



# Novos Conceitos Relacionados à Fotopolimerização das Resinas Compostas

New Concepts on Composites Resin  
Photocuring Light Activation

Maria Jacinta Moraes COELHO SANTOS\*  
Mário Honorato da SILVA E SOUZA JR\*\*  
Rafael Francisco Lia MONDELLI\*\*

SANTOS, M.J.M.C.; SILVA e SOUZA JR., M.H.; MONDELLI, R.F.L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **JBD**, Curitiba, v.1, n.1, p.14-21, jan./mar. 2002.

As resinas compostas continuam sendo a opção restauradora mais utilizada quando a estética é primordial, apesar de o constante aprimoramento ainda apresentar alguns inconvenientes, tais como sensibilidade pós-operatória, desgaste, contração de polimerização e infiltração marginal. Recentemente, novos conceitos relacionados à polimerização gradual, mediante o uso da redução inicial da intensidade de luz, têm resultado em melhor adaptação marginal, aliados à manutenção das propriedades mecânicas do material. Paralelamente, diversos tipos de aparelhos fotopolimerizadores têm sido lançados no mercado, com o intuito de permitir diferentes métodos de fotoativação. Neste trabalho, são apresentados, mediante uma revisão de literatura, os principais fatores relacionados à contração de polimerização e as técnicas disponíveis para minimizar seus efeitos.

**UNITERMOS:** Resina composta; Fotopolimerização; Intensidade de luz.

---

\* Doutoranda em Dentística Restauradora - FOB-USP  
Mestre em Clínicas Odontológicas - UFBA  
Especialista em Dentística Restauradora e Periodontia - FOB-USP  
Professora-assistente da Disciplina de Materiais Dentários - UFBA  
\*\* Professor Doutor do Departamento de Dentística - FOB-USP

## INTRODUÇÃO

Desde a introdução da resina composta fotopolimerizável na década de 70, inúmeros tipos e marcas comerciais de resinas compostas e agentes adesivos foram lançados no mercado. Graças ao aprimoramento das propriedades mecânicas das resinas compostas, devido à modificação na composição, tipo, formato e quantidade de carga inorgânica, bem como modificações na parte orgânica, este material tem mostrado um bom desempenho clínico também nos dentes posteriores (LEINFELDER, 1995).

Apesar dessas melhorias, problemas como sensibilidade pós-operatória, desgaste, contração de polimerização e infiltração marginal permanecem (LYONS, 1997). Grande parte desses inconvenientes estão relacionados à contração de polimerização das resinas compostas, devido à aproximação molecular durante a formação da cadeia polimérica, ou seja, quanto maior a conversão dos monômeros em polímeros, maior a contração de polimerização (RUEGGEBERG, 1999). Esta característica das resinas compostas pode acarretar na formação de um espaço entre o material restaurador e o dente, permitindo a passagem de fluidos e bactérias, determinando a ocorrência da microinfiltração (OPDAM et al., 1998).

Como forma de atenuar os problemas relacionados à contração de polimerização, recentes estudos têm mostrado que realizando-se uma polimerização modulada, ou seja, iniciando a fotoativação da resina composta com menor intensidade de luz, seguida por uma fotoativação final com maior intensidade, obtém-se uma melhora na adaptação marginal, preservando-se as propriedades mecânicas do material (FEILZER, 1995; UNTERBRINCK & MUESSNER, 1995; MEHL et al., 1997; BOUSCHLICHER et al., 1997; DAVIDSON-KABAN, 1997; KORAN & KÜRSCHNER, 1998; KANCA III & SUH, 1999; SUH, 1999; LÖSCHE, 1999; SILVA, 1999; WANG & SUH, 1999; YAMAUTI, 1999).

Paralelamente a estes novos conceitos de fotoativação, observa-se o lançamento no mercado de diferentes tipos de aparelhos de fotopolimerização, os quais diferenciam-se pelos tipos de fonte

de energia, variação na faixa do comprimento de onda, tipo de pulso e intensidade de luz. Os aparelhos à base de luz halógena são os tradicionalmente utilizados para a polimerização das resinas compostas. Recentemente, os fabricantes focaram a sua atenção para os aparelhos com diferentes fontes de energia, responsáveis pela fotoativação. Além do tradicional sistema de luz halógena, os fabricantes introduziram no mercado fontes de laser de argônio e arco de plasma de xenônio, creditando a estes uma redução no tempo de polimerização com conseqüente otimização da hora clínica de consultório (CHRISTENSEN et al., 1999; FRIEDMAN et al., 1999).

