria interessante verificar a influência desses fatores sobre a união de restaurações em compósitos à estrutura dental.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Buonocore, em 1955, discorreu um método que aumentava a união da resina acrílica a estrutura do esmalte dental. Ele utilizou como métodos de tratamento do esmalte o seguinte: (1) uma diluição de 50% de um reagente fosfomolibidênio contendo sódio-tungstênio em conjunto com uma solução de ácido oxálico a 10%, visando remover a camada superficial do esmalte e com a possibilidade do grupo tungstênio ligar-se a parte orgânica do esmalte; (2) o segundo método consistia na aplicação de ácido fosfórico a 85% sobre o esmalte para determinar o efeito da descalcificação na união ao substrato dental. De acordo com os resultados do autor, o uso do ácido fosfórico e do ácido oxálico alterou a superfície do esmalte gerando melhores resultados de resistência de união. A partir disso, o autor sugeriu que este procedimento deveria ser executado previamente ao selamento de fósulas e fissuras como método de prevenção às cáries.

No início da década de 60, mais precisamente em 1962, o cientista alemão chamado Bowen registrou a primeira patente de um novo sistema de monômero sintetizado a partir do Bisfenol A e Glicidil Metacrilato, o qual foi denominado de BisGMA. Este monômero polimeriza através de duplas ligações de carbono (C=C) presente nos dois grupos de metacrilato da molécula. O BisGMA apresenta estrutura molecular de alto peso específico que lhe confere características vantajosas quando comparado com as resinas acrílicas à base de metil metacrilato. Dentre essas vantagens, podemos enumerar: menor volatilidade, menor contração e polimerização mais rápida, além de produzir resinas com propriedades físicas e mecânicas superiores. Assim, o advento do monômero BisGMA iniciou a era dos compósitos odontológicos.

No ano seguinte, em 1963, Bowen investigou o efeito do tratamento das partículas de sílica incorporadas ao monômero BisGMA e concluiu que tal procedimento melhorara as propriedades físicas e mecânicas do material além de reduzir principalmente a contração

durante a polimerização do mesmo. Este tratamento consistia na cobertura da superfície de tais partículas com vinil-silano, o que proporcionava interação química entre a matriz orgânica e as partículas inorgânicas em questão tornando-as adequadamente unidas. A partir daí, os resultados encontrados mostraram que a adição de sílica ao novo monômero resultara em diminuição da solubilidade, sorção de água, coeficiente de expansão térmica e contração de polimerização e que também poderia contar com o aumento da resistência a compressão, tração, indentação, quando comparados aos demais materiais estéticos da época, como o cimento de silicato e a resina acrílica.

Ciente então desses preceitos, Phillips, em 1973, definiu um compósito como sendo uma “combinação tridimensional de dois ou mais materiais quimicamente distintos com uma interface, também distinta, interpondo-se entre os componentes”. Dessa forma, os compósitos odontológicos são formados por uma matriz resinosa macia que contém partículas inorgânicas duras mantidas juntas, e que ambas são unidas por um agente de união.

Em 1975, Asmussen, investigou a existência de uma possível relação entre a composição dos compósitos e sua contração de polimerização parede-a-parede. Foram utilizados, para isto, 12 compósitos odontológicos de diferentes marcas comerciais e dentes humanos extraídos, sob os quais foram preparadas cavidades cilíndricas com diâmetro e profundidade de 2,5 mm. Os dentes restaurados foram desgastados paralelamente a superfície da restauração, até que se expusesse dentina ao redor de toda a restauração. Em seguida, as fendas foram observadas com o auxílio de microscópio óptico e expressas em porcentagem do diâmetro da cavidade. Quatro fatores foram analisados em relação à composição dos materiais: (1) o conteúdo de monômero diluente presente nos compósitos; (2) o conteúdo de diluente nas resinas experimentais não compostas; (3) conteúdo de partículas, e; (4) o conteúdo de catalisador. Os resultados mostraram forte correlação positiva entre a largura da fenda e o conteúdo de monômero diluente, uma vez que, compósitos com maior conteúdo de diluente, apresentaram maior contração volumétrica. O

mesmo comportamento foi encontrado em relação à concentração de catalisador nos compósitos estudados. E ainda, por outro lado, as evidências indicaram que a contração parede-a-parede independe da quantidade de partículas inorgânicas presentes no material. Portanto, concluiu-se que a composição da fase orgânica é de importância primária no que diz respeito à contração de polimerização parede-a-parede.

Lee *et al.*, em 1976, compararam os compósitos de ativação química com àqueles que eram ativados fisicamente através da luz ultravioleta, relacionando vantagens e desvantagens inerentes ao material. O compósito ativado por luz ultravioleta mostrou-se superior ao quimicamente ativado no que se refere ao tempo de trabalho, que pode ser controlado pelo operador e, por não necessitar de mistura previamente a cada aplicação. Porém, apresentou também desvantagens como profundidade de polimerização limitada, necessidade de instrumentos/equipamentos caros que requerem manutenção periódica e polimerização insuficiente em locais inacessíveis a luz.

Ainda que tantas fossem as vantagens oferecidas pelos compósitos ativados quimicamente, havia muita controvérsia em relação aos possíveis efeitos biológicos que a radiação ultravioleta poderia impor. Foi então que em 1977, Birdsell *et al.*, avaliaram os efeitos biológicos da energia de luz ultravioleta emitida pelo aparelho Nuva-Lite[®], utilizado para polimerizar selantes e compósitos da época. Então, uma suspensão de *Escherichia coli* foi exposta à radiação de 365 nm, e após rápido intervalo de tempo ocorreu morte dessa cultura de bactérias. Assim, esses achados sustentavam as desconfianças de que a radiação ultravioleta causa danos biológicos. Os autores passaram, a partir daí, a sugerir que os clínicos tomassem precauções apropriadas quando da utilização deste método de fotoativação para evitar efeitos nocivos à saúde dos profissionais e pacientes.

Em virtude das dúvidas que rondavam a eficácia e os possíveis efeitos maléficos à saúde humana atribuídos aos compósitos ativados por radiação próxima a da luz ultravioleta, novas alternativas de aparelhos fotoativadores e materiais começaram surgir no mercado de produtos odontológicos. Assim, foram introduzidas as primeiras unidades fotoativadoras que emitiam luz visível e que apenas poderiam ser utilizadas sob compósitos que apresentassem sistema iniciador sensível ao comprimento de onda entre 410 e 550 nm, que equivale ao espectro de luz azul. Com isso, Bassiouny & Grant, em 1978, foram os primeiros pesquisadores a avaliar “in vivo” as características de manipulação e as propriedades funcionais de um compósito polimerizável por luz visível. Interessantemente, os autores observaram que a consistência do material favorecia sua inserção na maioria das situações clínicas e que o acabamento restringia-se remoção de pequenos excessos, proporcionando características apreciáveis de acabamento. Este material mostrou apresentar vantagens como tempo de trabalho controlado pelo operador, radiopacidade e maior segurança à saúde em virtude do espectro de luz visível ser completamente desprovido de radiação ultravioleta.

Contudo, De Lange *et al.*, em 1980, investigaram a eficiência do processo de polimerização dos compósitos em área que não são diretamente expostas à radiação ultravioleta. Com base nos valores de dureza encontrados no estudo, pode-se concluir que a penetração da radiação ultravioleta cai acentuadamente com o aumento da profundidade da cavidade. Uma vez que há certa absorbância de luz pelo material, espera-se que a certa distância da superfície diretamente exposta à luz, a energia da radiação ultravioleta caía a níveis inferiores aos requeridos para a iniciação do processo e polimerização. Dessa forma, a porção do material localizado em regiões mais distantes da área de incidência da luz ativadora pode apresentar-se parcialmente polimerizada, já que, teoricamente a concentração de radicais livres para iniciar a polimerização é insuficiente.

Em meio a tantas informações reveladoras para o momento, em 1982, Pollack & Blitzer, através de uma revisão da literatura, compararam grupos de compósitos ativados

química e fisicamente, tanto pela luz ultravioleta quanto pela luz visível. Os autores constataram que os compósitos polimerizados por luz visível ofereciam vantagens sobre os demais, tais como, possibilidade de serem polimerizados através da estrutura dental, presença de menor porosidade, propriedades mecânicas superiores e maior grau de polimerização por unidade de tempo.

Ruyter & Oysaed, também em 1982, investigaram o grau de conversão de monômeros em relação à profundidade e os fatores que afetavam a penetração da luz nos compósitos. Avaliaram, ainda, a intensidade de luz emitida por quatro aparelhos fotoativadores, por meio de Espectroscopia de Reflexão de Raios Infravermelhos e o conteúdo, tamanho e distribuição das partículas de carga para cada material estudado. Os resultados revelaram que existem diferenças significativas nas profundidades de polimerização para os diferentes compósitos em relação às intensidades de luz alcançadas pelos aparelhos. Os materiais polimerizados pela luz visível apresentaram maior grau de polimerização do que seus predecessores ativados por luz ultravioleta. Relevante diferença foi notada quanto ao conteúdo e tamanho das partículas de carga contidas nos compósitos. A quantidade de carga variou entre 50,6%p e 79,6%p, enquanto o tamanho médio variou de 9,7 μ m a 30 μ m. Essas variações referentes à carga, bem como, à distribuição das partículas, podem levar a dispersão da luz que incide no material, ocasionando redução na intensidade da mesma em sua trajetória pelo interior do compósito. Tanto os fatores relacionados à composição quanto àqueles que se referem à fonte de luz, influenciam claramente na conversão dos monômeros e na profundidade final de polimerização dos compósitos.

Ainda, em 1982, Hansen, investigou a contração de polimerização e o padrão desta contração utilizando quatro compósitos fotoativados e um autopolimerizável. Foram confeccionados preparos cavitários com 2,5mm de diâmetro por 1,5mm de profundidade na raiz de dentes humanos extraídos. A restauração foi confeccionada sem a utilização de qualquer sistema adesivo. A fenda formada na interface denta-restauração foi mensurada a 100, 200, 300, 500, 800 e 1200 μ m de profundidade. Os compósitos fotoativados,

diferentemente dos quimicamente ativados, mostraram contração de polimerização mais pronunciada entre 100 e 500 μ m, diminuindo entre 800 e 1200 μ m. Isto ocorre devido à polimerização dos compósitos fotoativados iniciar-se na superfície livre da restauração, o que provoca nas camadas subjacentes uma direção de contração polimerização que converge para a primeira camada polimerizada.

Tirtha *et al.*, também em 1982, avaliaram o grau de polimerização de seis diferentes tipos de compósitos fotoativados por luz, além da resistência transversa e dos coeficientes de transmissão de luz. Corpos-de-prova com 10mm de diâmetro e espessuras variando entre 0,95 e 3,5mm foram utilizadas. A fotoativação foi realizada por 60s através de luz visível e luz ultravioleta. Os autores concluíram que compósitos ativados por luz visível tiveram maiores graus de polimerização quando comparados com os ativados por luz ultravioleta. Notaram também que o coeficiente de transmissão foi influenciado pelo comprimento de onda, pelos índices de refração dos compósitos e ainda pelo tamanho, forma e quantidade de partículas de carga.

Sabendo então, que a contração de polimerização dos compósitos era característica inerente a tais materiais, independentemente do seu sistema iniciador, Bowen *et al.*, em 1983, estudaram a magnitude da tensão de contração que ocorria, invariavelmente, durante a polimerização dos compósitos. Os autores verificaram, então, que durante o processo de polimerização do compósito, quando unido às paredes da cavidade preparada, desenvolvia-se Significativas tensões de tração. Portanto, para que um determinado sistema adesivo seja útil clinicamente, o mesmo deveria apresentar resistência de união superior às tensões geradas pela contração de polimerização, dessa forma prevenindo possível microinfiltração e, além disso, mantendo a restauração em sua posição.

Procurando investigar a importância da capacidade de escoamento dos compósitos durante o estágio inicial da polimerização, e presumindo ser um ponto determinante para

minimizar a contração volumétrica do material resinoso quando ativado, Davidson & De Gee, em 1984, utilizaram em seu experimento, dois compósitos contendo BisGMA e TEGDMA como monômeros principais e, através do uso de um tensilômetro modificado e descrito por De Gee *et al.*, em 1981, fez-se a verificação da intensidade da contração volumétrica dos materiais referidos. Concluíram, os autores, que o escoamento do material pode compensar parcialmente a contração do mesmo. No estágio inicial da reação de polimerização há apenas a formação de cadeias poliméricas lineares, sem que haja formação de ligações cruzadas. Assim, as moléculas podem assumir novas posições e orientações, causando o escoamento e diminuindo os risco de formação de fendas marginais e conseqüentemente comprometendo do prognóstico da restauração.

Interessado em investigar o desenvolvimento da resistência de união entre compósito e dentina e relacioná-la às tensões de contração geradas em função do tempo de polimerização, Davidson *et al.*, ainda em 1984, realizaram um experimento em que estudaram influência do desenvolvimento de tensões de contração durante a polimerização na união de compósitos microparticulados à dentina tratada com adesivo em modelos lineares e 3D. No modelo linear a resistência da união foi mensurada por um tensilômetro em diferentes intervalos de tempo, do início até o final da polimerização e comparada ao desenvolvimento de tensões de contração. Os resultados sugeriram que a força de união sempre é superior à tensão de contração, fato que pode ser explicado pelo escoamento do material durante o processo de polimerização. No modelo tridimensional, foram utilizados os mesmos compósitos, Silar e Silux, juntamente com o sistema de união Scotchbond. Cavidades classe V foram preparadas em dentes bovinos, no qual mais de duas paredes foram unidas durante a confecção da restauração. Posteriormente, os dentes foram submetidos ao teste de microinfiltração, com imersão em solução de azul de metileno por 10 minutos, para então serem analisados em lupa estereoscópica e assim foram verificadas a formação de fendas entre a dentina e o compósito. Neste caso, a união de mais de duas paredes gerou uma situação na qual o escoamento do material foi severamente prejudicado e os valores das tensões de contração puderam exceder os valores de resistência de união,

levando a formação de fendas na interface dentina-compósito. Baseado nesses resultados, os autores puderam concluir uma união durável na interface dentina-compósito somente poderia ser conseguida sob condições favoráveis, como em superfícies planas ou em cavidades rasas. E sugeriram também que, para diminuir a ocorrência de falhas marginais, seria necessário o desenvolvimento de agentes de união com maior resistência, além de compósitos com menor taxa de contração de polimerização.

Como se pode observar, a contração de polimerização dos compósitos é característica inerente desses materiais constituindo uma desvantagem durante sua aplicação clínica, uma vez que existe uma correlação direta entre contração, geração de tensões e formação de fendas marginais. Além disso, sabendo-se que a união de duas ou mais paredes durante a confecção de restaurações em compósito tem influência marcante na tensão gerada durante a polimerização, com conseqüente formação de fendas marginais, Lutz *et al.*, em 1986, tentaram desenvolver uma técnica de inserção incremental no intuito de obter ótima adaptação marginal. Para tal, os pesquisadores prepararam cavidades MOD e o material foi inserido na caixa proximal em três incrementos. A fotoativação foi executada indiretamente em três locais diferentes, sendo que o incremento gengival foi ativado através da passagem da luz por uma cunha refletiva. O selamento foi mensurado por meio do teste de microinfiltração por corante. Foi observado que apesar da complexidade da técnica de inserção e fotoativação, a qualidade da margem dente-compósito apresentou-se melhorada.

Em função das evidências constatadas nos últimos dois estudos relatados, através dos quais pode-se notar que a técnica restauradora e também a configuração geométrica da cavidade exercem grande influência no desenvolvimento de tensões numa situação aderida, Feilzer *et al.*, em 1987, realizaram um estudo que relacionou o fator de configuração da cavidade (Fator C), com o desenvolvimento da tensão gerada durante o processo de polimerização. Para execução deste experimento, os autores utilizaram um aparelho constituído de dois discos metálicos, idênticos, colocados em posição paralela, oposta, com

diâmetros de 5, 10 e 15 mm, sendo o superior conectado a uma célula de carga. A variação entre o diâmetro dos discos utilizados e a distância entre os discos no aparelho resultou nos diferentes valores de Fator C do experimento, sendo considerada superfície aderida às regiões de união disco-compósito e superfície livre a região cilíndrica da amostra. O cálculo do Fator C foi realizado através de fórmula presente no trabalho publicado, onde se relaciona o diâmetro pelo dobro da altura das amostras. Dessa forma, a tensão gerada pela contração de polimerização foi calculada com base nos diferentes valores de Fator C produzidos e nos diferentes volumes das amostras confeccionadas a um mesmo Fator C. Os resultados revelaram que, em restaurações com Fator C = 1,0, o escoamento do compósito em direção a superfície livre e a conseqüente liberação das tensões geradas foram suficientes para preservar a união da amostra. Neste caso, a tensão gerada no processo se desenvolveu lentamente e foi menor ou aproximado ao valor de resistência de união da amostra. Todas as amostras que possuíam um Fator C maior que 2,0 falharam coesivamente, sendo que quanto maior o Fator C utilizado, maior era a tensão produzida no experimento associada também ao menor escoamento do material

Mais tarde, ainda no ano de 1987, Munksgaard *et al.*, investigaram a correlação existente entre diferentes concentrações de vários tipos de partículas de carga presentes na composição de compósitos odontológicos e sua contração de polimerização parede-a-parede. Para realização desse estudo, foram utilizados dentes humanos extraídos, o compósito Silux e suas respectivas partículas de carga empregadas isoladamente além do respectivo sistema de união, todos da marca 3M-ESPE. Utilizou-se juntamente também macropartículas de vidro silanizadas (fornecidas por Kulzer Co.), micropartículas condensadas silanizadas (fornecidas por Ivoclar-Vivadent) e micropartículas silanizadas (fornecidas por Degussa Co.). A partir do adesivo Silux, (Bis-GMA e TEGDMA, sem carga) realizou-se a adição dos quatro diferentes tipos de partículas de carga citadas anteriormente, em misturas distintas, em diferentes concentrações. Cavidades foram preparadas nos dentes humanos selecionados que posteriormente foram restaurados com as diferentes misturas analisadas. Em seguida, promoveu-se a inspeção das interfaces dente-

restauração por meio de microscópio ocular (1000x) e a largura máxima da fenda formada era registrada. Os resultados levaram os pesquisadores a concluir que o aumento da quantidade de partículas de carga presentes em determinado volume de resina proporciona uma redução na contração de polimerização parede-a-parede e, também que o tamanho e o formato das partículas de carga desempenham um importante papel no que se refere à fluidez da mistura, e isto parece estar diretamente relacionado com a contração.

Walls *et al.*, em 1988, determinaram a contração de polimerização volumétrica de uma série de compósitos ativado pro luz e monitoraram a correlação entre contração, resina, conteúdo de carga e calor gerado durante a reação. Os autores relacionaram quatro fatores que influenciam na contração de polimerização dos compósitos: (1) tamanho das moléculas dos monômeros, sendo que monômeros de alto peso molecular contraem menos; (2) quantidade de partícula de carga, que dentro de parâmetros limitados promove a diminuição da contração; (3) grau de conversão que é diretamente proporcional à contração, e; (4) natureza da resina e seu mecanismo de polimerização, bem como o tipo e quantidade de monômero diluente. Concluíram então, que os compósitos diferem quanto à magnitude da contração e, que esta é influenciada pela quantidade de carga, pela matriz resinosa e pelo calor gerado durante a reação.

A partir de estudos prévios que correlacionaram a quantidade, tipo e o formato das partículas de carga presentes nos compósitos, com a contração decorrente do processo de polimerização, Rees & Jacobsen, em 1989, estudaram a contração de polimerização de diversos compósitos, tanto de ativação química quanto física, em relação à sua composição. Para tal, utilizaram seis compósitos restauradores e um aparelho que consistia em um capilar de diâmetro uniforme, graduado em divisões de 1 mm e com altura de 200 mm, preso a um frasco de volume de 25 cm³ com um encaixe de vidro. Os capilares utilizados apresentavam diâmetro de 0,35 e 0,70 mm. O compósito era colocado no interior do frasco e a contração de polimerização das amostras resultava em uma diminuição no nível da água no interior do capilar. A contração volumétrica de cada amostra foi determinada através de

formula presente no trabalho publicado, a partir da variação no menisco e também das amostras. Os autores concluíram por fim que, a contração do material foi dependente da quantidade de carga e do peso molecular do sistema de monômeros utilizado. Portanto, materiais que possuem maior quantidade de partículas de carga apresentam menores valores de contração.