Uma alta intensidade de energia foi por muito tempo preconizada como a ideal para fotoativar a resina composta, de maneira a garantir uma polimerização adequada em profundidade, associada à manutenção das propriedades físicas e mecânicas do material (MEHL et al., 1997). No entanto, outros estudos evidenciaram o efeito negativo da alta intensidade de luz no aumento do estresse gerado na contração de polimerização (SUH, 1999; YAMAUTI, 1999).

Estes novos conceitos de fotoativação, aliados aos diferentes tipos de aparelhos presentes no mercado, permitem ao dentista inúmeras formas de procedimentos com relação à fotopolimerização das resinas compostas. No entanto, é imprescindível o conhecimento das vantagens e desvantagens dos novos métodos e sistemas de fotoativação, assim como a sua influência no selamento marginal das restaurações, bem como na manutenção das propriedades mecânicas dos materiais restauradores. Este artigo se propõe, mediante uma revisão de literatura, a discutir os fatores relacionados à contração de polimerização, tais como intensidade de luz, métodos de fotoativação, fontes de energia e configuração cavitária.

### Energia de ativação

Para iniciar a fotopolimerização da resina composta é necessário que haja uma fonte de energia capaz de ativar o iniciador fotossensível, normalmente a canforoquinona. A habilidade do fóton (unidade de energia irradiada) em ativar a canforoquinona é ditada pela sua energia individual, a qual é determinada pelo comprimento de onda emitido pela luz. Quando eleva-se a intensidade de luz, aumenta-se o número de fótons emitidos, mas mantém-se o comprimento de onda, ou seja, a energia do fóton é determinada pela sua localização dentro de espectro eletromagnético e não pelo número de fótons presentes. Assim, a energia presente num feixe de luz de 100mw é a mesma emitida num feixe de 2000mw, para um mesmo comprimento de onda, pois apesar de o número de fótons ser bem maior numa intensidade maior de luz, a habilidade do fóton em interagir com a canforoquinona é a mesma.

Nossos olhos raramente conseguem detectar diferenças entre os comprimentos de onda. Na estreita faixa de energia, conhecida como luz visível, pode-se perceber a mudança de cor à medida que o comprimento de onda vai diminuindo. Esta energia se inicia na cor vermelha (700nm), seguindo para o laranja, amarelo, verde, azul e violeta (400nm). Nas ponteiros a laser, por exemplo, percebemos a luz vermelha (700nm), mas

não a luz infravermelha (800nm), não mais visível ao olho humano. À medida que o comprimento de onda diminui (vermelho para o violeta), a frequência e a energia aumentam (NAGEL, 1999; RUEGGERBERG, 1999).

#### Reação de polimerização

O iniciador mais comumente utilizado nas resinas compostas é a canforoquinona (CQ), que absorve energia num espectro de luz visível azul, entre 400 a 500nm, com o pico do comprimento de onda ideal em 468nm. A energia (fótons) será absorvida pela molécula, a qual passará para o estado excitado ou estado tríplice. Para acelerar esta reação de polimerização, uma quantidade razoável de amina é adicionada à mistura. Enquanto a canforoquinona permanece no estado excitado, esta colide com a amina, ocorrendo a transferência de elétron, resultando na formação de um radical livre. Este radical livre é uma molécula extremamente reativa, com um elétron livre na região externa, procurando desesperadamente formar uma ligação covalente. Este radical livre irá reagir com o monômero, possuidor de uma ligação dupla de carbono (C=C), que irá iniciar a reação. Desta forma se inicia a reação em cadeia, na qual a ligação dupla de carbono, reagida com o radical, passa a ter um elétron livre à procura de outra ligação dupla para reagir. A reação de polimerização só terminará quando dois radicais complexos colidirem. Se o oxigênio estiver presente, os radicais livres irão preferencialmente reagir com ele, formando um radical de peróxido, pouco reativo, gerando a inibição da polimerização. Quanto maior a intensidade de luz, maior número de fótons estarão presentes e quanto maior o número de fótons, maior o número de moléculas de CQ que irão atingir o estado excitado, para reagir com a amina e formar radicais livres. Assim, quanto maior for a intensidade de luz, maior será a extensão da polimerização da resina composta (RUEGGERBERG & JORDAN, 1993; DAVIDSON-KABAN et al., 1997; RUEGGERBERG, 1999; FRIEDMAN, 1999).