Seguidamente ao estudo delineado por Rees & Jacobsen, Tani, no mesmo ano de 1989, publicou os resultados de seu experimento científico, onde determinou a tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos ativados quimicamente e fotoativados e não verificou relação entre a concentração de partículas inorgânicas e o desenvolvimento de tensão de contração. Utilizou-se para esse estudo um aparelho acoplado a uma célula de carga. As amostras de compósitos eram produzidas em uma matriz transparente com 5 mm de diâmetro e 12 mm de altura. Quatro compósitos quimicamente ativados e seis fotoativados foram utilizados sendo que a mensuração foi registrada após 1 e 3 horas do início da polimerização. Os compósitos fotoativados apresentaram início do desenvolvimento da tensão, tão logo, a irradiação pela luz tenha sido iniciada e houve variação da tensão de 6,5 Kgf a 9,5 Kgf (após 1 hora) e 6,5 a 9,8 Kgf (após 3 horas). Os compósitos quimicamente ativados apresentaram desenvolvimento de tensão após 4-5 minutos do início da espatulação e esta variou de 3,6 Kgf a 5,4 Kgf (após 1 hora) e 4,1 Kgf e 5,9 Kgf (após 3 horas). Assim, os autores concluíram que a força de contração gerada nos compósitos fotoativados foi significativamente superior àquela desenvolvida para os materiais ativados quimicamente. Sugeriram também que este fato está relacionado com a adesividade do agente de união, mudanças de viscosidade durante a polimerização e particularmente ao módulo de elasticidade dos compósitos. Concluíram também que a contração de polimerização, quando não controlada adequadamente pode levar a formação de fendas e conseqüente infiltração marginal.

Com o crescente desenvolvimento de tecnologia e “*Know-how*” na indústria odontológica, novas formulações de compósitos começaram a ser introduzidos no mercado

como àqueles que, segundo os fabricantes, eram indicados para aplicação em dentes posteriores. Então, Chung, em 1990, avaliou a relação entre a composição e as propriedades dessa categoria de materiais ditos inovadores para época. Foram determinados, grau de conversão através de Espectrometria de Transmissão Infravermelha de Fourier (FTIR), o conteúdo de carga pela técnica gravimétrica e algumas propriedades mecânicas de tais materiais. Os resultados mostraram que houve diferença no grau de conversão e na quantidade de carga presente nos compósitos para posteriores. Foi observado também, correlação positiva entre quantidade de carga e resistência à tração diametral e dureza. Dessa forma, é aceitável assumir que a concentração de partículas de carga e a natureza da união entre carga e matriz orgânica são fatores importantes na determinação das propriedades dos compósitos.

Sabendo que vários são os fatores que podem exercer influência na boa adaptação dos compósitos às cavidades produzidas em diferentes situações clínicas, Feilzer *et al.*, também em 1990, investigaram a variação das tensões geradas pela contração de polimerização dos compósitos e a liberação dessas tensões em consequência do escoamento do material sob amostras que apresentavam diferentes valores de Fator C. Para tal, fez-se uso de quatro compósitos odontológicos ativados quimicamente, com os quais foram confeccionadas amostras cilíndricas de material recém-espaturado, colocados em uma máquina (Instron 6022) compostas de dois discos metálicos de diâmetro de 10 mm e a variação da distância entre os discos forneciam os diferentes valores de fator C que foram avaliados: 0,5; 2,0; 2,5; 5,0. Após a inserção do material, a tensão gerada foi registrada desde o tempo zero até 60 minutos do início do teste. Os resultados encontrados demonstraram que com Fator C igual a 0,5 nenhum dos materiais desenvolveu tensões que superassem a resistência da união compósito-disco. O percentual de liberação das tensões por relaxamento nesse caso, variou de 65% a 92%. Nos casos em que o valor do Fator C era mais elevado verificavam-se falhas decorrentes de um escoamento limitado e a porcentagem de liberação das tensões por relaxamento caía para valores médios em torno de 35%, sendo que quando o Fator C era igual a 5,0 não foi verificada liberação das

tensões, o que levou os autores a concluir que: a redução da tensão de contração que ocorreu em virtude da possibilidade de escoamento foi dependente do material e do Fator C; e, nos casos em que se verificaram baixos valores de Fator C, grande parte da tensão foi liberada através do escoamento, porém à medida que se elevava o valor correspondente ao Fator C, o escoamento ia tornando-se insuficiente para promover liberação das tensões decorrentes da contração.

A qualidade e durabilidade marginal de restaurações adesivas foram o foco da pesquisa realizada por Lutz *et al.*, em 1991. Os autores discorreram que a durabilidade desse tipo de restauração é negativamente afetada pelas tensões residuais internas decorrentes da contração de polimerização; pela degradação química do adesivo na interface dente-restauração e pela discrepância das propriedades físicas entre a estrutura dental e o material restaurador durante as variações térmicas e incidência de cargas mastigatórias oclusais. Com base nesses conceitos, os autores se propuseram a avaliar até que ponto a magnitude das tensões internas residuais estava correlacionada com a durabilidade da adaptação. Essa correlação foi avaliada em dois estágios: (1) pela análise da deformação dental induzida pela contração de polimerização e; (2) pela avaliação das alterações na qualidade marginal produzidas pelas variações térmicas e tensões mecânicas. Os autores concluíram que a qualidade marginal e sua durabilidade são inversamente proporcionais às tensões internas residuais induzidas pela contração rígida “*in situ*”. Concluíram também que a redução da quantidade de compósito polimerizado “*in situ*” e da proporção de superfícies aderidas, são fatores chave na diminuição das tensões além de melhorar a adaptação marginal de restaurações em compósitos.

Uno & Asmussen, em 1991, investigaram o efeito da redução na intensidade de luz sobre a polimerização dos compósitos e sua influência na adaptação marginal de restaurações confeccionadas em dentina. Avaliaram também o efeito desta técnica restauradora sobre a resistência da união na interface dente-restauração e a resistência à tração diametral em dentina. Os autores concluíram que a baixa intensidade de luz melhora

significativamente a adaptação marginal, provavelmente porque essa técnica permite maior escoamento do material além de concomitante relaxamento das tensões geradas com a contração de polimerização. Outro fato relevante foi que, a associação de baixa intensidade de luz inicialmente, seguida de incidência de luz de alta intensidade, promoveu significativa redução na largura e na extensão da fenda marginal, sem o comprometimento das propriedades de resistência do material.

Em 1992, Tjan *et al.*, compararam os efeitos de várias técnicas de inserção de compósitos na formação de microfendas gengivais em cavidades de classe II. Foram preparadas cavidades mesio-oclusais padronizadas, estando a margem gengival em cimento. Três técnicas de inserção incremental e duas de incremento único foram examinadas. Nas técnicas incrementais, cada camada foi fotoativada por 30 segundos. Em uma das técnicas de incremento único, a fotoativação foi realizada apenas por oclusal, enquanto na outra, houve fotoativação por vestibular e por lingual além daquela realizada pela superfície oclusal. Independentemente da técnica de inserção utilizada, todos os corpos-de-prova foram expostos a luz pelo tempo total de 90 segundos. As margens foram pigmentadas com corante vermelho e a discrepância foi mensurada em cinco locais previamente determinados. Os resultados mostraram que nenhuma técnica foi capaz de eliminar a formação de fenda gengival. Todavia, as técnicas incrementais resultam em menores discrepâncias marginais. Assim, pode ser concluído que a inserção de compósitos em incrementos diminui as fendas decorrentes da contração de polimerização em cavidades classe II, cujas margens apresentam-se sem esmalte.

Com tantos fatores que podem conduzir ao insucesso restaurações confeccionadas em compósitos, ainda que, seja em dentes anteriores ou posteriores, o profissional deve sempre levar em conta que o controle das propriedades e características inerentes que envolvem a aplicação clínica de tais materiais devem ser consideradas. Partindo dessa premissa, Ferracane, em 1992, relacionou fatores, tanto do material quanto da aplicação clínica, que determinam as indicações e limitações dos compósitos em dentes posteriores. A

integridade marginal de compósitos em dentes posteriores depende de muitas variáveis, dentre elas a contração de polimerização, expansão térmica, sorpção de água e adesão à estrutura dental. A contração de polimerização constitui causa primária de falhas nas margens de restaurações em compósitos. A extensão da contração para um dado material é determinada pela fração volumétrica e composição da resina polimerizada, bem como da extensão da polimerização. Isso causa significativa tensão na interface dente-restauração. Outro fator que afeta a integridade marginal de restaurações de compósito é a diferença do coeficiente de expansão térmica entre o dente e restauração. Tem sido advogado que a sorpção de água resulta em expansão do material e conseqüente redução da fenda marginal o que resultaria em prognóstico favorável para restauração. Além disso, a utilização de sistemas adesivos que promovam adequada união do material restaurador às estruturas dentais também contribui para um bom selamento marginal e conseqüente favorecimento da técnica restauradora diminuindo os riscos de insucesso. A seleção da correta indicação clínica para o uso do compósito como material restaurador influencia de maneira decisiva seu desempenho quando submetido a sua função na boca. Portanto, o autor conclui que os compósitos são adequados em relação ao desgaste, propriedades mecânicas e selamento marginal quando utilizados em cavidades conservativas e, que não há dados conclusivos para suportar a extensão desses materiais como substitutos do amalgama.

Em 1993, Craig, afirmou que a intensidade máxima do feixe de luz irradiada está concentrada próximo à superfície do compósito. Uma vez que a luz penetra no material, ela é dispersa e refletida, perdendo intensidade. inúmeros fatores influenciam o grau de polimerização em profundidades a partir da superfície após a fotoativação. A concentração de fotoiniciador ou absorvedor de luz no compósito deve ser tal que reagirá no comprimento de onda próprio e também deverá estar presente em concentração suficiente. O conteúdo e tamanho das partículas de carga são críticos para dispersão do feixe de luz. Por essa razão, compósitos microparticulados com partículas menores e maior concentração delas por unidade de área, dispersam mais luz que os compósitos com partículas maiores e menor concentração por unidade de área. Assim tempos mais longos de exposição a luz são

necessários para obtenção de profundidade de polimerização adequada com os compósitos microparticulados em relação aos outros compósitos.

Como já fora afirmado anteriormente, a manutenção da intensidade de luz associada ao tempo de exposição às irradiações tem influência marcante nas propriedades fundamentais dos compósitos odontológicos. Focando esses achados, Pires, *et al.*, em 1993, realizaram um estudo em que avaliaram a influência da distância da ponta do aparelho fotopolimerizador na intensidade da luz e na microdureza de compósitos. Nesse estudo, foram utilizadas matrizes com 6 mm de diâmetro por 2 mm de altura que preenchidas com compósito. A fotoativação foi realizada durante 40 segundos com a ponta do aparelho posicionada em contato com a superfície do material, a 2 mm, a 6 mm e a 12 mm de distancia da superfície do compósito. Em seguida, os corpos-de-prova foram removidos do molde e armazenados por 24 horas para que o enrijecimento pós-polimerização se completasse. O numero de dureza Knoop foi obtido para as superfícies do topo e da base. Os resultados mostraram que a intensidade da luz é reduzida pelo aumento da distância da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície do compósito. Quando a intensidade da luz é reduzida, tempos maiores de exposição mantém a ativação das moléculas do iniciador, fator importante para polimerização do material, principalmente na superfície do topo. A profundidade de polimerização é reduzida com o aumento da distância da fonte de luz, o que significa que a superfície da base é marcadamente influenciada por esse fator.

Um ano mais tarde, em 1994, Ikemi & Nemoto, analisaram o efeito de três tipos e diferentes espessuras de materiais, utilizados como forradores, sobre a tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos durante os estágios iniciais da reação. Foram utilizados o cimento de ionômero de vidro convencional, o fotoativado sistema pó-líquido e o fotoativado de pasta única. Esses materiais forradores foram aplicados em três espessuras distintas: 0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm. Sobre o forramento, aplicou-se o compósito restaurador, sendo que esse apresentava uma espessura de 4 mm. Os resultados demonstraram, primeiramente, que quanto maior a espessura do forramento,

maior é a tensão gerada no momento da polimerização desses materiais, exceto no caso do íonômero de vidro convencional, sob o qual nenhuma tensão foi verificada durante sua presa, provavelmente em função da baixa velocidade da reação química ocorrida, que permitiu a liberação das tensões. Após a fotoativação do compósito, observou-se que em relação ao íonômero de vidro convencional e ao modificado por resina com sistema pó-líquido, pouco efeito foi causado sob a tensão gerada, quando se aumentava a espessura do forramento. Já, para o cimento de íonômero de vidro modificado por resina de pasta única, ficou evidente um aumento da tensão gerada no processo, à medida que se aumentava a espessura do forramento. A partir desses resultados, foi possível concluir que a confecção de forramento ou base pode, efetivamente, reduzir a tensão gerada pela contração de polimerização dos compósitos, principalmente quando da utilização do cimento de íonômero de vidro convencional e do modificado por resina sistema pó-líquido, onde se verificou que, quanto maior for a espessura do forramento, maior a liberação de tensões verificada no processo.

A contração de polimerização pode resultar na formação de fendas marginais mesmo quando sistemas de união são utilizados. Baseados nessa evidência, Uno & Shimokobe, ainda em 1994, investigaram o efeito da tensão de contração na adaptação marginal de compósitos e cavidades sob a dentina utilizando três sistemas restauradores. A avaliação foi realizada por meio do ensaio mecânico de resistência de união ao cisalhamento em superfícies planas de dentina de molares humanos e, da adaptação marginal em cavidades com 3,5 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade totalmente em dentina. Os autores observaram que quando o compósito é unido às paredes cavitárias seu escoamento diminui, o que resulta em tensão, principalmente na interface, podendo levar a deterioração marginal. Ressaltaram também que, para obtenção de boa adaptação marginal é fundamental que as tensões de contração sejam liberadas através do uso de uma camada com material de baixa viscosidade, pela técnica incremental de inserção do compósito ou pro meio de sistema de polimerização lenta.

Unterbrink & Muessner, em 1995, avaliaram o efeito da variação da intensidade de luz na formação de fendas marginais em cavidades de dentina e em diversas propriedades dos compósitos, utilizando dois sistemas restauradores. Foram utilizadas alta intensidade de luz, que possuía em média 450 mW/cm^2 e baixa intensidade, com cerca de 250 mW/cm^2 . Os resultados mostraram que houve diferença na adaptação marginal e na resistência à flexão entre os dois sistemas quando fotoativados por uma ou outra intensidade de luz, sendo que o compósito Z100 (3M) mostrou grande dependência da intensidade, enquanto o Tetric (Vivadent) obteve relativa efetividade a ambas intensidades de luz. O módulo de flexão para ambos os materiais foi menor quando esses foram polimerizados sob baixa intensidade. Isso provavelmente representa a contribuição mais importante em relação à alteração na tensão de contração. A contração volumétrica e a profundidade de polimerização não mostraram diferença estatisticamente Significativa entre ambas intensidades para os dois materiais. Contudo, compósitos polimerizados sob altas intensidades de luz podem levar a redução na qualidade marginal, o que compromete a longevidade dessas restaurações.

A influência da intensidade de luz na integridade da interface dente-restauração em restaurações classe V “*in vitro*” e na contração de polimerização como medida indireta do grau de conversão foram determinados por Feilzer *et al.*, em 1995. Cavidades classe V, em forma de V, com profundidade de 1,5 mm e o limite cervical 1 mm além da junção cimento-esmalte foram preparadas e restauradas. Metade dos corpos-de-prova foram fotoativados sob baixa intensidade de luz, de aproximadamente 250 mW/cm^2 , enquanto na outra metade foi utilizada alta intensidade de luz, de cerca de 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 polimerizada com baixa intensidade. Segundo os autores isso se deve 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 desenvolverá. Já no estágio visco-elástico, as tensões podem 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 contribuirá para diminuir o desenvolvimento de tensões de contração, além de estender o período de tempo para o escoamento. Espera-se que a redução de tensões ocorra principalmente durante os primeiros 10 segundos. Neste período a conversão é menor que 50% daquela obtida com alta intensidade de luz. A contração de polimerização a ambas intensidades de luz alcança os mesmos níveis dentro de 1 hora. Deste modo, foi possível concluir que o uso de unidades de luz com menores intensidades de luz contribuem para melhor integridade da interface.

Carvalho *et al.*, em 1996, realizaram uma revisão bibliográfica sobre a ocorrência e intensidade da tensão gerada durante o processo de polimerização além da influência desta e a importância de sua liberação. A intensidade da tensão gerada, segundo essa publicação, está relacionada a diferentes configurações da cavidade, entre outros fatores, onde foi concluído que o grau de escoamento do compósito durante a polimerização é determinado pelo material e também pela relação entre área de superfícies unidas e a área de superfícies livres (Fator C). Se não for observada falha coesiva dos materiais e as paredes da cavidade forem consideradas rígidas, a única maneira viável de liberação da tensão gerada pela contração de polimerização é uma deformação plástica do material e seu consequente escoamento para as superfícies livres, não-unidas. Quanto menor o Fator C, menor será a competição entre a resistência da união e as tensões geradas pela contração de polimerização. Sob condições clínicas, o trabalho demonstra que restaurações com Fator C menor que 1 são as únicas capazes de resistir a tensão gerada. Já, em relação ao material, quanto menor for a capacidade de escoamento deste, maior será a tensão de contração gerada no processo. Assim, compósitos fotoativados, que apresentam rápida e imediata reação de polimerização, permitem um menor escoamento no material comparado aos

compósitos quimicamente ativados, nos quais a reação de polimerização é mais lenta, ocorrendo maior escoamento e conseqüente maior liberação de tenções.

Com o objetivo de investigar a relação entre a resistência à fratura e à flexão dos compósitos quando submetidos a variações na intensidade e no tempo de exposição à luz, Miyazaki *et al.*, também em 1996, realizaram um estudo onde combinações de intensidade de luz e tempo de exposição foram empregadas respeitando-se o seguinte padrão: 400mW/cm² por 30 segundos; 200mW/cm² por 60 segundos; 100mW/cm² por 120 segundos; assim, para todas as combinações, a densidade de energia permaneceu a mesma e igual a 12 J. Os resultados encontrados não mostraram diferenças estatísticas nas propriedades mecânicas para qualquer uma das três combinações de fotoativação. Isso provavelmente explica-se pelo fato de que o grau de conversão final dos compósitos utilizados possa ter sido o mesmo. Portanto, os autores concluíram que o processo de polimerização é mais dependente do total de energia disponível, do que da intensidade de luz propriamente dita.

Venhoven *et al.*, ainda em 1996, determinaram a influência da variação da concentração do iniciador e do ativador na taxa de polimerização de resinas metacrilato. Avaliaram também, o tempo mínimo aceitável de exposição a luz para que ocorresse a polimerização. Para realização desse estudo, foram confeccionados corpos-de-prova com 5 mm de diâmetro por 1,5 mm de espessura que, em seguida, eram fotoativados por 10, 20 ou 60 segundos. A partir dos resultados ficou claro que a redução na concentração tanto do agente redutor quanto do fotoiniciador diminui a velocidade da reação, sem necessariamente reduzir a conversão final. Isto poderia influir marcadamente na interface dente-restauração, de maneira similar à redução da intensidade de luz. Os tempos de 20 e 60 segundos resultaram em cerca de 64% de conversão das duplas ligações de carbono após 2 horas. Contudo, tempos menores promoveram a polimerização da resina apenas na área diretamente exposta aos raios de luz, enquanto que o tempo de 60 segundos proporcionou polimerização de 3 mm na periferia do feixe de luz.