DAVIDSON-KABAN et al. (1997) ressaltaram a importância da adequada conversão dos monômeros para a manu-

tenção das propriedades físicas e mecânicas da resina composta. Mediante um estudo laboratorial, os autores avaliaram a influência da variação da intensidade de luz e do tempo de exposição, na conversão e manutenção das propriedades mecânicas de duas marcas comerciais de resina composta (Silux-Plus e P-50, 3M Dental), em três diferentes cores. Verificaram que as cores não influenciaram nos resultados, mas a redução da intensidade de luz ou do tempo de exposição diminuiu significativamente a dureza dos espécimes. SEABRA (2000), testando a profundidade de polimerização de algumas marcas comerciais de resinas condensáveis, verificou que o tempo de exposição à luz interfere na profundidade de polimerização, podendo afetar o grau de polimerização mínimo determinado pelos fabricantes. RUEGGERBERG & JORDAN (1993) e RUEGGERBERG (1999) observaram que a quantidade de luz necessária para excitar o fotoiniciador é bastante reduzida à medida que esta passa da superfície para o centro da restauração, devido à dispersão e à absorção da luz. A partir da superfície, a 0,5mm de profundidade, 50% de energia é perdida; a 1mm, apenas 25% está disponível; a 2mm, 9% e a 3mm de profundidade, somente 3% da energia de luz consegue atingir a canforoquinona. Para compensar a redução de moléculas de CQ não atingidas pela luz, deve-se aumentar o tempo de exposição e/ou a intensidade de energia de luz, a fim de dar oportunidade a essas moléculas de CQ de serem excitadas, colidirem com a amina e gerarem radicais livres.

#### Contração de polimerização

A contração de polimerização é um dos fatores que mais contribui para o insucesso das resinas compostas, principalmente com relação à integridade marginal e à sensibilidade pós-operatória (SAKAGUCHI, 1999). Para se entender melhor o processo de contração de polimerização, é preciso lembrar que todas as resinas compostas são formadas a partir do metacrilato de metila, o qual irá gerar contração, na medida em que polimeriza. A contração de polimerização é resultado da movimentação e aproximação dos monômeros entre si, durante a formação da cadeia polimérica. Quanto maior for o grau de conversão do monômero em polímero, maior será a contração de polimerização. Com a incorporação de partículas de carga pelos fabricantes, esta contração de polimerização reduziu para 1,5 a 3,0%. A adição de monômeros multifuncionais (com mais de um local de reação) e monômeros com alto peso molecular (oligômeros) permitiu a formação de uma estrutura em rede, na qual necessita-se de um número menor de ligações de carbono duplas convertidas em ligações de carbono simples, reduzindo o potencial de contração. A conversão máxima de monômeros em polímeros nas resinas atuais fica em torno de 60 a 70%. As ligações de carbono duplas não convertidas ficam presas na rede polimérica (RUEGGERBERG, 1999). A contração de polimerização é inerente às resinas compostas e irá persistir até que resinas sem contração ou portadoras de monômeros que expandam durante a reação de polimerização estejam disponíveis no mercado. CHRISTENSEN et al. (1999) verificaram que a formulação da resina composta é mais importante na contração de polimerização do que os fatores relacionados à fotoativação, encontrando diferen-

ças estatisticamente significantes entre diferentes marcas comerciais. Conforme SUH et al. (1999), o estresse da contração de polimerização é resultado da quantidade de contração vezes o módulo de elasticidade das resinas compostas (Lei de Hooke). Desta forma, quanto maior for o módulo de elasticidade, maior será o estresse gerado.

O estresse residual é transferido para a interface de união e pode resultar clinicamente no aparecimento de fraturas do esmalte, linhas brancas ou fendas marginais (SAKAGUCHI, 1999; RESIN Polymerization, 2000). De acordo com VERSLUIS et al. (1998), a redução do estresse parece ser a melhor forma de otimizar uma boa adaptação.

#### Ponto gel

O processo de polimerização é complexo e envolve inúmeros passos. A princípio, formam-se cadeias poliméricas lineares, as quais vão se ramificando, formando cadeias cruzadas entre as cadeias lineares, constituindo uma verdadeira rede polimérica. À medida em que as cadeias poliméricas vão aumentando em tamanho, aumentam também o seu peso molecular e a sua dureza. O momento em que a resina passa do estado fluido para o estado viscoso é denominado ponto gel. Este ponto é muito importante, porque a partir dele a resina adquire um alto módulo de elasticidade, perde a capacidade de escoar e começa a transferir o estresse gerado na contração de polimerização para a interface dente-restauração. A contração de polimerização que ocorre antes do ponto gel é denominada de contração pré-gel. Na fase pré-gel, as moléculas podem deslizar e adquirir novas posições e orientações, compensando o estresse da contração de polimerização. Nesta fase, o estresse de contração gerado não é transferido para a interface de união, devido à capacidade de escoamento das moléculas. No entanto, após o ponto gel, conhecida como fase pós-gel, a capacidade de escoamento da resina fica restrita, devido ao número de ligações cruzadas já estabelecidas na matriz. Toda força do estresse de contração gerado a partir desse ponto será transferido para a interface de união dente-restauração

(DAVIDSON & GEE, 1984; SUH, 1999; SUH et al., 1999; SAKAGUCHI, 1999; RUEGGERBERG, 1999; KANCA III & SUH, 1999; VERSLUIS et al., 1999).

A contração total é definida como a soma da contração pré e pós-gel. O estresse desenvolvido durante a contração pode gerar forças capazes de romper a resistência adesiva da restauração às paredes cavitárias (DAVIDSON & GEE, 1984; CARVALHO et al., 1996). Recentemente, tem sido proposto como forma de minimizar o estresse da contração de polimerização o prolongamento da fase pré-gel da resina composta. Uma importante característica das resinas quimicamente ativadas é o menor estresse de contração desenvolvido durante a polimerização, em virtude da sua fase pré-gel ser longa. As resinas fotopolimerizáveis possuem uma polimerização mais rápida, com menor capacidade de escoamento. Teoricamente, quanto menor a capacidade de escoamento da resina, maior o estresse de contração, o que é decisivo para o processo adesivo (CARVALHO et al., 1996; BOUSCHLICHER et al., 1997).

#### Configuração cavitária

O fator de configuração cavitária, o qual analisa a proporção entre o número de superfícies aderidas com as não aderidas, também denominado fator C, tem uma importante contribuição na contração de polimerização. Quanto menor o número de superfícies livres, menor será a capacidade da resina de escoar e liberar estresse, tornando desfavorável a união da resina ao dente (CARVALHO et al., 1996; NAGEM FILHO, 2000). A resina composta pode se unir a duas ou mais paredes, limitando a sua capacidade de escoamento, aumentando, dessa forma, o estresse nas superfícies aderidas (CARVALHO et al., 1996). Em 1987, FEILZER et al. mostraram a importância da configuração cavitária e relataram que na maioria das situações clínicas a compensação do estresse pelo escoamento da resina não é suficiente para preservar a união da dentina aos agentes adesivos, uma vez que esta adesão depende, dentre outros fatores, da configuração tridimensional da cavidade. Clinicamente, o valor entre superfícies aderidas e não aderidas atinge no máximo o fator  $C = 5$ , que corresponde às cavidades de classes I e V. Valores do fator  $C \leq 1$  referem-se às cavidades do tipo IV ou facetas. Nestes casos, o estresse de contração parece ser compensado pelo escoamento, sem romper a união com a dentina. Quando clinicamente encontramos valores do fator  $C > 2$ , podemos esperar uma falha adesiva.

Restaurando-se a cavidade pela técnica incremental, reduz-se o efeito do fator C e, da mesma forma, a utilização de bom adesivo dentinário pode otimizar o selamento marginal, se contrapondo aos efeitos da contração de polimerização (CARVALHO et al., 1996).