Como sabemos, os compósitos odontológicos têm sua estabilidade dimensional comprometida pela contração de polimerização. A conversão dos monômeros numa estrutura polimérica é acompanhada por uma aproximação molecular, o que causa diretamente a redução do volume do material, sendo essa característica inerente material. A partir dessa problemática, envolvendo a contração dos compósitos, Davidson & Feilzer, em 1997, discutiram os diversos aspectos relacionados a esse tema. A contração de polimerização se relaciona com o módulo de elasticidade do material e sua habilidade de escoamento, da mesma forma que com a situação em que ela ocorre, livre ou restrita. Em uma dada condição clínica, o material restaurador é sujeito a contração em situação restrita, aderindo-se a estruturas rígidas e gerando tensões nas paredes aderidas, podendo ocasionar falha coesiva, por deslocamento de parede, aumento de porosidade ou perda de coerência interna. A tensão gerada como resultado da contração de polimerização está relacionada à formação de um módulo de elasticidade suficiente para resistir a ocorrência de escoamento na tentativa de compensar o volume original e a magnitude da tensão gerada está relacionada às propriedades visco-elásticas do material e resiliência do substrato presente. Os métodos de controle da tensão gerada e promoção de liberação desta tensão estão relacionados a geometria da cavidade e conseqüentemente ao Fator C e também a utilização de materiais de baixo módulo de elasticidade que funcionam como regiões capazes de absorver tensões. A modulação do processo de fotoativação já demonstrou, experimentalmente menor dano a interface dente-restauração, sem causar influências comprometedoras nas propriedades físicas do material. Assim, o conhecimento e compreensão dos meios existentes para controle da tensão gerada pela contração de polimerização dos compósitos faz-se necessário para se obter os benefícios máximos da aplicação dos compósitos na Dentística Restauradora.

Davidson-Kaban *et al.*, em 1997, avaliaram o efeito da variação na intensidade de luz, tempo de exposição, tipo e cor de compósitos restauradores sobre as propriedades mecânicas, grau de conversão e adaptação marginal de restaurações. Foram utilizados para

realização desse estudo os compósitos Silux Plus (microparticulado) e P50 (híbrido), ambos da 3M-ESPE. A fotoativação foi realizada nas intensidades de 175 mW/cm^2 e 700 mW/cm^2 , com tempos de exposição de 10 e 60 segundos, sendo que houve interação entre os tempos e intensidades avaliadas (700/10, 700/60, 175/10, 175/60). Para o teste, amostras de compósito com espessura média de 1,48 mm foram adaptadas a um linômetro semelhante ao descrito por De Gee *et al.*, 1981, e fez-se a mensuração da contração linear por 15 minutos. Os valores obtidos foram convertidos para contração volumétrica através de fórmula presente no trabalho. Para se determinar a influência da intensidade de luz na integridade marginal, foram confeccionadas 6 cavidades classe V *in vitro* por grupo em dentes bovinos, com dimensões médias de 1,5 mm em profundidade, 3,5 mm em largura e 2,5 mm em comprimento. As cavidades confeccionadas foram restauradas e após a inserção do material na cavidade, realizou-se a fotoativação por 10 e 60 segundos a 700 mW/cm^2 e 10 e 60 a 175 mW/cm^2 , sendo posteriormente analisado em Microscopia Eletrônica. Os resultados encontrados demonstraram que os compósitos não foram afetados pela diminuição da intensidade de luz durante a fotoativação, principalmente quando o tempo de fotoativação era de 60 segundos, pois não foi encontrada diferença estatística em nenhum grupo de compósito nos valores de contração de polimerização volumétrica entre 700/60 e 175/60, fato talvez relacionado a pequena espessura da amostra utilizada. Já, quando se avaliou a contração volumétrica nos grupos onde a fotoativação foi realizada em baixa intensidade por 10 segundos, uma diminuição significativa foi verificada nesses valores para todas as cores e compósitos utilizados. Um fato interessante observado foi que, quando se realizou a fotoativação das amostras em menor intensidade (175 mW/cm^2), verificou-se uma variação na velocidade da reação. No caso da fotoativação de 175/60, o valor de contração gerado nos primeiros 30 segundos foi muito menor que àqueles encontrados para 700/60, embora após 15 minutos estes valores (e assim o grau de conversão) não sejam diferentes estatisticamente. Isso representa um fator benéfico relacionado à integridade da restauração pela menor tensão gerada durante a fotoativação neste caso (175/60), o que justifica os resultados encontrados quando a adaptação marginal, onde os danos na interface foram mais evidentes e de maior magnitude quando realizada fotoativação em alta intensidade (700 mW/cm^2).

A composição dos compósitos restauradores odontológicos é fator determinante nas propriedades físicas e principalmente sob uma características que é inerente ao material, sua contração durante a polimerização. Baseado nessa afirmação, Peutzfeldt, em 1997, discorreu e discutiu, através de revisão da literatura, sobre a evolução dos sistemas de monômeros odontológicos, ressaltando novas abordagens para a consequente melhoria do desempenho dos compósitos restauradores. O monômero Bis-GMA mostrou-se superior ao metil metacrilato, devido a sua estrutura química e alto peso molecular, que proporcionam menor volatilidade, menor contração de polimerização, enrijecimento mais rápido além de produzirem resinas mais rígidas. A extensão da contração de polimerização depende, entre outros fatores, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. A natureza polar das resinas dimetacrilato resulta em absorção de água do meio bucal, o que causa o enfraquecimento da matriz resinosa, desunião entre matriz e partícula inorgânica e degradação hidrolítica das partículas com subsequente redução das propriedades mecânicas. No intuito de diminuir a sorção de água, homólogos do Bis-GMA foram desenvolvidos como o Bis-EMA (Bisfenol A etileno metacrilato), no qual a hidroxila, diminuindo a afinidade do monômero pela água. O monômero UEDMA (Uretano etil dimetacrilato) também é utilizado na fabricação de compósitos restauradores. As vantagens deste monômero são sua menor viscosidade, maior flexibilidade da terminação uretano e alto peso molecular, além do elevado grau de conversão. Outros monômeros vêm sendo desenvolvidos e estudados na tentativa de se obter um material que alcance todas as necessidades clínicas. A autora conclui que embora o desempenho de um compósito seja o resultado da inter-relação entre todos os componentes presentes no material, uma mudança no sistema de monômeros pode resultar em significativa melhora nas propriedades e no desempenho, bem como na extensão de suas aplicações clínicas.

Hansen & Asmussen, em 1997, avaliaram a relação entre profundidade de polimerização e distancia da ponta do aparelho fotopolimerizador da superfície de compósitos. Os autores observaram que a profundidade de polimerização foi reduzida de

maneira linear com o aumento da distância entre a ponta do aparelho e a superfície do compósito. A relação entre o distanciamento da ponta e a intensidade de luz é dependente de diversos fatores, dentre eles o grau de divergência do feixe de luz, sendo que quanto mais paralelo for o feixe, menor será a perda de luz.

Com uma detalhada revisão de literatura, Pashley & Carvalho, ainda em 1997, objetivando elucidar a relação entre permeabilidade dentinária e a união adesiva, discutiram sobre a avaliação da estrutura dentinária, permeação de monômeros resinosos nos túbulos e nos espaços criados entre as fibras colágenas pelo condicionamento ácido, bem como o papel da água no procedimento adesivo. A penetração do adesivo na dentina foi classificada como permeabilidade dentinária.intertubular, que pode ser aumentada pelo condicionamento devido à remoção da *smear layer* e *smear plugs*, além da remoção de conteúdo mineral da dentina intertubular subjacente a uma profundidade de 2 a 7 μm . os espaços deixados por essas remoção ao redor das fibras colágenas podem então ser preenchidos por monômeros para formar a camada híbrida. Os autores atribuem a essa camada e aos *tags* resinosos a responsabilidade pela resistência da união à dentina, consideram ainda que a camada híbrida é o maior e mais efetivo método para se unir resina à dentina, e que quando formada adequadamente promove alta resistência de união e ótimo selamento da dentina condicionada, além de atuar na absorção de tensões decorrentes da contração de polimerização. Porém, para formação de camada híbrida efetiva a permeabilidade deve ser levada em consideração, pois apesar do condicionamento ácido promover a remoção do conteúdo mineral da *smear layer*, seu conteúdo orgânico atua como barreira à penetração dos monômeros, reduzindo a permeabilidade dentinária. A água está intimamente envolvida no processo de adesão e, sendo assim, também é um fator capaz de interferir neste processo. A permeabilidade intertubular e por conseqüência, a penetração de monômeros na dentina pode ser amplamente reduzida pela obliteração das porosidades em decorrência do colapso das fibras colágenas causado pela desidratação da dentina desmineralizada. Esse fato pôde ser comprovado pela redução da resistência de união nas condições secas em comparação com condição úmida. Apesar disso, deve-se levar em

consideração que um sobre-umedecimento também gera enfraquecimento da união, uma vez que o excesso de água interfere no processo adesivo. Nesse caso, a água pode preencher a superfície e suas e suas porosidades impedindo fisicamente a penetração dos monômeros e, ainda pode diluir a concentração de monômeros hidrófilos interferindo quimicamente na adesão. Os autores concluem ressaltando a importância do conhecimento sobre a permeabilidade nas diversas condições em que a dentina pode se apresentar, pois tal informação é crucial para tornar efetiva a adesão da resina à estrutura dental.

Uma vez que já se conheciam alguns efeitos benéficos de técnicas alternativas de fotoativação como, por exemplo, baixa intensidade de luz inicial seguida finalmente de intensidade de luz mais alta, Mehl *et al.*, em 1997, investigaram a influência de diferentes condições iniciais de fotoativação, seguidas por irradiação final com alta intensidade nas propriedades de dois compósitos fotoativados. Foram determinados: módulo flexural, resistência à flexão, dureza Vickers e formação de fendas marginais antes e após termociclagem. Os compósitos selecionados para esse estudo foram Tetric e Charisma. A resistência e o módulo de flexural foram determinados de acordo com EN 24049:1993 em corpos-de-prova com 25 mm de comprimento, 2 mm de largura e 2 mm de altura. A intensidade de luz de 100% foi de 450mW/cm^2 e as distâncias de 2,4,6,8,10,20 e 50 mm correspondiam a 80, 70, 62, 56, 50, 37 e 13% respectivamente. Cada grupo continha dez amostras que foram polimerizadas inicialmente com as intensidades apresentadas durante 20 ou 40 segundos seguido por exposição final com 100% da intensidade de modo a completar 60 segundos de exposição total. O grupo controle foi irradiado por 60 segundos com intensidade de 100%. O teste de flexão de três pontos foi conduzido em máquina de teste universal com velocidade de 0,7 mm/min, com 20 mm de distância entre os suportes, de acordo com os parâmetros NIST nº 4877. O teste de microdureza foi selecionado por ser indicativo do grau de polimerização. Os mesmos materiais do teste anterior foram selecionados para confecção de cilindros com 9 mm de diâmetro por 2 mm de altura. Os grupos testados também foram os mesmos descritos anteriormente. A dureza Vickers foi mensurada com carga de 500g por 20 segundos e três medidas foram feitas em cada superfície. Para a avaliação da integridade marginal, 32 molares humanos foram selecionados e cavidades classe V com 2 mm de diâmetro por 1,8 mm de profundidade,

com bisel de 0,5 – 1 mm foram confeccionados na região da junção cimento-esmalte. Foram confeccionadas réplicas em resina epóxica antes e após a termociclagem. A termociclagem foi conduzida por 500 ciclos com banhos de 30 segundos a 5 e 55°C. As margens das restaurações foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura com aumento de 200 X e classificadas no seu comprimento em: Margem perfeita, Fenda marginal, Sub-preenchimento ou Falta de material, Excesso de material, Fratura e Sem possibilidade de avaliação. Adicionalmente, após a termociclagem foi realizado teste de penetração do corante, utilizando-se solução de azul de metileno durante 5 minutos. Os dentes foram cortados e suas margens classificadas em: 1- penetração de corante através da margem ou 0 - outra situação. Os resultados mostraram que o uso de ativação com baixa intensidade de luz inicial não afetou a microdureza, o que significa que o grau de conversão é mantido com o uso de dupla intensidade de luz. A resistência à flexão e o módulo flexural foram aumentados pela utilização da dupla intensidade, fato explicado pela redução nas tensões internas e melhora na cinética de polimerização, permitindo a formação de cadeias moleculares mais longas com maior número de ligações cruzadas. Os resultados também mostraram que a integridade marginal foi melhorada com o uso de baixa intensidade inicial, pois a porcentagem de fendas marginais foi reduzida entre 5 e 25%, isso porque permitiu-se que o compósito escoasse mais, gerando menores tensões na interface com a estrutura dental. O teste de penetração do corante teve resultados análogos aos do teste de integridade marginal em MEV, porém a análise estatística não pode detectar diferenças entre os grupos. Apesar disso, os autores concluem que o uso de dupla intensidade de luz é um método adequado, pois combina melhora na qualidade marginal e manutenção das propriedades físicas de restaurações em compósito.

Asmussen & Peutzfeldt, em 1998, estudaram o efeito do UEDMA, BisGMA e TEGDMA nas propriedades mecânicas de compósitos experimentais. Foram preparadas 30 misturas com diferentes proporções de monômeros, porém a quantidade de carga, iniciador e ativador foram mantidos. A molécula do UEDMA caracteriza-se por ser de alto peso molecular, porém flexível. Essa característica é possível graças a sua forma estrutural, que

ao contrário do BisGMA, é desprovida de anéis benzênicos no centro da cadeia. Por outro lado, o monômero TEGDMA possui baixo peso molecular, sendo desta forma, considerado diluente. Monômeros cujas moléculas são mais flexíveis possuem maior grau de conversão e maior velocidade de reação, pois a luz difunde-se melhor. Os resultados mostraram que a resistência à tração diametral, à flexão e o módulo de elasticidade foram influenciados pela composição do monômero, ou seja, pela natureza do copolímero que constitui a matriz a matriz resinosa.

Explorando um pouco mais a busca por conhecimentos relacionados à composição dos compósitos odontológicos e suas pertinências, Anusavice, no mesmo ano de 1998, relatou algumas características desses materiais quanto à sua composição, classificação e modo de ativação. Os compósitos são materiais constituídos por uma matriz resinosa formada por monômeros, sendo que os mais comuns são o BisGMA, UEDMA, TEGDMA, que através da reação de polimerização por adição promovem o enrijecimento do material. Esses materiais apresentam um sistema ativador-iniciador, pigmentos e radiopacificadores, partículas de carga que tem a função de melhorar as propriedades mecânicas do compósito e também apresenta um agente de união, geralmente um silano orgânico, de caráter bifuncional, cuja finalidade é unir quimicamente as partículas de carga à matriz resinosa. Segundo o autor, diferenças no sistema ativador-iniciador resultam em compósitos de ativação química, que foram os precursores dos comercializados atualmente e que se apresentam no sistema de duas pastas e, os compósitos de ativação física que inicialmente eram ativados por luz ultravioleta e mais recentemente pela luz visível. Independentemente do método de ativação, os compósitos odontológicos contraem durante o processo de polimerização, fator representante da principal desvantagem desse material.

Koran & Kürschner, em 1998, compararam um método de fotoativação de dois passos ao método contínuo convencional, relacionando-os ao desenvolvimento, grau e profundidade de polimerização, magnitude de contração, viscosidade, adesão e dureza superficial do compósito. Na técnica de dupla intensidade utilizou-se aplicação inicial da

luz em baixa intensidade, com aproximadamente 150 mW/cm^2 durante 10 segundos, seguida de aplicação de alta intensidade de luz com cerca de 700 mW/cm^2 , por mais 30 segundos. Essa técnica de fotoativação produziu resultados superiores, pois resultou em menor viscosidade, menor grau de conversão e contração após 10 segundos, mas ao mesmo tempo proporcionou um material final com características comparáveis àquele obtido quando o método contínuo foi utilizado. A menor viscosidade conseguida inicialmente pela aplicação da luz seqüencial permitiu melhor escoamento do material durante os estágios iniciais da polimerização, o que resultou em melhor adaptação marginal. Os autores concluíram que a utilização do método de fotoativação de dupla intensidade provê restaurações com melhor adaptação marginal sem prejuízo nas propriedades finais do material.

Asmussem, também em 1998, com a finalidade de relacionar a fotoativação com a direção de contração dos compósitos realizou um estudo em que moldes metálicos cilíndricos com diferentes alturas foram utilizados para acomodar o material resinoso, sendo que o mesmo fora inserido com leve excesso no interior dos moldes e em seguida foram fotoativados. A fotoativação foi realizada ou do lado que apresentava excesso, ou do lado nivelado com o molde. Tanto a depressão quanto a saliência causada no material foram mensuradas. Foi observado que para os corpos-de-prova irradiados do lado que possuía leve excesso, ambas as extremidades do compósito contido dentro do molde curvaram-se em direção à luz. À medida que a espessura aumentou, tanto a saliência na superfície irradiada quanto na superfície oposta aumentaram. Por outro lado, quando a fotoativação foi realizada do lado onde o material estava nivelado à margem do molde, a contração ocorreu em direção oposta à luz. Assim, o autor concluiu que a contração dos compósitos depende da direção da luz, da união do material ao substrato e da espessura de material empregada.

Ainda tentando esclarecer dúvidas a respeito da direção de contração dos compósitos odontológicos, Versluis *et al.*, em 1998, avaliaram os vetores de contração

através da análise de elemento finito para verificar se a afirmação de que os compósitos contraem universalmente em direção à luz é verdadeira. De acordo com os autores, a determinação experimental direta dos vetores de contração é muito difícil. Portanto, seu entendimento tem sido baseado apenas na interpretação de observações indiretas, em particular, pela formação de fendas marginais. Os resultados mostraram que quando os compósitos contraem livremente, a contração se dá em direção à primeira camada de material polimerizados. Isso ocorre devido ao escoamento, que se refere ao transporte de massa dentro de um meio viscoso, e que se processa a partir de camadas mais profundas, uma vez que a reação é mais lenta nessas regiões. Por outro lado, se a contração for restringida, ou seja, se houver efetiva união às paredes da cavidade, os vetores de contração serão direcionados a estas paredes e o escoamento se dará a partir da superfície da restauração.

Uma avaliação da relação entre densidade de energia de luz necessária para a polimerização, grau de conversão e contração de polimerização linear pós-gel foi executada por Sakagushi & Berge, em 1998, com o objetivo de verificar se o grau de conversão e a contração são influenciados pelo método de aplicação da luz. Para tal, foram confeccionadas amostras do compósito Bisfil P com 5,4 mm de diâmetro e 1,7 mm de altura. Essas amostras foram ativadas por aparelho Demetron 400 por 40 segundos com a ponta do aparelho posicionada a 7,0 mm da superfície do corpo-de-prova, como se segue: (g1) 337 mW/cm², (g2) 241 mW/cm², (g3) 164 mW/cm², (g4) 116 mW/cm², (g5) 20s a 241 mW/cm² e 20s adicionais a 337 mW/cm². A tensão gerada pela contração de polimerização foi mensurada através de resistor elétrico acoplado na região de fundo de cada amostra. O grau de conversão foi posteriormente avaliado através de Espectroscopia de Fourier, com análise das regiões de superfície e fundo das amostras representativas de cada grupo. Os resultados mostraram que a aplicação de dupla intensidade de luz pode oferecer uma oportunidade de reduzir a contração de polimerização, enquanto não altera significativamente o grau de conversão. Isso pode estar relacionado a diminuição da taxa de deformação pela contração, o que permite o relaxamento das tensões. Uma redução

moderada na densidade de energia de luz parece ter efeito benéfico na contração de polimerização, pois parece que o processo de polimerização é mais dependente do total de energia disponível do que da intensidade de luz.

No mesmo ano de 1998, Tolidis *et al.*, verificaram a contração volumétrica de compósitos quando utilizados em associação ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Os pesquisadores observaram uma redução de 41% na contração de polimerização quando o cimento de ionômero de vidro foi utilizado sob o compósito. A provável explicação parece estar relacionada com a capacidade do cimento ionomérico de absorver tensões geradas pela contração de polimerização. Isto se deve ao fato do baixo módulo de flexão da cadeia polimérica recém-formada no cimento de ionômero de vidro modificado por resina conferir uma matriz altamente flexível. A somatória desses fatores resulta em menor contração de polimerização volumétrica do compósito, uma vez que o forramento ionomérico se mostra capaz de absorver parte das tensões geradas pela contração.

Uma comparação entre aparelhos LED e fotopolimerizadores convencionais que funcionam por lâmpada halógena quanto a profundidade de polimerização e grau de conversão de compósitos odontológicos foi realizada por Fujibayashi *et al.*, em 1998. Foram utilizados dois aparelhos LED: LED1 e LED2 (Nichia Chemical) e um aparelho com luz halógena (Philips). O espectro de luz de cada aparelho foi analisado por meio de um espectroradiômetro, mensurado entre 300 e 800 nm. O compósito Silux Plus (3M-ESPE) foi utilizado para o teste de profundidade de polimerização confeccionando-se amostras de 4 mm de diâmetro por 8 mm em altura, após fotoativação por 10, 20, 40 e 60 segundos, removendo-se o material não polimerizado com o auxílio de espátula plástica. O grau de conversão foi analisado através de Espectroscopia de Fourier, com a análise de filmes de compósito com espessura média de 0,1 mm após fotoativação. O espectro de luz de um dos aparelhos LED utilizados variou de 430 a 550 nm, com pico de 466 nm, possuindo eficácia para fotoativação de 96%. O aparelho com lâmpada halógena apresentou

variação de 380 a 510 nm, com pico de 484 nm e eficácia para fotoativação de 94%. Quanto a profundidade de polimerização, nos grupos fotoativados com uma exposição de 40 e 60 segundos, o aparelho LED2 apresentou resultados estatisticamente superiores ao LED1 e ao aparelho com lâmpada halógena. O aparelho LED2 também apresentou resultados superiores ao convencional quanto ao grau de conversão do compósito utilizado. Os resultados satisfatórios obtidos pelo método de fotoativação LED estão relacionados ao seu estreito espectro de luz (430-550 nm) e um pico de intensidade ao redor 470 nm, dessa forma altamente eficiente na ativação da canforoquinona e, responsável pelos resultados superiores aos obtidos comparativamente a luz emitida da lâmpada halógena.

A utilização dos compósitos de baixa viscosidade como coadjuvantes na redução das tensões de contração dos compósitos resinosos foi demonstrada em 1999, por Unterbrink & Liebenberg, em uma revisão de literatura. Os autores discutiram sobre a importância do equilíbrio entre a resistência da união desenvolvida pelo sistema de união e a tensão gerada pela contração de polimerização para o sucesso das restaurações adesivas. A contração de polimerização gera tensões na interface dente restauração que podem levar a formação de fendas marginais, microinfiltração e conseqüente fracasso da precoce da restauração adesiva. Tais tensões estão diretamente relacionadas à configuração da cavidade, à técnica restauradora e às características do material restaurador. A união entre o material restaurador resinoso e a estrutura dental atualmente se dá através do processo de hibridização, porém camadas muito finas de adesivo sofrem inibição de polimerização pelo oxigênio, o que dificulta o estabelecimento de boa união. A aplicação de camadas mais espessas de adesivo sem carga, entretanto, causar confusão no diagnóstico radiográfico devido a radiolucência desse material, além de contribuir para degradação margens da restauração, onde essa camada se expõe ao meio bucal. Por estas razões, os autores sugerem a utilização de adesivos com carga, pois esses materiais oferecem as vantagens de eliminação da inibição de polimerização pela maior espessura conseguida e dos problemas de diagnóstico, devido às características radiopacas das partículas de carga. Além disso, sugerem que essa camada de adesivo com carga ou forramento com compósito de baixa

viscosidade seja capaz de atuar como amortecedor, absorvendo tensões de contração, evitando a formação de fendas marginais e, por consequência, aumentando a longevidade das restaurações.

Ainda no ano de 1999, Labella *et al.* avaliaram o módulo de elasticidade, a contração de polimerização e a cinética de contração de vários materiais resinosos, incluindo compósitos convencionais e de baixa viscosidade, adesivos com e sem adição de carga, de modo a estabelecer uma comparação entre esses materiais. Verificaram que a contração de polimerização volumétrica tem magnitude variável e depende do tipo de compósito avaliado. A magnitude da tensão gerada pela contração demonstra ser dependente da proporção entre superfície unida e não unida, das propriedades do compósito e da quantidade de material. Observaram também que com a introdução dos compósitos de baixa viscosidade esperava-se que estes materiais desenvolvessem maior tensão de contração devido ao seu maior conteúdo de matriz orgânica, entretanto, tais compósitos apresentavam também menor módulo de elasticidade e com isso poderiam funcionar como “amortecedores” no momento da polimerização. Assim, os autores concluíram que o desempenho dos compósitos como atenuadores das tensões geradas com a polimerização parece imprevisível, dependendo do tipo de matriz, bem como da natureza química da partícula inorgânica.

Mills *et al.*, também em 1999, avaliaram a profundidade de polimerização determinada por fotoativadores constituídos por lâmpada halógena e LEDs, através do teste de dureza. A qualidade da luz emitida pelos aparelhos também foi determinada pela avaliação da irradiância e do espectro da luz emitida. Com isso, os autores puderam demonstrar que há grande diferença na distribuição do espectro da luz emitida, sendo que o fluxo espectral da lâmpada halógena exibe distribuição mais ampla nos diferentes comprimentos de onda, enquanto que o fluxo do LED possui maior concentração de emissão ao redor de 470 nm. A irradiância dos aparelhos foi de 455 mW/cm² para o aparelho de lâmpada halógena e 290 mW/cm² para o LED, entretanto quando se considera

a irradiância entre comprimentos de onda de 410 e 500 nm (faixa de emissão realmente efetiva), o aparelho a base de LEDs gera intensidade de 276mW/cm^2 enquanto o aparelho a base de lâmpada halógena gera 388mW/cm^2 . O teste de dureza revelou que a profundidade de polimerização dos corpos-de-prova ativados pelo aparelho a base de LEDs foi significativamente maior que àquela encontrada no ativados por luz halógena, fato atribuído justamente às características da luz emitida pelos LEDs. Assim, concluiu-se que a tecnologia LED apresenta características favoráveis para a fotoativação de compósitos podendo tornar-se extremamente útil, uma vez que a performance dessas unidades não decai significativamente com o tempo, como acontece com as unidades à base de lâmpadas halógenas.

Com o objetivo de investigar o efeito da intensidade de luz no grau de conversão de compósitos relacionando-o com o tipo de aplicação de luz, se de dupla intensidade ou de dois passos, ou luz contínua de alta intensidade, Bouschlicher *et al.*, em 2000, realizaram um estudo direcionado. Os autores verificaram, a partir da análise dos resultados, que o grau de conversão para ambas as técnicas foram equivalentes, o que significa que a fotoativação pelo método de dupla intensidade não resulta em diminuição das propriedades mecânicas finais do material.

Ainda em 2000, Stahl *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de investigar as propriedades flexurais de três compósitos em três diferentes cores, quando polimerizados com aparelhos baseados em LEDs ou em lâmpada halógena. Foram utilizados os compósitos Spectrum TPH e Z100 nas cores A₂ e A₄ e Solitaire nas cores A₂ e A₃. Os fototivadores utilizados foram Spectrum 201R , cuja intensidade de luz emitida é de 755mW/cm^2 e um aparelho composto por 27 LEDs azuis, feito sob encomenda, cuja intensidade de luz emitida é de 350mW/cm^2 . O teste de resistência foi conduzido de acordo com as instruções da ISO 4049. As amostras possuíam dimensões de 25 x 2 x 2 mm e foram irradiadas por 40 segundos. Os resultados mostraram que não há diferença entre cores dentro de um mesmo material, porém na comparação dos compósitos, diferenças

foram detectadas nos valores de resistência e módulo flexural. Esses valores também são afetados pelo método de exposição, pois a resistência à flexão e o módulo flexural dos corpos-de-prova ativados com lâmpada halógena foram maiores que os valores obtidos pelas amostras ativadas com LEDs, entretanto, todos os materiais testados, independente do modo de ativação, preencheram os requisitos da ISO 4049. Os autores explicam que os LEDs funcionam bem porque o pico de comprimento de onda emitido por eles (465 nm) é muito próximo ao pico de absorção da canforoquinona (467 nm), enquanto que o pico da lâmpada halógena com a presença do filtro é de 497 nm. Concluindo, os autores ainda não indicaram o LED para uso clínico, mas consideraram este um método que pode tornar-se viável e efetivo para polimerização dos compósitos.

Também no ano de 2000, Friedl *et al.* avaliaram a influência de métodos de fotoativação utilizando intensidades de luz variáveis na integridade marginal de um compósito resinoso e duas resinas modificadas por poliácidos em restaurações classe V. Nesse estudo, 60 terceiros molares humanos recém extraídos foram selecionados. Cavidades padronizadas em forma de caixa com paredes paralelas e dimensões de 5 mm no sentido mesio-distal, 3 mm no sentido ocluso-gengival e 1,5 mm de profundidade (Fator C = 3, aproximadamente) foram confeccionadas de modo que a margem gengival ficasse localizada 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte. Os dentes foram separados em grupos de 10 dentes cada, segundo a técnica restauradora e o método de fotoativação: G1 - Prime&bond 2.1 + Dyract (800 mW/cm² por 40s); G2 - OSB Primer + Hytac (800 mW/cm² por 40s); G3 - Prime&bond 2.1 + Spectrun (800 mW/cm² por 40s); G4 - Prime&bond 2.1 + Dyract (150mW/cm² por 10s e 800 mW/cm² por 30s); G5 - OSB Primer + Hytac (150mW/cm² por 10s e 800 mW/cm² por 30s); G6 - Prime&bond 2.1 + Spectrun (150 mW/cm² por 10s e 800 mW/cm² por 30s). As restaurações foram realizadas de acordo com as instruções dos fabricantes e os procedimentos de acabamento e polimento com pontas diamantadas e discos Sof-Lex. Em seguida as amostras foram armazenadas em água deionizada por 7 dias a 37°C e cicladas térmicamente (5000 ciclos com banhos de 30 segundos a 5 e 55°C) e mecanicamente (500000 ciclos no centro de superfície oclusal dos

dentes com frequência de 1,7 Hz e carga de 72,5 N). As amostras foram avaliadas em MEV antes e após as ciclagens térmica e mecânica por meio da obtenção de réplicas, que foram analisadas quantitativamente pela classificação das margens nos critérios: Margem perfeita, Fenda marginal, Imperfeição marginal e Margem não definida (Marginal swelling). A qualidade da margem foi calculada como porcentagem do comprimento total da margem. A análise da penetração do corante foi realizada após a termociclagem. As amostras foram armazenadas por 16 horas em solução de Fucsina básica a 0,5% a 37°C. Após, os dentes foram cortados na direção vestibulo-lingual em fatias de 200 µm e analisados em lupa estereoscópica com aumento de 16X e fotografadas por ambos os lados. A penetração do corante foi analisada por meio de escaneamento da fotografia e mensuradas em porcentagem do comprimento total da restauração. Com isso, os autores concluíram que o método de fotoativação com dupla intensidade não teve influência significativa na adaptação marginal dos materiais testados, considerando esmalte ou dentina e antes e após a termociclagem. Baseados nos resultados obtidos, ficou claro que a polimerização inicial com baixa intensidade de luz pode resultar em efeitos negativos pela protelação da reação de polimerização e que este método não melhora a adaptação marginal de restaurações em compósito ou resina modificada por poliácidos.

Ernst *et al.*, ainda em 2000, avaliaram a tensão gerada pela contração de polimerização nos métodos convencional e de dupla intensidade de luz, por meio de análise fotoelástica. Foram selecionados diversos compósitos odontológicos para confecção de amostras que foram fotoativadas por dois métodos: o convencional (700 mW/cm² por 40s) e o de dupla intensidade de luz (150 mW/cm² por 10s seguido de 700 mW/cm² por 30s). Os resultados demonstraram que para maioria dos compósitos testados houve redução significativa das tensões de contração. Esse fato foi atribuído ao prolongamento do período viscoso, no qual a capacidade de escoamento do compósito é aumentada com conseqüente redução das tensões de contração. Os autores concluíram que o método de fotoativação por dupla intensidade de luz é um meio efetivo de reduzir as tensões decorrentes da contração de polimerização dos compósitos odontológicos.

Dennison *et al.*, em 2000, avaliaram o efeito do aumento seqüencial da intensidade de luz sobre a contração de polimerização de um compósito microparticulado e outro híbrido. O ensaio de dureza Knoop foi utilizado para se verificar a eficiência de cada método em polimerizar os compósitos. Para isso foram confeccionados 4 grupos de 12 amostras cada, os quais foram levados a um linômetro para se mensurar a contração de polimerização. Os métodos de fotoativação utilizados foram: G1- 100% da intensidade do aparelho de luz visível por 40s; G2- 25% da intensidade por 40s; G3- 25% da intensidade por 20s, 50% da intensidade por 10s e 100% por 10s; e, G4- 25% por 10s, 50% da intensidade por 10s e 100% po 20s. Os valores obtidos foram comparados pela ANOVA e teste de Tukey dentro de cada material. Os resultados mostraram diferença estatisticamente Significativa ($p < 0,05$) entre as médias do grupo 1 (controle) com os três experimentais, para os dois compósitos. Não existiu diferença entre os três grupos experimentais. A dureza Knoop não diferiu entre o grupo 1 (controle) e o grupo 4. Os grupos 2 e 3 não diferiram entre si, mas foram inferiores aos grupos 1 e 4. Os autores concluíram que a fotoativação dos compósitos com 25% da intensidade por 10s, 50% por 10s e 100% por 20s, reduziu significativamente a contração de polimerização quando comparado ao grupo controle. Além disso, não houve comprometimento da profundidade de polimerização.

Jandt *et al.*, em 2000, testaram a profundidade de polimerização e a resistência a compressão de um compósito restaurador ativado por aparelhos a base de LEDs ou lâmpada halógena a fim de comparar a efetividade de polimerização dos mesmos, realizando-se também a mensuração do espectro de luz dos aparelhos utilizados. Foram utilizados dois aparelhos fotoativadores, um convencional com lâmpada halógena e outro com LEDs (27LEDs). A profundidade de polimerização foi determinada em corpos-de-prova com 4mm de diâmetro por 8mm de altura confeccionados com o compósito Spectrun TPH (Dentsply Co.), nas cores A₂ e A₄, fotoativados por 40s. Foram confeccionadas 10 amostras para cada grupo, nas quais a profundidade de polimerização foi mensurada por meio de penetrômetro, com a aplicação de força constante e remoção da porção não

polimerizada do corpo-de-prova. A resistência a compressão foi determinada em amostras de 4mm de diâmetro por 6mm de altura polimerizadas em ambos os lados da amostra. Foram confeccionadas 6 amostras por grupo e o teste foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min. Como resultado, os autores encontraram uma intensidade de luz de 755 mW/cm² para o aparelho de luz halógena, com um espectro de luz de 95% entre 398 e 507 nm com pico de 497 nm e para o aparelho LED uma intensidade de 350 mW/cm², com espectro de luz de 95% entre 438 e 501 nm com pico de 465 nm. Entre 450 e 470 nm, região de pico de ativação da canforoquinona, a intensidade alcançada pelo aparelho LED foi quase duas vezes superior que a do aparelho convencional por luz halógena, apesar desse último exibir maior intensidade de luz em todas as outras regiões do espectro. A profundidade de polimerização foi significativamente maior para as amostras fotoativadas pelo aparelho por luz halógena, embora ambos aparelhos tenham apresentado efetividade de cura em profundidades às determinadas pela ISO 4049 e especificações do fabricante. Com relação aos valores de resistência à compressão não houve diferenças estatísticas entre as amostras fotoativadas por LED ou luz halógena. Com base nos resultados os autores concluem que os aparelhos por LEDs são efetivos para fotoativação de compósitos odontológicos e que o aprimoramento dessa tecnologia fará com que a técnica se torne viável entre as outras já existentes.

Peutzfeldt *et al.*, em 2000, avaliaram as propriedades obtidas por compósitos fotoativados pelos aparelhos Apolo 95E e PAC1000, cuja luz é emitida por plasma incandescente composto por mistura gasosa de moléculas ionizadas e elétrons. Estes aparelhos funcionam com comprimento de onda em torno de 470 nm, com alta intensidade de luz permitindo desta forma que o tempo de exposição seja incrivelmente reduzido. Para avaliação dessas unidades fotoativadoras, três compósitos foram selecionados: Herculite XRV, Apollo Restore e Sarenco Microhybrid. Para todos os testes realizados, os métodos para fotoativação eram: Apolo 95E 3s com intensidade de 1370 mW/cm², 1000 PAC 10s com intensidade de 980 mW/cm², o aparelho XL3000(controle) 40s com intensidade de 480 mW/cm². As características investigadas foram: 1) Quantidade de duplas ligações

remanescentes, por meio de Espectroscopia de Fourier; 2) Profundidade de polimerização, avaliada por meio de confecção de cavidades cilíndricas em molares humanos extraídos, onde os compósitos foram inseridos e polimerizados; 3) Resistência e módulo flexural, avaliado por meio de teste de três pontos, com 6 mm de distancia entre os pontos com corpos-de-prova de 2 x 2 x 10 mm; 4) Contração parede-a-parede, avaliada em molares humanos extraídos onde foi obtida área plana de dentina e então confeccionada cavidade cilíndrica com diâmetro de 3,2 – 3,6 mm e 1,5 mm de profundidade e restaurada de acordo com as instruções do fabricante. Os autores verificaram que com o uso do aparelho Apollo 95E o número de ligações duplas remanescentes, foi maior do que quando se utilizou o XL3000. Já os resultados para o aparelho PAC 1000 variaram e dependeram do tipo de compósito utilizado. Quanto a profundidade de polimerização, os aparelhos utilizando arco de plasma foram iguais ou inferiores ao aparelho convencional, dependendo também do tipo de compósito utilizado. A resistência à flexão não foi influenciada por nenhum método de fotativação. O módulo de elasticidade foi menor para o aparelho Apollo 95E em relação ao XL3000. Os autores verificaram ainda que a contração de polimerização, quando se utilizou o aparelho por arco de plasma, foi menor ou igual do que quando se utilizou o aparelho convencional.

Condon & Ferracane, em 2000, avaliaram a magnitude da tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos numa situação confinada e verificaram também o efeito da adição de um monômero experimental MSAA (metacriloxi-estireno-alil-álcool) na redução da tensão. Para realização desse estudo, utilizaram 11 compósitos restauradores disponíveis comercialmente e alguns compósitos experimentais, além do uso de uma máquina de testes mecânicos e do sistema de união Scotchbond MP (3M-ESPE). A fotoativação foi realizada por 60s de ambos os lados da amostra com um aparelho Optilux (Demetron Research Co.). O Fator C do experimento foi igual a 1 e o monitoramento da tensão gerada foi realizado por um período de 10 minutos após a fotoativação, menos para o compósito quimicamente ativado Bisco 2 (Bisco), no qual esse tempo foi de 30 minutos. Os autores verificaram que houve relação significativa entre o

alto volume de partículas de carga e o aumento da tensão de contração de polimerização entre os compósitos comerciais estudados. A introdução do monômero MSAA promoveu redução de 30% na tensão gerada pela polimerização nos compósitos experimentais estudados. Assim, os pesquisadores concluíram que compósitos que contêm menores concentrações de partículas de carga inorgânicas são menos susceptíveis a desenvolverem tensões durante a polimerização quando estão confinados. Ainda, afirmaram que mudanças na composição química dos compósitos podem resultar em materiais que produzam menor contração de polimerização.

Ainda em 2000, Price *et al.*, compararam a contração de polimerização volumétrica e o módulo de elasticidade de 4 compósitos restauradores comerciais e um experimental sem carga quando polimerizados por meio do método convencional de fotoativação (luz contínua) e por dupla intensidade de luz. Após a confecção das amostras, realizou-se a fotoativação destas por 40s em cada lado utilizando o aparelho Optilux 401 (Demetron/Kerr) e o aparelho Elipar Highlight (ESPE América). As dimensões do anel e a espessura da amostra utilizada produziram um Fator C em torno de 0,8. Foram confeccionadas 10 amostras para cada compósito e cada método de fotoativação. A intensidade de luz utilizada para fotoativação convencional foi de 560 mW/cm², e a fotoativação por dupla intensidade procedeu-se com intensidade inicial média de 110 mW/cm² por 10s e posteriormente com 650 mW/cm² por 30s. O compósito sem carga exibiu a maior contração volumétrica do experimento, diferindo estatisticamente do compósito de alto escoamento Aelite-flow. Os compósitos híbridos diferiram estatisticamente do compósito de alto escoamento e daquele sem carga. Não há diferença estatística entre os valores de contração volumétrica para os compósitos híbridos testados (Pertac II, Z100 e Surefil). Para todos os materiais testados, não houve diferença estatística nos valores de contração volumétrica entre a fotoativação contínua e por dupla intensidade de luz. A contração de polimerização é tempo-dependente, pois a maior parte da contração ocorreu nos primeiros 10 minutos e houve pouca diferença após uma hora. A densidade de

energia dispensada durante a fotoativação pelos dois métodos foi similar e variou de 41,20 J/cm² (dupla intensidade) 44,80 J/cm² (luz contínua).

A relação entre grau de conversão e os valores de tensão gerados pela contração de polimerização em diferentes intensidades de luz e tempos de exposição para dois compósitos restauradores foi investigado por Silikas, Eliades & Watts, também em 2000. Foram utilizados neste estudo os compósitos Z100 (3M-ESPE) e Tetric-Ceram (Ivoclar). O grau de conversão foi verificado por meio de FTIR, comparativo entre discos de material não fotoativados e fotoativados por 4 formas distintas: 1) 750 mW/cm² por 40s; 2) 200 mW/cm² por 10s e 750 mW/cm² por 30s; 3) 200 mW/cm² por 40s; 4) 200 mW/cm² por 10s utilizando-se o aparelho fotoativador Elipar Highlight (ESPE Dental). A tensão gerada nos diferentes modos de fotoativação foi quantificada por meio de sistema LNDT durante um período de 30 min. Os resultados mostraram não existir diferença estatística entre os modos de fotoativação 1 e 2 quanto ao grau de polimerização de ambos materiais, porém diferenças significativas foram encontradas entre os modos 3 e 4, levando a conclusão de que uma redução inicial da intensidade de luz não provoca redução significativa do grau de polimerização dos materiais utilizados. Quanto à tensão gerada verificou-se redução significativa nos níveis encontrados nos grupos 3 e 4 após 30 minutos, sendo que para o material Tetric-Ceram não foi encontrada diferença significativa entre os grupos 1 e 2, sendo o mesmo verificado para o material Z100, porém para os dois materiais foi identificado lento desenvolvimento da tensão no estágio inicial para os grupos 2, 3 e 4, comparativamente ao grupo 1, no qual a tensão se desenvolve rapidamente nos momentos iniciais da fotoativação, verificando-se assim os efeitos benéficos da redução da intensidade de luz inicial sobre os valores de tensão encontrados. Uma alta correlação ($r^2 > 0,99$) foi encontrada entre grau de polimerização e tensão gerada pela contração

A influência de diferentes métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de diferentes compósitos odontológicos foi investigada por Cunha *et al.*, em 2001. Amostras cilíndricas com 3 mm de diâmetro e 5 mm de altura foram preparadas em matriz bipartida e

fotoativadas por 4 diferentes métodos: Luz contínua (520 mW/cm^2); Dupla intensidade de luz (150 mW/cm^2 por 10s seguido por 520 mW/cm^2 por 30s); Luz pulsátil (520 mW/cm^2 em ciclos de 3s por 60s) e Arco Plasma de Xenônio (2300 mW/cm^2 por 3s). A mensuração da dureza Knoop em microdurômetro Tester FM com carga de 50g por 30s. Os resultados indicaram que a dureza Knoop, da profundidade do compósito utilizado, foi maior nos métodos por Luz contínua e Dupla intensidade de luz quando comparados aos métodos por Luz pulsátil e Arco plasma de Xenônio. Com base nos resultados, os autores concluíram que a fotoativação por Arco plasma de Xenônio no tempo indicado gera um grau de conversão insuficiente devido aos valores de dureza Knoop estatisticamente inferiores encontrados para este método. Já o método de fotoativação por luz pulsátil, apesar de ter gerado valores de dureza Knoop inferiores, devido a variação da intensidade de luz durante a utilização desse método, pode ser uma alternativa viável para fotoativação de compósitos.

Um estudo comparativo entre a eficiência de polimerização de aparelhos fotoativadores LED e convencionais, que funcionam com lâmpadas halógenas, foi realizado por Kurachi *et al.*, em 2001. Para tal, utilizou-se o teste de dureza Vickers em amostras de compósito com espessuras de 0,35 mm, 1,25 mm e 1,80 mm confeccionados com o compósito Z100(3M-ESPE). O aparelho LED foi adaptado, contendo 2, 3, 4, 5 e 6 LEDs e por tempos de exposição de 20, 40, 60, 120 e 180 segundos comparados com o aparelho convencional de lâmpada halógena com tempo de 40 segundos. Foram confeccionados 5 amostras por grupo e as mensurações foram feitas na face oposta a irradiada. Os resultados mostraram que as amostras fotoativadas pelo aparelho LED apresentaram valores de dureza inferiores aos conseguidos pelo aparelho convencional por lâmpada halógena. A baixa intensidade de luz alcançada por esses aparelhos (máximo de 79 mW/cm^2 no aparelho com 6 LEDs) foi responsável pelos resultados inferiores encontrados, sendo necessário maior tempo de exposição, igual ou superior a 120 segundos, para se alcançar resultados semelhantes ao da lâmpada halógena (475 mW/cm^2). Os resultados satisfatórios alcançados com o aparelho LED em tempos de exposição superiores (120s), apesar da grande diferença em intensidade, está associados a efetividade desse tipo de luz. O aparelho por LED emite

comprimento de onda mais próximo do espectro de absorção da canforoquinona que a lâmpada halógena convencional, na qual cerca de 80% da energia acaba sendo dissipada e apenas pequena fração efetivamente participa da polimerização da resina. No caso do LED praticamente 100% da energia emitida é convertida na ativação canforoquinona. Os autores concluem que o uso de LEDs para fotoativação de compósitos ainda não é para uso clínico devido a necessidade de maior conhecimento de seus efeitos na polimerização de compósitos, porém sinalizam para suas comprovadas vantagens considerando-o uma alternativa promissora para o futuro dos aparelhos fotoativadores.

Em 2001, Miguel & De La Macorra investigaram um novo modo de avaliação da tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos, por meio da modificação do sistema proposto por Feilzer, em 1987. Foram utilizados 9 compósitos de ativação química, 2 compósitos para cimentação e dois cimentos de ionômero de vidro modificado por resina. Os materiais, recém-espatulados, eram colocados entre dois discos rígidos de diferentes diâmetros em uma máquina de tração e um tempo de 25 minutos era aguardado para cada amostra, permitindo a ocorrência da polimerização. O cálculo e avaliação da tensão gerada eram efetuados por meio da deformação gerada em função da força, tendo como parâmetro, o volume das amostras (mm^3) e a deformação das mesmas (mm). O Fator C, definido por Feilzer, em 1987, associa a tensão gerada à relação entre área de superfícies unidas e livres, porém ignora fatores como material, deformação do substrato e volume de material utilizado.

A correlação entre adaptação marginal, contração de polimerização e resistência de união de três classes de materiais restauradores incluindo os compósitos odontológicos fotoativados foi verificada por Irie *et al.*, em 2002. A contração de polimerização foi determinada pela inserção dos materiais em moldes (disco) de *Teflon* e subsequente mensuração do diâmetro do disco de cada material formado antes e após a fotoativação. A resistência de união ao esmalte foi determinada por meio de teste de cisalhamento com velocidade de 0,5 mm/min. A formação de fendas marginais foi determinada em cavidades

com 3,5 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade, confeccionadas em área planificada da coroa de dentes humanos. As restaurações foram examinadas em microscópio com 400x de aumento e a presença, localização e extensão das fendas marginais detectadas. A largura máxima das fendas também foi determinada. A mesma metodologia foi utilizada para determinar a largura das fendas formadas em cavidades de *Teflon*, uma vez que esse material não reage com os materiais restauradores. Os autores puderam constatar alta correlação entre a formação de fendas nas cavidades dentais e de *Teflon*, entretanto não houve correlação entre a formação de fendas e a contração de polimerização ou resistência de união ao esmalte e dentina. Com base nesses resultados, os autores concluíram que a formação de fendas marginais tem pouca correlação com a contração de polimerização e com resistência de união, demonstrando a complexidade do fenômeno que é mais dependente do vetor de contração e da velocidade com que a reação se desenvolve.

Halvorson *et al.*, também em 2002, avaliaram a relação entre a extensão de polimerização e a densidade de energia aplicada durante a fotoativação de compósitos resinosos. O método FTIR foi utilizado para determinar, após 5 minutos e 24 horas, o grau de conversão de amostras confeccionadas em compósito resinoso, polimerizado em condições decrescentes de intensidade e tempo de exposição constante (30s) utilizando aparelho fotoativador de lâmpada halógena. Adicionalmente, foram avaliadas amostras fotoativadas com variação de intensidade de luz e tempo de exposição de modo que a densidade de energia aplicada fosse a mesma. Os resultados demonstraram que o grau de conversão é dependente da densidade de energia aplicada, uma vez que houve decréscimo do grau de conversão com a diminuição da mesma sobre os compósitos. Além disso, o grau de conversão foi similar nas diferentes condições de polimerização, da aplicação de densidades de energia equivalentes, o que determina uma relação recíproca entre tempo de exposição e irradiância (densidade energética). Com tais evidências, os autores puderam concluir que o grau de conversão dos compósitos é função direta da dose energética aplicada e o tempo de exposição, dessa forma, estabelece papel determinante sobre o grau de conversão devido a sua íntima relação com a dose energética.

Mills *et al.*, ainda em 2002, investigaram a efetividade de aparelhos fotoativadores LEDs, por meio da determinação da profundidade de polimerização por dureza Barcol e resistência à compressão de um compósito fotoativado, além do estudo dos parâmetros dos aparelhos. O compósito Spectrun TPH nas cores A₂ e A₄ foi selecionado e fotoativado por 20 ou 40 segundos por protótipos compostos por 27 e 54 LEDs, um aparelho LED comercialmente disponível (7 LEDs) e um convencional de lâmpada halógena. Foram confeccionadas duas amostras para cada grupo, apresentando 6 mm de profundidade. Dureza equivalente ou superior a 90% da dureza superficial foi considerada adequadamente polimerizada. Para o teste de resistência a compressão, amostras cilíndricas de 4 mm de diâmetro por 6 mm de altura foram produzidas e o teste foi realizado a velocidade de 1 mm/min. Os resultados do teste de profundidade de polimerização demonstraram que os protótipos experimentais com 27 e 54 LEDs apresentaram resultados semelhantes ou superiores ao aparelho convencional por luz halógena na fotoativação das amostras tanto com 40 quanto com 20 segundos de exposição. O aparelho composto por 7 LEDs não foi efetivo na polimerização das amostras fotoativadas com 20 segundos e proporcionou profundidade de polimerização de 3 mm com 40s. Com relação aos valores de resistência à compressão, os protótipos experimentais de aparelhos LEDs e o aparelho com lâmpada halógena não apresentaram diferenças estatísticas entre si, com o aparelho LED comercialmente disponível apresentando resultados estatisticamente inferiores. O pico de emissão dos aparelhos LED ficou entre 457 e 466 nm e a do aparelho com lâmpada halógena 495 nm. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que os aparelhos LEDs representam boa alternativa às técnicas fotoativadoras convencionais, mostrando resultados de profundidade de polimerização semelhantes ou até mesmo superiores ao aparelho convencional com lâmpada halógena.

Halvorson *et al.*, em 2003, investigaram a relação entre grau de conversão e energia fornecida para diferentes compósitos comerciais estabelecendo uma analogia com a relação irradiância x tempo de exposição. Além disso, investigaram a possibilidade dessa

correlação, associada às propriedades de penetração da luz através do compósito, determinar o perfil de conversão para várias densidades energéticas e compósitos resinosos opacos. Ainda, buscaram definir uma densidade de energia mínima a partir da qual fosse possível prever o comportamento dos compósitos quanto à profundidade de polimerização. Para isso, foram utilizados compósitos de cores similares (A_{3,5}) XRV Herculite (Keer) e Z100 (3M). Corpos-de-prova cilíndricos foram confeccionados a partir de molde metálico bi-partido com diâmetro 6 mm por 16 mm de altura. Os espécimes foram polimerizados com um aparelho fotoativador XL 3000 (3M/ESPE) por 30 s diretamente sob a ponta emissora de luz visível com intensidade de luz de 600mW/cm² (18 J/cm²). Após, o molde foi aberto e as amostras removidas cuidadosamente de forma que ficassem divididas em duas metades. O grau de conversão foi determinado por microespectroscopia FTIR. Os resultados mostraram que a máxima conversão do Herculite foi superior que a do Z100 e isso reflete diferenças na formulação desses dois compósitos. Outro dado importante é que a profundidade de polimerização foi maior para o Z100 devido a sua menor opacidade em relação ao Herculite ainda que as cores fossem similares. Uma análise de regressão revelou haver relação exponencial entre transmitância e profundidade de polimerização. Foi observado também que a densidade mínima necessária para se conseguir 20 e 22% de conversão para Herculite e Z100, respectivamente, é à profundidade em que era registrado 32 mJ/cm². Esse fato reforçou a idéia de que a densidade de energia mínima disponível durante a polimerização era única para ambos os materiais. Assim, os autores concluíram que a relação grau de conversão/densidade de energia pode determinar o perfil de conversão para uma família de compósitos resinosos sob várias condições de fotoativação. Além disso, confirmaram que a profundidade de cura é longitudinalmente relacionada com a energia fornecida e que ainda existe reciprocidade entre tempo de exposição e irradiância. Como conclusão final, eles sugerem que o grau de conversão em máxima profundidade de polimerização seja pelo menos de 20% a 22%.

Ainda em 2003, Yap *et al.*, avaliaram a contração de polimerização e também a dureza Knoop de amostras de 2 mm de espessura confeccionadas com diferentes

compósitos e submetidas a dois protocolos de fotoativação: 1) 10s com aparelho Astralis e 40s com aparelho Spectrum. Para os compósitos Tetric Ceram e In Ten-s, os valores de dureza no meio e na base das amostras foram inferiores quando fotoativados com aparelho de alta intensidade por tempo reduzido, comparado ao tempo de exposição de 40s com aparelho de lâmpada halógena convencional. Para o compósito Z100 esse fato não foi observado, sendo que para esse material a contração de polimerização ocorreu de forma mais acentuada com a utilização de lâmpada halógena convencional. A irradiação de compósitos com alta intensidade de luz por períodos curtos de exposição parece ser um meio viável de polimerização durante sua aplicação clínica.

Halvorson *et al.*, em 2004, realizaram um estudo procurando investigar uma correlação universal entre grau de conversão e energia fornecida para compósitos restauradores que estabelecessem um perfil de conversão para esses materiais. Além disso, verificaram que fonte de luz seria mais adequada no que diz respeito à eficiência de aplicação clínica bem como à profundidade de polimerização comparando LED e lâmpada halógena. Para realização desse estudo foi utilizado o compósito híbrido de partículas pequenas Z100 (3M/ESPE). Corpos-de-prova com formato cilíndrico foram confeccionados a partir de molde metálico bi-partido com dimensões de 6 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento. Os espécimes foram polimerizados com aparelho de lâmpada halógena XL 3000 (3M/ESPE) e um aparelho LED Freelight (3M/ESPE). Em seguida, as amostras foram removidas do molde de maneira que ficassem divididas em duas metades. O grau de conversão foi determinado por microespectroscopia FTIR. Os resultados mostraram que uma correlação universal entre grau de conversão e quantidade de energia fornecida pode ser definida para um compósito resinoso fotoativado a partir de algumas fontes de luz pela característica de eficiência espectral que essas lâmpadas apresentam. Embora a eficiência do LED seja maior que a da lâmpada halógena, em função do seu específico comprimento de onda espectral, a lâmpada halógena apresentou profundidade de polimerização e valores de conversão similares ao LED. Para ambos os tipos de lâmpadas estudadas o grau de conversão em profundidade máxima de

polimerização foi de 20%. Assim, os autores concluíram que uma correlação foi descrita, a qual é predeterminante para conversão atingida pelos compósitos polimerizados com algumas fontes de luz. Uma escala de energia universal também foi estabelecida para uma determinada profundidade de polimerização no caso desses materiais resinosos.

Lindberg *et al.*, também em 2004, avaliaram a influência das partículas de carga sobre a profundidade de polimerização de compósitos híbridos comparando materiais com alto conteúdo de carga e materiais de baixa viscosidade com menores quantidades de carga. Além disso, avaliaram a efetividade de polimerização de fontes de luz com LEDs e lâmpada halógena. A partir de moldes metálicos com diâmetro de 4 mm e altura de 6 mm foram produzidos os espécimes utilizados neste estudo. Os moldes foram preenchidos com compósito e fotoativados sob uma de suas extremidades com quatro aparelhos de lâmpada halógena sendo dois com luz contínua, um com *soft start* e um com luz pulsátil; e dois aparelhos LED com luz contínua, porém com intensidades de luz diferentes. A profundidade de polimerização foi mensurada a partir das medidas de dureza Wallace com carga de 100g. Os resultados mostraram que em nenhum caso foi verificado aumento estatisticamente significativo da dureza até a profundidade de 2 mm. Porém, com o aumento do tempo de fotoativação notou-se uma melhora nos valores de dureza em maiores profundidades, no entanto, ainda sem diferença estatisticamente significativa para todas as unidades de luz e tempos de exposição utilizados neste estudo. Assim os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas na dureza Wallace mínima registrada para as diferentes unidades fotoativadoras ou tempos de exposição, o que indicou que todas as unidades estudadas foram capazes de polimerizar os compósitos num mesmo grau. Pôde também ser constatado que todas as unidades fotoativadoras foram capazes de polimerizar mais de 2 mm de profundidade para os compósitos estudados com uma distância de 6 mm da ponta do aparelho à superfície do compósito com tempo de exposição de 20s. Por fim, concluíram que o tempo de exposição à luz preconizado para um incremento de 2 mm dos compósito testados pode ser reduzido de 60s (tempo preconizado

pelo fabricante) para 20s e que com um tempo de 40s a espessura do incremento pode ser de 3 mm.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo teve como objetivo avaliar a influência da modulação e variação da densidade energética aplicadas a dois compósitos restauradores (Z250 e Esthet-X) sobre a resistência da união com a estrutura dental, quando fotoativados por LED ou luz de lâmpada halógena.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - Materiais

Para confecção dos corpos-de-prova foram utilizados dois compósitos restauradores odontológicos: compósito de partículas pequenas Filtek™ Z250 (3M-ESPE) e o compósito microhíbrido Esthet-X (Dentsply), ambos da cor A₃, recomendados para restaurações diretas em dentes anteriores e posteriores. O sistema de união autocondicionante utilizado foi o ClearFil SE Bond (Kuraray Co.). A composição química dos materiais pode ser conferida na Tabela 1 e a apresentação comercial nas figuras 1, 2 e 3.

Tabela 1 – Material, composição* e fabricante dos materiais utilizados no estudo.

Material	Composição	Fabricante
Filtek™ Z250	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Canforoquinona, Carga de Zircônia/Sílica	3M-Espe, St Paul, MN, USA
Esthet-X	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, Canforoquinona, Carga de Bário-fluoro-alumino-boro-siicato	Dentsply / Caulk – Mildford, DE, USA
ClearFil SE Bond	Primer : MPD, HEMA, dimetacrilato hidrófilo, dl-Canforquinona, N,N-Dietanol-p-toluidina e água Bond : MDP, Bis-GMA, HEMA, Dimetacrilato hidrofóbico, Canforoquinona, N,N-Dietanol -p-toluidina e sílica coloidal silanizada	Kuraray., Osaka, Japan

* Informações do fabricante



Figura 1 – Apresentação comercial do sistema de união ClearFil SE Bond.



Figura 2 – Apresentação comercial do compósito Z250.



Figura 3 – Apresentação comercial do compósito Esthet-X.

4.2 – Método

4.2.1 – Preparo dos dentes

Foram selecionados 260 incisivos mandibulares bovinos, recém-extraídos de animais jovens, os quais foram limpos com o auxílio de escova circular com cerdas de aço acoplada em motor de bancada (Nevoni, São Paulo – SP – Brasil) sob baixa rotação, de forma a remover os remanescentes de tecido periodontal. Posteriormente, foram seccionados 1 a 2 mm abaixo da linha cervical utilizando-se um disco diamantado montado em motor de bancada de alta rotação (Nevoni). Após, os restos pulpares foram removidos do interior da câmara pulpar com o auxílio de sonda exploradora nº 5 (Duflex, São Paulo – SP – Brasil) e, em seguida, os dentes (Figuras 4 e 5) foram lavados em água corrente e armazenados em recipiente plástico com água destilada conservados em refrigerador comum a temperatura aproximada de 5°C por 7 dias até a fixação dos mesmos em resina acrílica.



Figura 4 – Incisivos bovinos limpos.



Figura 5 – Incisivos bovinos após o corte.

4.2.2 – Posicionamento e fixação dos dentes em resina acrílica

Os dentes foram removidos dos recipientes de armazenagem e secos com jatos de ar. Em seguida, foram fixados com a face lingual voltada para uma base de cera utilidade (Epoxiglass Ind. de Produtos Químicos Ltda. – Diadema – SP – Brasil) usando godiva (Keer Corporation – U.S.A.) plastificada em chama de lamparina a álcool.

Com os dentes posicionados na base de cera utilidade (Figura 6), tubos de PVC com diâmetro de 25,4 mm e altura aproximada de 30 mm, eram lubrificados internamente com pasta de vaselina e acomodadas na base de cera de maneira que os dentes, já posicionados, ficassem bem ao centro (Figura 7). Logo após, foi manipulada e vertida na fase arenosa a resina acrílica quimicamente ativada VIP (Dental VIP Ltda. – São Paulo – SP – Brasil), de modo que todo o tubo ficasse preenchido, mantendo a face vestibular livre e exposta totalmente nos terços médio e cervical (Figura 8). A partir daí, aguardava-se a completa polimerização da resina e as amostras eram retiradas do tubo de PVC após secção longitudinal do mesmo com disco diamantado montado em motor de bancada sob alta rotação. Em seguida, as amostras passaram por processo de acabamento que consistia de duas etapas: 1) remoção das rebarbas de resina, executada com o uso de lixas de Carbetto de Silício Carborundum (Saint-Gobain – Igarassú – PE – Brasil) de granulação 80 e, 2) planificação das extremidades da base de resina acrílica referentes ao longo eixo da coroa em máquina Lixadeira e Politriz APL-4 (Arotec, Cotia – SP – Brasil), usando lixas de Carbetto de Silício de granulação 120. Finalmente, as amostras (Figura 9) foram submetidas à planificação do esmalte vestibular e então armazenadas em água destilada refrigerada à temperatura de 5°C, porém agora em grupos de 10, em recipientes plásticos apropriados, até a confecção dos preparos cavitários.

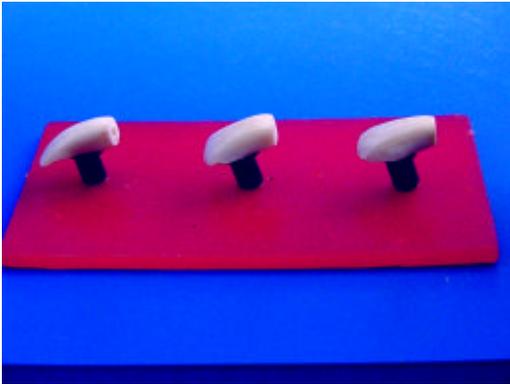


Figura 6 – Dentes posicionados na base de cera.

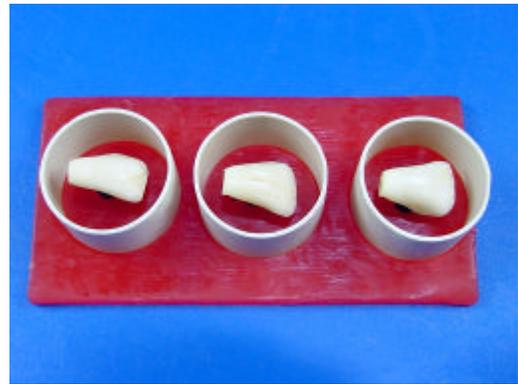


Figura 7 – Tubos de PVC sobre a base de cera.

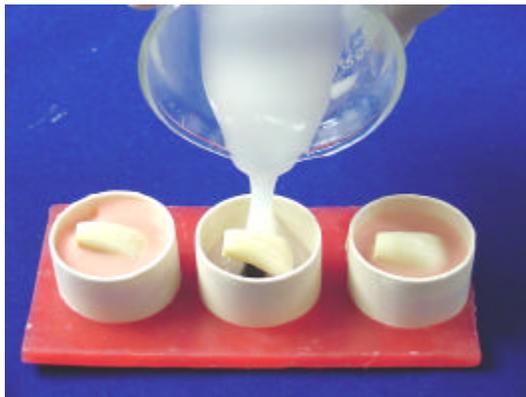


Figura 8 – Preenchimento dos moldes de PVC com os dentes posicionados.



Figura 9 – Amostras prontas para a planificação do esmalte.

4.2.3 – Padronização dos preparos cavitários

Foram confeccionados 260 preparos cavitários por intermédio de uma máquina específica para preparos cavitários, como consta na (Figura 10.). Um preparo em cada amostra foi realizado entre o terço médio e o cervical da face vestibular das coroas fixadas em resina (Figura 11). Com o objetivo de se produzir cavidades (tronco-cônicas) que apresentassem configuração geométrica de “caixa”, porém com expulsividade emergente, com dimensões aproximadas de 4 x 4 x 2,4 mm e assim valores de Fator C em torno de 3,4 utilizou-se uma ponta diamantada 3131 (KG-Sorensen – Barueri – SP – Brasil). A ponta

ativa da referida broca, por si só, já produzia a expulsividade desejada uma vez que era tronco-cônica com ângulo aproximado de 4° (Figura 12). Na ocasião, eram produzidos no máximo 30 preparos cavitários por sessão, sendo que todas as amostras preparadas apresentavam término em esmalte.

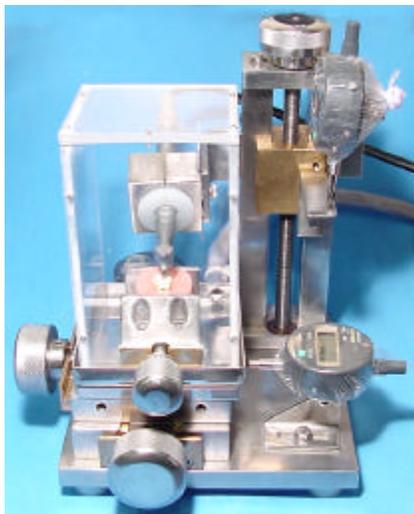


Figura 10 – Máquina específica para confecção de preparos cavitários padronizados.

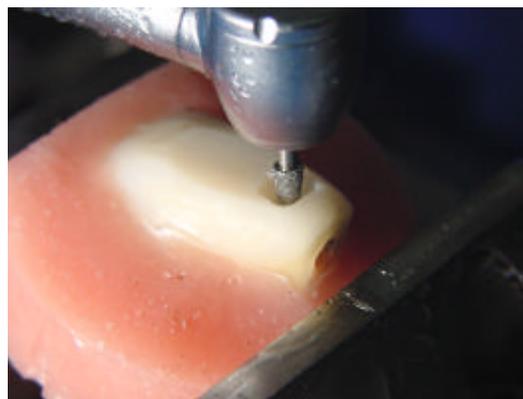


Figura 11 – Preparo cavitário pronto, com corpo-de-prova ainda fixado na máquina.



Figura 12 – Preparo cavitário. Vista frontal em maior aumento.

4.2.4 – Confeção das restaurações e distribuição em grupos

A partir dos preparos cavitários, foi realizada hibridização do esmalte e dentina de todas as amostras a partir da aplicação do sistema de união autocondicionante de dois passos ClearFil SE Bond (Kuraray Co.). Para tal, foram obedecidas às recomendações do fabricante e o procedimento foi realizado da seguinte maneira: com o auxílio de aplicadores específicos *Points* (Southern Dental Industries Limited – Bayswater – Victoria – Austrália) uma gota do Primer ácido foi levado à cavidade e espalhado por meio de fricção em toda a extensão da cavidade e no ângulo cavo-superficial durante 20s, removendo-se após os excessos com suave jato de ar; em seguida, o Adesivo do sistema também foi levado à cavidade, da mesma forma descrita anteriormente, com auxílio de outro aplicador, porém sem fricção por 20s, removendo-se também os excessos com suave jato de ar; após, procedeu-se a fotoativação do material com o aparelho de lâmpada halógena XL 2500 (3M/ESPE) com intensidade de luz em torno de 700 mW/cm^2 , por 10s.

Para confeção das restaurações propriamente ditas, o compósito Z250 ou Esthet X foi acomodado no interior das cavidades com o auxílio de espátula de inserção (Duflex) em incremento único, tomando-se os devidos cuidados para que os ângulos diédros e triédros fossem preenchidos total e invariavelmente. Logo em seguida, a fotoativação dos compósitos foi realizada (Figura 13) utilizando o aparelho de lâmpada halógena XL2500 (3M/ESPE) ou o aparelho LED Ultrablue Is (D.M.C. Equipamentos Ltda – São Carlos – SP – Brasil). Para realizar a modulação da densidade de energia, foram utilizados “dispositivos distanciadores” (Figura 14), que proporcionavam as intensidades de luz desejadas, mensuradas previamente ao procedimento de fotoativação por um radiômetro (Demetron Research Corporation – Dunbary – U.S.A.). Tais dispositivos eram feitos a partir de tubos de PVC com 12,7 mm de diâmetro preenchidos com resina acrílica quimicamente ativada (VIP) e perfurados ao centro por meio de broca com diâmetro de 6 mm que correspondia à ponta dos aparelhos fotoativadores (Figura 15). Os diferentes métodos e modulações utilizados para a distribuição dos grupos obedeceu ao critério mostrado no **Quadro 1**. Finalmente, ao término do procedimento restaurador os corpos-de-prova (Figura 16) foram

armazenados em recipientes plásticos, imersos em água destilada a temperatura ambiente, por 24 horas.

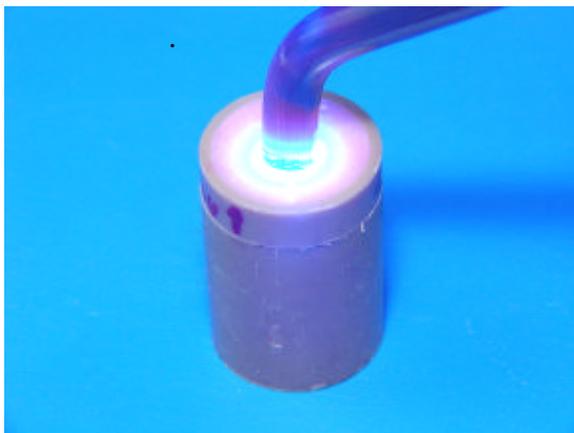


Figura 13 – Fotoativação com a utilização dos dispositivos distanciadores.



Figura 14 – Vista lateral dos dispositivos distanciadores.



Figura 15 – Orifício de encaixe da ponta do aparelho fotoativador.

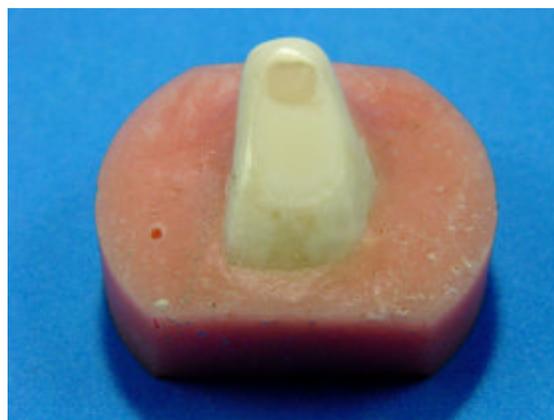


Figura 16 – Corpo-de-prova restaurado.

QUADRO 1 – Distribuição dos grupos de acordo com aparelho fotoativador e métodos e utilizados.

	Compósito Z250	Compósito Esthet-X	Aparelho lâmpada halógena	Aparelho LED	Intensidade de luz (mW/cm ²)	Tempo de exposição (segundos)	Densidade Energética (J/cm ²)
Grupo 1	X		X		700	20	14
Grupo 2	X		X		500	28	14
Grupo 3	X		X		500	20	10
Grupo 4	X		X		400	35	14
Grupo 5	X		X		300	47	14
Grupo 6	X		X		200	70	14
Grupo 7	X		X		100	140	14
Grupo 8	X			X	500	28	14
Grupo 9	X			X	500	20	10
Grupo 10	X			X	400	25	10
Grupo 11	X			X	300	33	10
Grupo 12	X			X	200	50	10
Grupo 13	X			X	100	100	10
Grupo 14		X	X		700	20	14
Grupo 15		X	X		500	28	14
Grupo 16		X	X		500	20	10
Grupo 17		X	X		400	35	14
Grupo 18		X	X		300	47	14
Grupo 19		X	X		200	70	14
Grupo 20		X	X		100	140	14
Grupo 21		X		X	500	28	14
Grupo 22		X		X	500	20	10
Grupo 23		X		X	400	25	10
Grupo 24		X		X	300	33	10
Grupo 25		X		X	200	50	10
Grupo 26		X		X	100	100	10

4.2.5 – Confeção dos corpos-de-prova para o teste *push out*

Transcorrido o tempo de armazenagem, os excessos de compósito na superfície vestibular foram removidos por desgaste manual usando lixas de Carbetto de Silício de granulação 220, a fim de evidenciar as margens das restaurações em esmalte e de obter superfície plana e lisa, além de minimizar possíveis influências desses excessos nos resultados durante o ensaio mecânico. Em seguida, as amostras foram submetidas à secção longitudinal em máquina cortadeira de dentes IsometTM 1000 (Buehler – Lake Bluff – Illinois – U.S.A.) seguindo o longo eixo da coroa e respeitando o plano mesio-distal (Figura 17). Após o corte, a face vestibular (Figura 18) foi separada da lingual, que se manteve unida à base de resina acrílica, sendo essa última descartada. Logo após, a parede axial da cavidade restaurada foi submetida a desgaste cuidadoso, via câmara pulpar, sob ação de ponta diamantada em forma de roda 4054 (KG-Sorensen) com a finalidade de expor a porção mais profunda (base menor) da restauração que sofreria o carregamento durante o ensaio (Figura 19).

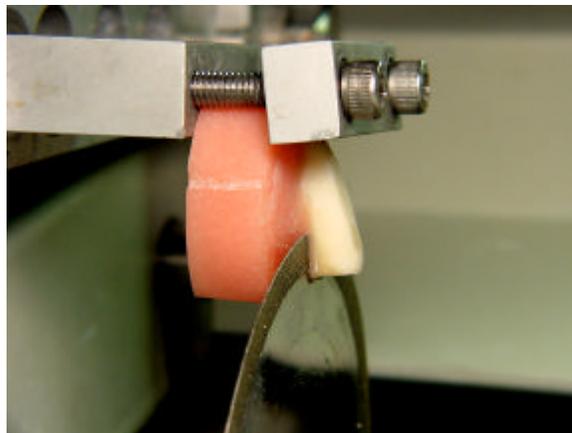


Figura 17 – Dente posicionado para secção em máquina cortadeira de dentes Isomet.



Figura 18 – Face vestibular do dente, contendo a restauração, após



Figura 19 – Desgaste da parede axial da cavidade restaurada via câmara pulpar.

4.2.6– Ensaio mecânico de resistência de união

Para a realização do ensaio mecânico, foi adaptada na base da máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411, Buckinghamshire, Inglaterra (Figura 20) uma peça cilíndrica, confeccionada em resina acrílica, que apresentava um orifício circular central rebaixado com diâmetro aproximado de 1,5 cm. Sobre o referido orifício adaptava-se um anel metálico que também continha um orifício similar, porém com diâmetro de 0,7 cm. Os corpos-de-prova foram posicionados precisamente sobre o anel metálico com a face desgastada pela broca voltada para cima. Em seguida, na haste superior da máquina, equipada com célula de carga de 500 N, foi adaptada uma ponta específica contendo uma esfera de aço presa em sua extremidade afunilada, a qual exerceu força de compressão na superfície de menor área da restauração que fora exposta. (Figura 21). A velocidade do carregamento desenvolvida pela máquina foi de 0,5 mm/min, exercida até a ruptura da união compósito-estrutura dental. Este tipo de ensaio é denominado “*push out test*” e foi descrito por Koran & Kürschner, em 1998. Os valores obtidos em kilograma-força (kgf) foram transformados em MegaPascal (MPa).



Figura 20 – Máquina de ensaio universal Instron 4411.

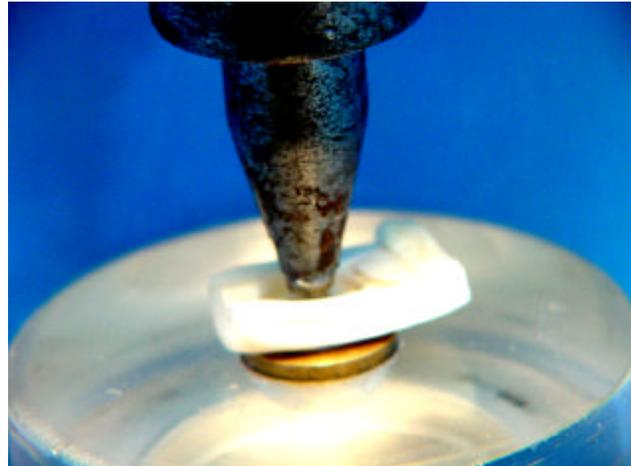


Figura 21 – Corpo-de-prova em posição, pronto para ser submetido ao carregamento.

4.2.7 – Análise estatística

Os dados obtidos com cada aparelho fotoativador foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e as médias comparadas, posteriormente, pelo teste de Tukey (5%). Assim foram feitas duas análises “two-way”, ou seja, uma comparando-se a modulação para o aparelho LED (dois fatores: compósito e modulação) e outra para o aparelho de lâmpada halógena (também dois fatores: compósito e modulação). Paralelamente, foi realizada uma análise “three-way”, comparando-se a variação da densidade energética, tendo como fatores o aparelho fotoativador (LED ou lâmpada halógena), o tipo de compósito (Z250 ou Esthet-X) e a densidade energética (10 ou 14 J/cm²).

5. RESULTADOS

Os valores originais, obtidos após o ensaio de resistência de união dos 26 grupos estudados, estão listados no capítulo Anexos.

Foram realizadas três análises de variância. Uma “three-way”, comparando-se dois aparelhos fotoativadores, dois compósitos e duas densidades energéticas. Outra “two-way”, a qual comparou dois compósitos e seis combinações tempo x intensidade de luz utilizadas com o aparelho de lâmpada halógena. A terceira análise estatística também foi “two-way”, que comparou dois compósitos e cinco combinações tempo x intensidade de luz utilizadas com o aparelho LED. Para as três análises os valores originais em MPa foram transformados segundo raiz quadrada de $(X + 0)$ e submetidos ao teste de Tukey em nível de 5% de significância para posterior comparação das médias entre os fatores em estudo.

A Tabela 2 e a Figura 22 mostram as médias de resistência de união obtidas com os compósitos Z250 e Esthet-X, variando-se a densidade de energia e a fonte de luz. Pôde-se observar que, em geral, para ambos os fatores analisados, o compósito Z250 apresentou maior média de resistência de união estatisticamente superior em relação ao compósito Esthet-X ($p < 0,05$). Para o fator densidade de energia, pôde-se verificar que, para os dois compósitos, não houve diferença estatisticamente significativa entre as densidades de 10 e 14 J/cm^2 ($p > 0,05$). No que diz respeito ao fator fonte de luz, pôde-se observar que o aparelho LED apresentou médias estatisticamente superiores em relação ao aparelho de lâmpada halógena ($p < 0,05$), para as duas densidades de luz no compósito Z250. Já para o compósito Esthet-X não houve diferença ($p > 0,05$) entre as duas fontes de luz, nas duas densidades avaliadas.

Tabela 2 – Médias de resistência de união (MPa) para os compósitos Z250 e Esthet-X nas duas densidades de energia e métodos de fotoativação.

Materiais	Densidade de Energia	Lâmpada	
		Halógena	LED
Z250	10 J/cm ²	5,61 (2,03) a, B	7,03 (1,63) a, A
	14 J/cm ²	4,81 (1,23) a, B	7,07 (0,94) a, A
Esthet-X	10 J/cm ²	5,36 (2,22) a, A	4,7 (1,34) a, A
	14 J/cm ²	4,05 (0,55) a, A	4,69 (1,88) a, A

Na linha, letras maiúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas pelo teste de Tukey (5%). Na coluna, para o mesmo material, letras minúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas. Desvio padrão apresentado entre parênteses.

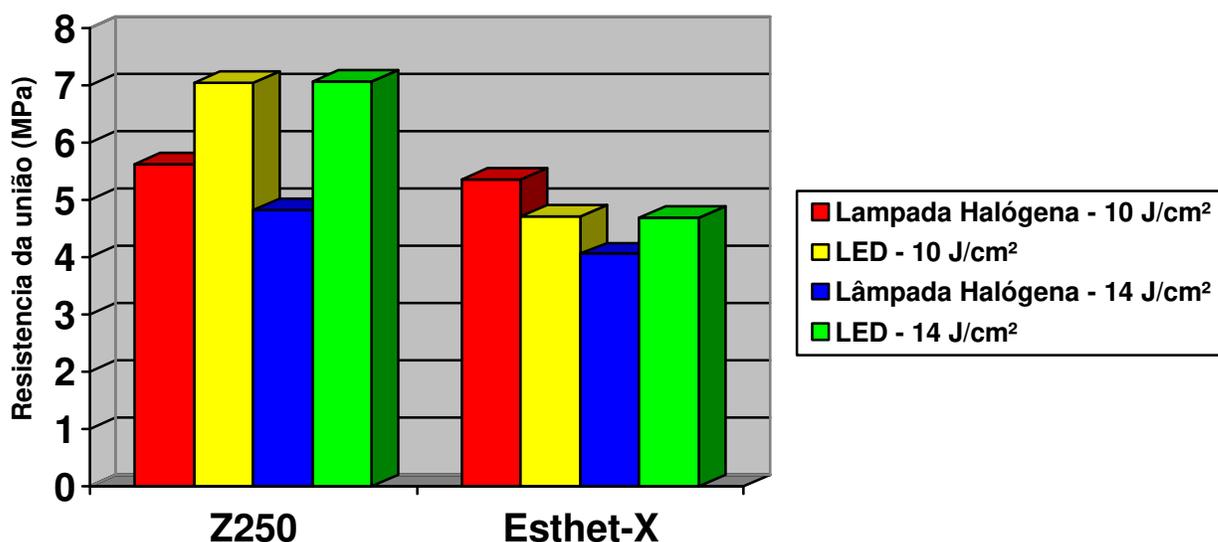


Figura 22- Ilustração gráfica das médias de resistência de união (MPa) para os compósitos Z250 e Esthet-X nas duas densidades de energia e métodos de fotoativação.

A Tabela 3 e Figura 23, mostram os valores de resistência de união para a o aparelho de lâmpada halógena usando densidade de energia constante, levando-se em consideração a modulação da energia luminosa e o tipo de compósito. Pode-se verificar que para todas as combinações tempo x intensidade de luz utilizada não houve diferença estatisticamente significativa entre os compósitos Z250 e Esthet-X ($p>0,05$). No mesmo material, para o compósito Z250, pode-se observar que a combinação tempo x intensidade que utilizou intensidade de luz de 300 mW/cm^2 apresentou a maior média de resistência de união e diferiu estatisticamente dos métodos em que se utilizou intensidade de luz de 700 e 500 mW/cm^2 ($p<0,05$). Esses dois últimos métodos apresentaram as menores médias de resistência de união, porém não diferiram estatisticamente das intensidades de 200 e 100 mW/cm^2 ($p>0,05$). As intensidades de 400, 200 e 100 mW/cm^2 não diferiram estatisticamente entre si ($p>0,05$), nem em relação à intensidade de 300 mW/cm^2 . Já, para o compósito Esthet-X foi observado que com intensidade de luz de 300 mW/cm^2 também conseguiu-se os maiores valores de resistência de união, havendo diferença estatisticamente significativa quando comparado somente com as intensidades de 700 e 500 mW/cm^2 ($p<0,05$), as quais não diferiram entre si ($p>0,05$) e foram estatisticamente inferiores as demais ($p<0,05$).

Tabela 4 - Médias de resistência de união (MPa) para interação entre as combinações tempo X intensidade de luz, para os dois compósitos, usando o aparelho de lâmpada halógena.

Intensidade de luz X tempo de exposição	Z250	Esthet-X
700 mW/cm^2 x 20s	4,81 (1,23) A, bc	4,05 (0,55) A, b
500 mW/cm^2 x 28s	4,62 (0,89) A, c	4,3 (1,25) A, b
400 mW/cm^2 x 35s	6,55 (1,44) A, ab	5,94 (1,08) A, a
300 mW/cm^2 x 47s	7,03 (2,34) A, a	7,55 (1,72) A, a
200 mW/cm^2 x 70s	6,15 (1,42) A, abc	6,14 (1,24) A, a
100 mW/cm^2 x 140s	6,22 (0,75) A, abc	6,61 (2,34) A, a

Na linha, letras maiúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas.

Na coluna, letras minúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas, com 5% de significância. Desvio padrão apresentado entre parênteses.

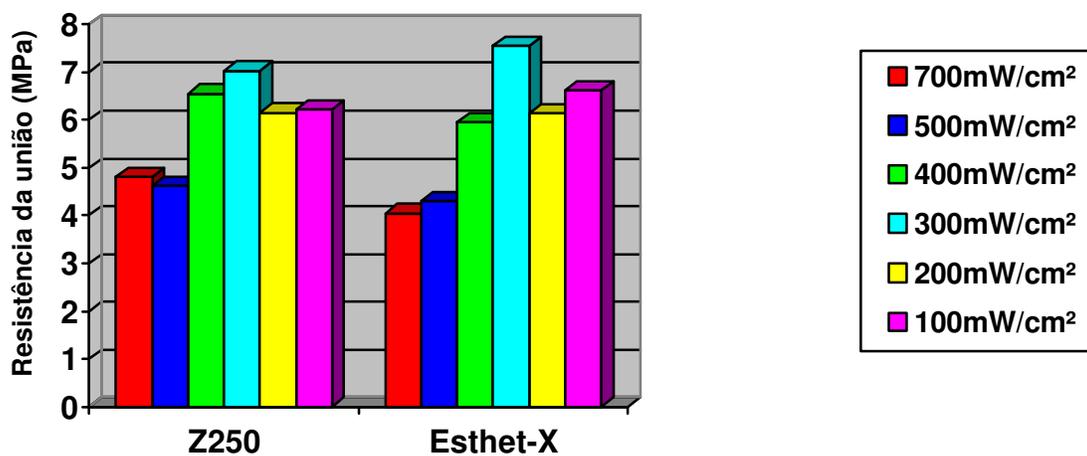


Figura 23 – Ilustração gráfica das médias de resistência de união (MPa) para interação entre as combinações tempo X intensidade de luz, para os dois compósitos, usando o aparelho de lâmpada halógena.

A Tabela 4 e Figura 24 mostram os valores de resistência de união para a o aparelho LED usando densidade de energia constante, levando-se em consideração a modulação da energia luminosa e o tipo de compósito. Pode-se verificar que o compósito Z250 mostrou média superior estatisticamente em relação ao Esthet-X somente quando se utilizou intensidades de luz de 500, 400 e 300 mW/cm² ($p < 0,05$). Nas demais intensidades, não houve diferença estatística ($p > 0,05$). Em relação às combinações intensidade de luz x tempo de exposição, não houve diferença entre as combinações para o compósito Z250 ($p > 0,05$). Para o compósito Esthet-X, a combinação que utilizou a intensidade de 100 mW/cm² teve a mais alta média e diferiu estatisticamente em relação às demais combinações ($p < 0,05$), as quais não diferiram entre si ($p > 0,05$).

Tabela 4 - Médias de resistência de união (MPa) para interação entre as combinações tempo X intensidade de luz, para os dois compósitos, usando o aparelho LED.

Método de Fotoativação	Z250	Esthet-X
500mW/cm ² x 20s	7,03 (1,63) A, a	4,7 (1,34) B, b
400mW/cm ² x 25s	7,35 (1,55) A, a	5,84 (1,51) B, b
300mW/cm ² x 33s	8,15 (1,53) A, a	5,8 (1,49) B, b
200mW/cm ² x 50s	6,84 (1,31) A, a	5,74 (1,5) A, b
100mW/cm ² x 100s	7,97 (1,04) A, a	7,51(1,15) A, a

Na linha, letras maiúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas.

Na coluna, letras minúsculas distintas representam diferenças estatisticamente significativas, com 5% de significância. Desvio padrão apresentado entre parênteses.

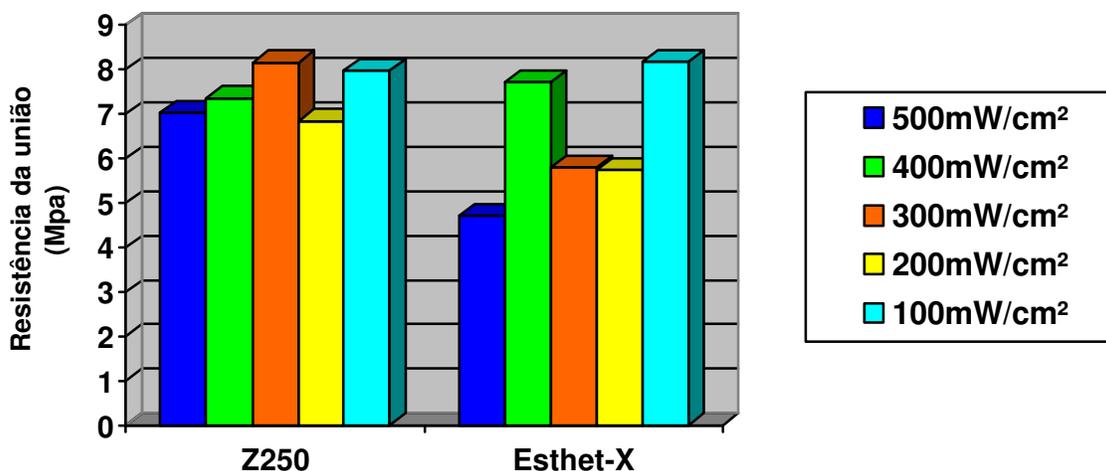


Figura 24 – Ilustração gráfica das médias de resistência de união (MPa) para interação entre as combinações tempo X intensidade de luz, para os dois compósitos, usando o aparelho LED.

6. DISCUSSÃO

A configuração geométrica do preparo cavitário (Fator C), os métodos de fotoativação e a técnica de inserção do compósito representam fatores determinantes na distribuição e magnitude da tensão de contração gerada pelo processo de polimerização (Feilzer *et al.*, 1987; Lutz *et al.*, 1991; Asmussen & Peutzfeldt, 1999; Kinemoto *et al.*, 1999). Uma vez que essa tensão gerada supere a resistência de união na interface dente-restauração, fendas marginais fatalmente se formarão levando à infiltração de fluidos bucais e, possivelmente, instalação de cáries recorrentes (Uno & Shimokobe, 1994).

Neste estudo, foi adotado fator C em torno de 3,4 o que significa que a interface dente-restauração esteve sujeita à tensões significativas, facilitando assim, a verificação da efetividade de cada modulação de luz ou da densidade energética em afetar positivamente ou não a união dos compósitos à estrutura dental.

No que diz respeito às médias de resistência da união encontradas, considerando as diferentes densidades de energia e fontes de luz, o compósito Z250 foi superior e apresentou valores com diferença estatisticamente significativa em relação ao compósito Esthet-X (Tabela 2). Isso pode ser explicado pelas particularidades na formulação dos componentes presentes na constituição dos materiais (Peutzfeldt, 1997). Provavelmente, a presença do monômero diluente TEGDMA bem como o menor tamanho e concentração das partículas de carga inorgânica associados às altas taxas de fotoiniciadores, que conseqüentemente levam a maiores tensões de contração de polimerização, expliquem os menores valores de resistência da união do compósito Esthet-X. Segundo Venhoven *et al.*, 1996, tanto a redução do agente redutor quanto do fotoiniciador, diminui a velocidade da reação de polimerização, sem necessariamente diminuir o grau de conversão, e isso, pode ter marcada influência na integridade da interface dente-restauração.

Quando se comparou LED e lâmpada halógena, houve superioridade do aparelho LED em relação à lâmpada halógena para o compósito Z250, o que não foi observado para o Esthet-X. O aparelho LED apresentou, em ambas as densidades energéticas utilizadas (10

e 14 J/cm^2), maiores médias de resistência da união e diferiu estatisticamente em relação ao aparelho de lâmpada halógena, porém não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as duas densidades para o LED e também para lâmpada halógena, no caso do compósito Z250. Já, para o Esthet-X, valores médios de resistência da união em relação às fontes de luz não demonstraram diferença estatisticamente significativa para ambas às densidades energética de 10 e 14 J/cm^2 . No caso do compósito Z250, o melhor desempenho registrado para o LED possivelmente pode ser explicado pelo fato desse material apresentar como sistema iniciador única e exclusivamente a canforoquinona, a qual é excitada com o espectro de luz azul num comprimento de onda aproximado de 465 nm que equivale ao pico do estreito intervalo que esse aparelho pode alcançar (Fujibayashi *et al.*, 1998). Analisando o comportamento do Esthet-X, pode-se explicar tal fato, muito provavelmente, pelo mesmo motivo já levantado anteriormente, a composição do material, principalmente do sistema iniciador e até mesmo pelo tamanho e tipo de partículas de carga. Menos translúcidas e mais concentradas tais partículas de carga provavelmente diminuem a penetração da luz o que influencia negativamente o processo de polimerização (Munksgaard *et al.*, 1987). Em relação à densidade energética, a inexistência de diferença estatisticamente significativa entre 10 e 14 J/cm^2 , para os dois compósitos e para as fontes de luz, pode estar relacionada ao fato da densidade de 10 J/cm^2 já ser suficiente para polimerizar adequadamente os compósitos. Assim sendo, a formação de tensões na interface da união, utilizando densidade energética de 10 J/cm^2 pode ser equivalente àquela produzida com 14 J/cm^2 .

Já, quando foram comparados os resultados obtidos em relação às combinações tempo de exposição versus intensidade de luz para o aparelho de lâmpada halógena (Tabela 3), ficou evidente que os compósitos Z250 e Esthet-X tiveram desempenhos similares em todas as combinações, não diferindo estatisticamente entre si. Talvez isto possa ser explicado pelo fato dessa fonte de luz apresentar um amplo intervalo de comprimento de onda capaz de atingir adequadamente as curvas de absorbância dos sistemas iniciadores desses compósitos levando-os a comportamentos semelhantes em relação a cada condição de fotoativação avaliada. (Jandt *et al.*, 2000; Kurachi *et al.*, 2001; Halvorson *et al.*, 2002; Halvorson *et al.*, 2004; Lindberg *et al.*, 2004).

Ao restringir a análise dos resultados ao fator material, notou-se diferença estatisticamente significativa, em ambos os compósitos, para as duas combinações que utilizaram as maiores intensidades de luz em relação às demais, principalmente em relação à intensidade de 300mW/cm². É bem provável que a queda nos valores médios de resistência de união, com a utilização de alta intensidade de luz inicial, tenha ocorrido porque essa combinação provoca um considerável aumento na velocidade da reação de polimerização, antecipa a formação do ponto gel e atinge mais rapidamente o estado viscoplástico. Com isso ocorre um aumento no módulo de elasticidade do material, não permitindo melhor acomodação das cadeias poliméricas em formação, levando então à níveis de tensão de contração que podem superar a resistência da união na interface dente-restauração, comprometendo a eficácia do método (Silikas *et al.*, 2000). Além disso, parece que a contração de polimerização é tempo-dependente, pois a maior parte dela ocorre nos primeiros momentos após a fotoativação (Price *et al.*, 2000; Dennison *et al.*, 2000).

Avaliando os resultados da Tabela 4, onde foram comparados os resultados obtidos em relação às combinações tempo de exposição versus intensidade de luz para o aparelho LED, ficou evidenciado que o compósito Z250 não foi influenciado pelas diferentes combinações utilizadas. Isto ocorreu provavelmente porque esse material contém a canforoquinona como fotoiniciador e a curva de absorbância espectral desse componente é compatível com o pico (465 nm) do comprimento de onda da luz emitida pelo LED. Assim, um adequado grau de conversão pôde ser conferido ao material em todas as combinações avaliadas, provavelmente gerando tensões de contração que fossem incapazes de romper ou sobrecarregar a união na interface de maneira que pudesse diferenciar um grupo do outro. Para o compósito Z250, a ausência de diferença estatisticamente significativa entre os métodos se explica possivelmente pelo mesmo motivo já mencionado e comprova os achados de (Bouschlicher *et al.*, 2000), pois o grau de polimerização pode ter forte correlação principalmente com a densidade de energia disponível durante a fotoativação. Já, para o compósito Esthte-X, o grupo que utilizou a menor intensidade de luz (100 mW/cm²) obteve a mais alta média de resistência da união. Nesse caso talvez, a baixa velocidade de polimerização, bem como a possível menor tensão gerada, podem ter

contribuído significativamente para o melhor desempenho desse grupo em relação aos demais.

7. CONCLUSÃO

1. Quando foram considerados os fatores densidade energética e aparelho fotoativador, o compósito Z250 apresentou melhor desempenho quando comparado ao Esthet-X.
2. Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união, para Z250 e Esthet-X quando foram comparadas as densidades de energia de 10 e 14 J/cm², tanto para o aparelho de LED, quanto para o de lâmpada halógena. Já para o compósito Z250 o LED mostrou-se superior ao aparelho de lâmpada halógena, o que não ocorreu para o Esthet -X.
3. As diferentes combinações tempo de exposição versus intensidade de luz utilizando o aparelho de lâmpada halógena não exerceram influência estatisticamente significativa para os compósitos Z250 e Esthet-X.
4. Para os dois compósitos, foi verificado menor desempenho para as combinações com alta intensidade de luz utilizando o aparelho de lâmpada halógena.
5. Quando foi utilizado o aparelho LED, para o compósito Z250, não houve diferença estatisticamente significativa para todas as combinações de fotoativação utilizadas e para o Esthet-X o comportamento foi difuso, ou seja, ora a baixa intensidade influenciou positivamente, ora negativamente.

8. REFERENCIAS

1. Anusavice, K.J. Phillips materiais dentários. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
2. Asmussen E., Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*. 1998 Jan; 14(1): 51-6.
3. Asmussen, E. Composite restorative resins: composition *versus* wall-to-wall polymerization contraction. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.16, n.4, p.337-344, June 1975.
4. Asmussen, E. Direction of shrinkage of light-curing resin composite. *J Dent Res, Washington*, v.77, n.3, p.658, Mar. 1998 [Abstract 212].
5. Bassiouny M.A., Grant A.A. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J*. 1978 Dec 5; 145(11): 327-30.
6. Birdsell D.C., Bannon P.J., WEBB R.B. Harmful effects of near-ultraviolet radiation used for polymerization of a sealant and a composite resin. *J Am Dent Assoc*. 1977 Feb; 94(2): 311-4.
7. Bouschlicher M.R, Rueggeberg F.A., Boyer D.B. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*. 2000; 12(1): 23-32.
8. Bowen, R.L. Dental filling 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 composite in dentistry: the monomer systems. *Eur J Sci*, Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Mar./Apr.1997.
9. Bowen, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for the dental restoration. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.66, n. 57-64, Jan. 1963.

10. Bowen, R.L., Nemoto, K., Rapon, J.E., Adhesive bonding of various materials to hard tooth Tissues: *J Am Dent Assoc*, v. 106, n.4, p. 475-477, Apr 1983.
11. Buonocore, M.R. A simple method of increasing the adesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, Washington, v. 34, n.6, p.849-853. Dec. 1955.
12. Carvalho R.M., Pereira J.C., Yoshiyama M., Pashley D.H. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*. 1996 Jan-Feb; 21(1): 17-24. Review.
13. Chung K.H. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*. 1990 Mar; 69(3): 852-6.
14. Condon J.R., Ferracane J.L.. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*. 2000 Mar; 79(3): 812-7.
15. Craig. R.G. Direct esthetic restorative materials. In: CRAIG, R.G. (Ed.) *Restorative dental materials*. 9.ed. Saint Louis: Mosby, 1993. p.259-260.
16. Cunha, L.G. *et al.* Efeito dos métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de compósitos odontológicos. *PGR Pós Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos*, v.4, n.3, p.36-42, set./dez. 2001.
17. Davidson C.L., De Gee A.J., Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*. 1984 Dec; 63(12): 1396-9.
18. Davidson C.L., De Gee J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*. 1984 Feb; 63(2): 146-8.
19. Davidson C.L., Feilzer A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*. 1997 Nov; 25(6): 435-40. Review.
20. Davidson-Kaban S.S., Davidson C.L., Feilzer A.J., De Gee A.J., Erdilek N The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites *Dent Mater*. 1997 Nov; 13(6): 344-52.

21. De Lange C., Bausch J.R., Davidson C.L. The curing pattern of photo-initiated dental composites. *J Oral Rehabil.* 1980 Sep; 7(5): 369-77.
22. Dennison J.B., Yaman P., Seir R., Hamilton J.C. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent.* 2000 Nov; 84(5): 499-505.
23. Ernst C.P, Kurschner R., Rippin G., Willershausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. *Am J Dent.* 2000 Apr; 13(2): 69-72.
24. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater.* 1990 Jul; 6(3): 167-71.
25. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987 Nov; 66(11): 1636-9.
26. Feilzer A.J., Dooren L.H., De Gee A.J., Davidson C.L. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995 Oct; 103(5): 322-6.
27. Ferracane J.L. Using posterior composites appropriately. *J Am Dent Assoc.* 1992 Jul; 123(7): 53-8.
28. Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Markl A. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Oper Dent.* 2000 Jan-Feb; 25(1): 26-32.
29. Fujibayashi, K. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn (Tokyo), Tokyo*, v.34, p.46-53, Mar. 1998.
30. Halvorson R.H., Erickson R.L., Davidson C.L. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent.* 2003 May-Jun; 28(3): 307-14.
31. Halvorson R.H., Erickson R.L., Davidson C.L. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002 Sep; 18(6): 463-9.

32. Halvorson R.H., Erickson R.L., Davidson C.L. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper Dent.* 2004 Jan-Feb; 29(1): 105-11.
33. Hansen E.K, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand.* 1997 Jun; 55(3): 162-6.
34. Hansen E.K. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res.* 1982 Aug; 90(4): 329-35.
35. Ikemi t., Nemoto k. Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. *Dent Mater J.* 1994 Jun; 13(1): 1-8.
36. Irie M., Suzuki K., Watts D.C. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater.* 2002 May; 18(3): 203-10.
37. Jandt K.D, Mills R.W, Blackwell G.B, Ashworth S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000 Jan; 16(1): 41-7.
38. Koran P., Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent.* 1998 Feb; 11(1): 17-22.
39. Kurachi C, Tuboy A.M, Magalhaes D.V, Bagnato V.S. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001 Jul; 17(4): 309-15.
40. Labella R., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999 Mar; 15(2): 128-37.

41. Lee H.L., Orlowski J.A, Rogers B.J. A comparison of ultraviolet-curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. *Int Dent J*. 1976 Jun; 26(2): 134-51. Review.
42. Lindberg A., Peutzfeldt A., Dijken J.W.V., Curing depths of a universal hybrid and flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and light-emitting diode units. *Acta Odontol Scand*. 2004; 62(): 97-101.
43. Lutz E., Krejci I., Oldenburg T.R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int*. 1986 Dec; 17(12): 777-84.
44. Lutz F., Krejci I., Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater*. 1991 Apr; 7(2): 107-13.
45. Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K.H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent*. 1997 May-Jul; 25(3-4): 321-30.
46. Miguel A., De La Macorra J.C. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater*. 2001 May; 17(3): 241-6.
47. Mills R.W., Jandt K.D., Ashworth S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*. 1999 Apr 24; 186(8): 388-91.
48. Mills R.W., Uhl A., Blackwell G.B., Jandt K.D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*. 2002 Jul; 23(14): 2955-63.
49. Miyazaki M, Oshida Y, Moore BK, Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent Mater*. 1996 Nov; 12(6): 328-32.

50. Munksgaard E.C, Hansen E.K, Kato H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res*. 1987 Dec; 95(6): 526-31.
51. Pashley D.H, Carvalho R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997 Sep; 25(5): 355-72.
52. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*. 2000 Sep; 16(5): 330-6.
53. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997 Apr; 105(2): 97-116. Review.
54. Phillips R.W. Skinner's science of dental materials. *Apud*: Peutzfeldt A. Resin composite in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, Copenhagen, v.105, n.2, p.97- 116, Mar./ Apr. 1997.
55. Pires J.A, Cvitko E., Denehy G.E, Swift E.J. Jr. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int*. 1993 Jul; 24(7): 517-21.
56. Pollack B.F, Blitzer M.H. The advantages of visible light curing resins. N Y State *Dent J*. 1982 Apr; 48(4): 228-30.
57. Price R.B, Rizkalla A.S, Hall G.C. Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. *Am J Dent*. 2000 Aug; 13(4): 176-80.
58. Rees J.S, Jacobsen P.H. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater*. 1989 Jan; 5(1): 41-4.
59. Ruyter IE, Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand*. 1982; 40(3): 179-92.
60. Sakaguchi R.L., Berge H.X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent*. 1998 Nov; 26(8): 695-700.

61. Silikas N., Eliades G., Watts D.C. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000 Jul; 16(4): 292-6.
62. Stahl F., Ashworth S.H., Jandt K.D., Mills R.W. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000 Jul; 21(13): 1379-85.
63. Tani Y. Contraction force during polymerization of various composites resins. *Dent Japan*, Tokyo, v.26, n.1, p.97-100, Dec. 1989.
64. Tirtha R., Fan P.L., Dennison J.B., Powers J.M. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res.* 1982 Oct; 61(10): 1184-7.
65. Tjan A.H., Bergh B.H., Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 1992 Jan; 67(1): 62-6.
66. Tolidis K., Nobecourt A., Randall R.C. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater.* 1998 Nov; 14(6): 417-23.
67. Uno S., Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res.* 1991 Oct; 99(5): 440-4.
68. Uno S., Shimokobe H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. *Dent Mater J.* 1994 Jun; 13(1): 19-24.
69. Unterbrink G.L., Liebenberg W.H. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999 Apr; 30(4): 249-57. Review.
70. Unterbrink G.L., Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995 Jun; 23(3): 183-9.
71. Venhoven B.A., De Gee A.J., Davidson C.L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials.* 1996 Dec; 17(24): 2313-8.

72. Versluis A.J., Rensen P.C., Rump E.T., Van Berkel T.J., Bijsterbosch M.K. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res.* 1998 Jun; 77(6): 1435-45.
73. Walls A.W., McCabe J.F., Murray J.J. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J Dent.* 1988 Aug; (1-5)16(4): 177-81.
74. Yap A.U., Wong N.Y., Siow K.S. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent.* 2003; 28(4): 357-64.

9. ANEXOS

Tabela grupo1 . Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 700mW X 20s.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
16,46	4,47	3,95	2,08	4,615
17,54	4,32	4	2,14	4,837
14,88	4,31	3,94	1,83	4,839
20,92	4,43	4,16	1,96	6,101
26,78	4,44	4	2,34	6,658
22,4	4,27	4,01	2,11	6,295
12,23	4,49	4	2,21	3,200
14,51	4,51	4,1	1,79	4,623
13,01	4,21	3,81	2,01	3,963
19,93	4,4	4,03	1,64	7,078

Tabela grupo 2. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 500mW X 28.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
13,95	4,36	3,96	1,91	4,310
13,43	4,33	3,99	1,42	5,581
23,49	4,5	3,95	2,3	5,934
13,67	4,36	3,99	2,07	3,883
13,69	4,23	3,89	1,79	4,625
19,46	4,26	4,04	2	5,756
13,93	4,33	3,96	2,1	3,929
14,37	4,32	3,97	2,2	3,869
16,52	4,34	4,01	1,95	4,982
12,87	4,31	3,95	2,24	3,415

Tabela grupo 3. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 500mW X 20s.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
17,44	4,32	3,97	2,13	4,849
18,72	4,3	3,89	2,14	5,244
20,13	4,28	3,91	2,33	5,179
26,79	4,38	3,99	2,09	7,519
34,94	4,2	4	2	10,461
13,01	4,11	3,93	2,14	3,713
14,45	4,28	3,9	2,11	4,111
22,13	4,28	3,91	2,18	6,086
13,81	4,14	3,9	2,14	3,941
18,74	4,29	3,89	2,21	5,090

Tabela grupo 4. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 400mW X 35s.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
27,61	4,24	4,03	1,78	9,209
19,74	4,35	3,87	2,37	4,975
25,89	4,25	4,01	2,22	6,932
30,27	4,29	4,05	2,25	7,920
33,48	4,39	4,12	2,35	8,220
24,19	4,12	4,06	2,41	6,025
21,09	4,23	3,87	2,23	5,733
14,34	3,95	3,76	1,78	5,130
23,91	4,43	3,98	2,33	5,991
20,97	4,33	4,05	2,24	5,485

Tabela grupo 5. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 300mW X 46,6s.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
31,22	4,56	4,43	1,95	8,744
16,53	4,3	4,05	1,99	4,884
20,19	4,29	4,03	2,2	5,416
14,16	4,31	4,5	1,5	5,261
43,21	4,28	4,03	2,19	11,658
21,82	4,23	4,07	1,85	6,977
29,4	4,27	4,04	2,27	7,652
16,94	4,22	4,08	1,98	5,061
16,65	4,37	4,01	1,91	5,108
32,56	4,3	4	2	9,631

Tabela grupo 6. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 200mW X 70s.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
22,14	4,45	3,91	2,14	6,076
36,21	4,34	4,09	2,21	9,543
20,25	4,19	3,95	2,25	5,429
20,19	4,3	4,16	1,64	7,145
23,21	4,48	4,07	2,08	6,408
18,21	4,2	4,02	1,94	5,607
16,39	4,32	3,59	2,36	4,311
17,39	4,29	4,08	2,02	5,050
19,89	4,37	4,06	2,07	5,597
24,91	4,32	3,98	2,28	6,463

Tabela grupo 7. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 100mW X 140.

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
21,96	4,47	3,83	2,3	5,648
21,19	4,46	3,79	2,08	6,063
23,57	4,48	3,96	2,41	5,690
28,93	4,55	3,91	2,37	7,085
18,2	4,16	3,79	2,12	5,302
24,47	4,27	3,95	2,37	6,167
30,07	4,41	3,96	2,38	7,412
19,95	4,26	3,86	2,14	5,637
20,87	4,26	3,85	2,1	6,017
20,01	4,1	3,86	1,7	7,261

Tabela grupo 8. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com LED 500mW X 28s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
22,22	4,25	3,97	2,1	6,320
23,27	4,29	4,01	2,04	6,748
23,42	4,36	4,02	2,34	5,864
23,73	4,36	4,02	2,23	6,235
22,48	4,28	4,01	2,01	6,624
27,33	4,21	3,93	1,99	8,284
23,88	4,35	3,96	1,96	7,199
28,79	4,27	3,95	1,93	8,910
26,86	4,27	3,97	2,25	7,113
24,52	4,28	3,92	1,95	7,529

Tabela grupo 9. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com LED 500mW X 20s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
32,95	4,3	3,93	2,28	8,622
33,71	4,68	4	2,13	8,952
18,31	3,97	3,86	2,29	5,014
22,17	4,3	3,9	2,25	5,900
37,1	4,29	3,91	2,26	9,830
19,78	4,25	3,89	2,29	5,210
28,64	4,2	3,91	2,35	7,378
26,87	4,27	3,87	2,34	6,926
20,12	4,25	3,97	1,97	6,101
23,77	4,55	3,91	2,15	6,417

Tabela grupo 10. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com LED 400mW X 50s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
21,03	4,48	4,09	1,82	6,620
23,78	4,27	4,04	1,91	7,356
26,43	4,31	4,01	2,08	7,499
24,93	4,28	4,04	2,01	7,320
31,49	4,3	3,97	2,01	9,301
33,37	4,27	4,04	1,94	10,163
19,13	4,2	3,87	2,23	5,219
17,66	4,18	3,93	2,06	5,190
23,17	4,22	3,88	1,97	7,129
25,6	4,25	3,96	1,97	7,772

Tabela grupo 11. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com LED 300mW X 33s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
31,5	4,45	3,96	2,21	8,322
21,65	4,16	3,88	1,7	7,777
31,2	4,4	4,03	2,28	7,970
31,4	4,39	4	2,25	8,167
37	4,39	4,05	2,03	10,603
34,3	3,34	4,06	2,1	10,837
27	4,25	4,05	1,94	8,233
19,3	4,47	4,1	1,74	6,355
20,8	4,37	4,09	1,76	6,859
19,8	4,46	4,15	1,75	6,452

Tabela grupo 12. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com LED 200mW X 50s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
20,17	4,14	3,97	1,86	6,565
31,68	4,45	4,04	2,13	8,602
20,17	4,17	3,95	2	6,098
30,24	4,34	4,09	2,05	8,592
20,5	4,34	4,1	2,06	5,789
18,93	4,38	4,11	1,76	6,220
19,78	4,22	3,91	2,18	5,480
19,21	4,37	3,96	1,85	6,121
21,1	4,19	4,11	2,05	6,089
33,97	4,46	4,25	2,14	8,948

Tabela grupo 13. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo Z250 + C.F.(SE) fotoativado com LED 100mW X100s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
28,47	4,47	4,07	1,92	8,525
25,14	4,13	4,12	1,9	7,875
29,8	4,25	3,99	1,9	9,346
35,19	4,27	4,1	2,07	9,973
23,37	4,3	4,37	1,8	7,353
28,11	4,17	4,03	2,13	7,902
27,34	4,54	4,18	2,22	6,934
23,27	4,25	3,9	1,77	7,920
26,39	4,28	4,03	2,12	7,355
22,94	4,35	4,04	2,02	6,646

Tabela grupo 14. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 700mw x 20s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
12,87	4,18	3,78	1,95	4,071
13,84	4,1	3,97	1,9	4,432
16,66	4,23	4,01	1,98	5,014
15,41	4,31	3,99	2,1	4,341
11,01	4,26	3,97	2,1	3,128
14,97	4,38	4,1	2,11	4,108
12,71	4,19	3,97	2,05	3,731
10,95	4,24	3,99	2	3,266
13,64	4,3	4	1,93	4,181
13,39	4,25	3,96	1,87	4,282

Tabela grupo 15. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 500mW X 28s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
10,19	4,29	3,95	1,91	3,179
12,37	4,16	3,96	1,72	4,349
19,46	3,94	3,93	1,86	6,527
19,45	4,25	3,96	2,11	5,513
8,71	4,21	4,03	1,87	2,775
9,77	4	3,92	1,88	3,222
12,72	4,26	3,89	1,84	4,165
16,47	4,21	3,96	1,72	5,755
12,19	4,12	3,77	1,79	4,238
12,87	4,31	3,95	2,24	3,415

Tabela grupo 16. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 500mW X 20s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
39,23	4,39	3,93	2,19	10,571
18,7	4,37	3,98	2,15	5,114
12,81	4,96	4,46	2,13	3,135
14,52	4,38	4,05	2,33	3,630
12,4	4,45	4,01	2,37	3,037
17,09	4,33	4,06	2,27	4,406
19,44	4,47	4,03	1,99	5,643
23,21	4,31	3,89	2,25	6,177
19,78	4,22	3,97	2,33	5,089
23,72	4,23	3,84	2,11	6,840

Tabela grupo 17. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 400mW X 35s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
18,86	4,2	3,99	1,8	6,282
21,36	4,28	4	2	6,333
16,82	4,16	3,94	2,02	5,047
24,6	4,1	3,92	2,06	7,311
19,11	4,42	4	2	5,572
20,92	4,13	3,98	1,73	7,321
18,01	4,11	3,94	1,97	5,576
16,48	4,42	3,99	2,08	4,626
13,18	4,16	4	1,82	4,357
20,56	4,18	4	1,75	7,052

Tabela grupo 18. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 300mW X 46,6s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
20,39	4,33	4,15	1,96	6,023
19,01	4,41	4,15	2,01	5,425
41,23	4,43	3,99	2,22	10,830
18,07	4,22	3,91	1,7	6,419
33,53	4,28	4,06	2,15	9,181
31,18	4,48	4,26	2,12	8,262
29,73	4,41	3,96	2,09	8,345
26,27	4,36	4,04	1,92	7,998
19,19	4,32	3,97	2,02	5,627
24,4	4,16	3,96	1,97	7,489

Tabela grupo 19. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 200mW X 70s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
15,46	4,27	4,07	1,93	4,716
25,87	4,33	3,8	2,17	7,200
21,38	4,42	4,1	1,82	6,770
25,8	4,28	3,99	2,2	6,963
15,18	4,31	3,99	1,81	4,961
12,98	4,4	4,2	1,49	4,974
24,54	4,2	3,99	2,04	7,212
17,47	4,49	4,02	2	5,040
18,58	4,26	4,01	2,01	5,488
30,27	4,25	4,06	2,19	8,167

Tabela grupo 20. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com luz halógena 100mW X 140s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
23,09	4,39	4,06	2,06	6,513
37,15	4,46	4	1,97	10,945
17,09	4,57	4,77	1,85	4,856
14,74	4,14	4	1,99	4,468
32,16	4,37	4,15	2,11	8,784
16,87	4,16	3,98	2,18	4,668
17,41	4,25	4	1,38	7,508
13,15	4,16	3,96	1,78	4,467
33,7	4,38	4	2,18	9,058
16,74	4,4	4,08	1,98	4,895

Tabela grupo 21. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com LED 500mW X 28s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
11,6	4,52	4,14	1,74	3,780
5,89	4,27	3,93	1,81	1,949
29,61	4,4	3,97	2,04	8,515
6,95	3,89	3,81	1,08	4,103
22,76	4,28	3,92	1,91	7,135
13,39	4,28	3,88	2,08	3,874
12,91	4,29	4,01	2,15	3,552
11,95	4,36	4	1,78	3,943
14,85	4,06	3,84	1,81	5,099
13,87	4,16	3,92	1,7	4,958

Tabela grupo 22. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com LED 500mW X 20s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
22,3	4,16	3,97	2,01	6,700
19,05	4,23	3,73	1,88	6,250
12,16	4,18	3,75	1,89	3,984
16,25	4,17	3,79	1,85	5,418
12,89	4,19	3,92	1,65	4,730
10,14	4,22	3,77	1,89	3,297
14,26	4,15	3,83	1,97	4,454
7,73	4,14	3,82	2,02	2,360
12,43	4,11	3,77	1,87	4,142
19,74	4,2	3,89	2,09	5,732

Tabela grupo 23. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com LED 400mW X 25s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
13,95	4,72	4,63	1,87	3,91
14,85	4,72	4,57	1,28	6,13
20,4	4,29	4,11	1,95	6,11
19,9	4,69	4,21	1,89	5,8
19,61	4,65	4,42	1,70	6,24
15,01	4,67	4,53	1,72	4,65
24,46	4,66	4,43	2,03	6,5
27,97	4,67	4,47	1,65	9,1
18,74	4,61	4,4	1,86	5,49
18,12	4,68	4,47	2,17	4,48

Tabela grupo 24. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com LED 300mW X 33s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
26,87	4,37	3,92	2,23	7,137
13,73	4,21	3,9	1,88	4,422
15,18	4,3	3,89	1,65	5,516
12,29	4,09	3,94	1,7	4,420
12,89	4,19	3,92	1,65	4,730
22,21	4,3	3,81	2,03	6,624
18,03	4,23	3,93	1,89	5,740
10,81	4,07	3,86	1,74	3,847
21,78	4,29	3,96	1,55	8,363
23,36	4	3,85	2,01	7,269

Tabela grupo 25. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com LED 200mW X 50s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
27,93	4,29	3,87	2,2	7,639
12,03	4,37	3,96	1,86	3,812
25,1	4,32	4,04	1,95	7,560
19,47	4,12	3,98	1,81	6,521
15,93	4,45	4,16	1,81	5,019
18,46	4,18	3,91	2,31	4,850
17,76	4,7	4,5	1,81	5,237
10,76	4,3	3,95	1,89	3,388
21,53	4,17	4,01	1,93	6,696
19,77	4,16	3,98	1,77	6,737

Tabela grupo 26. Valores de resistência de união e dimensões das restaurações para o grupo EST. X + C.F.(SE) fotoativado com LED 100mW X 100s

Kgf	B(mm)	b(mm)	h(mm)	MPa
33,36	4,8	4,29	2,22	8,11
26,7	4,62	4,41	2,02	7,18
27,03	4,65	4,55	2,05	7,03
23,26	4,66	4,47	2	6,25
25,73	4,68	4,41	2,11	6,58
35,74	4,76	4,41	2,26	8,46
32,12	4,32	4	1,94	9,77
20,44	4,69	4,49	2,12	5,15
25,54	4,65	4,44	1,68	8,21
29,62	4,81	4,37	1,86	8,5