#### Intensidade de luz

CHRISTENSEN et al. (1999), YAMAUTI (1999), FRANCO et al. (2000), SILVA E SOUZA JR et al. (2000) relataram que o estresse da contração de polimerização pode ser minimizado prolongando-se a fase pré-gel da resina composta, mediante o uso de uma fotoativação inicial com uma baixa intensidade de luz, seguida por alta intensidade, denominada polimerização softstart por MEHL

et al. (1997). Este método de fotoativação permite o prolongamento da fase pré-gel da resina composta fotopolimerizável, à semelhança do que ocorre nas resinas autopolimerizáveis.

DAVIDSON-KABAN et al. (1997) relataram que existem inúmeras vantagens em se utilizar as resinas fotopolimerizáveis no lugar das autopolimerizáveis, sendo a principal delas o controle do tempo para a iniciação da polimerização. No entanto, advertiram para o risco de uma polimerização insuficiente deste tipo de resina, uma vez que a conversão dos monômeros é importante para a manutenção de suas propriedades físicas e mecânicas.

O uso da polimerização gradual, mediante a redução da intensidade inicial de luz, seguida por uma fotoativação com alta intensidade final melhora a integridade marginal de restaurações de resinas compostas e tem sido comprovada por diversos autores (FEILZER, 1995; UNTERBRINCK & MUESSNER, 1995; MEHL, 1997; BOUSCHLICHER et al., 1997; DAVIDSON-KABAN, 1997; KORAN & KÜRSCHNER, 1998; FENG & SUH, 1999; KANCA III & SUH, 1999; LÖSCHE, 1999; SILVA, 1999; WANG & SUH et al., 1999; YAMAUTI, 1999). Quando se utiliza uma baixa intensidade de luz, um menor número de radicais livres estarão disponíveis reduzindo ou limitando a quantidade de grupos de monômeros de metacrilatos que serão convertidos em polímeros. Isto fará com que a reação de polimerização se processe mais lentamente, permitindo o alívio do estresse, mediante o escoamento das moléculas (fase pré-gel), pela superfície não aderida. Quando a resina alcançar o ponto gel, o máximo de escoamento já terá ocorrido e então uma alta intensidade de luz será usada para complementar a reação de polimerização. Com este método ganha-se tempo clínico e o grau de polimerização final será equivalente ao obtido com uma alta intensidade de luz (BOUSCHLICHER et al. 1997; RUEGGEBERG, 1999).

#### Métodos de fotoativação

Para possibilitar o uso da fotoativação gradual, foram lançados no mercado aparelhos de luz halógena que permitem alternar a intensidade da fonte de luz, de forma a permitir diferentes técnicas de fotoativação, sendo elas:

- Stepped – no qual se aplica um baixo valor inicial de intensidade de luz, por um período determinado, e imediatamente após, um alto valor de intensidade de luz é utilizado por mais um período de tempo específico;

- Ramped – a fotoativação inicia-se com um baixo valor de intensidade de luz, o qual, gradativamente, vai aumentando por um período definido até chegar num alto valor final, o qual permanece pelo tempo restante da exposição;

- Pulsed – utiliza um baixo nível inicial de intensidade de luz por um período específico, suficiente para permitir a polimerização da superfície. Preconiza-se que se aguarde de 3 a 5 minutos, enquanto o processo de polimerização interna é deixado ocorrer lentamente. Durante este tempo, preconiza-se realizar o acabamento e polimento, para então proceder-se à segunda exposição com um alto nível de intensidade de luz (RUEGGEBERG, 1999; FRIEDMAN et al., 1999; RESIN Polymerization, 2000).

A polimerização gradual de ativação por pulso tem sido um dos métodos mais utilizados, e quando comparado à técnica convencional, demonstrou menor estresse de contração de polimerização e melhor adaptação marginal (KORAN & KÜRSCHNER, 1998; KANCA III & SUH, 1999; WANG & SUH, 1999; FENG & SUH, 1999). LOPES et al. (2001) mediante a realização de um estudo laboratorial, verificaram que a técnica do pulso possibilitou a melhor adaptação marginal e enfatizaram que o tempo de espera é crucial nesta técnica, uma vez que a resina continua se polimerizando mesmo na ausência de luz.

Quando se utiliza a fotoativação convencional com alta intensidade de luz, haverá um número bem maior de moléculas de CQ excitadas, que resultará numa maior extensão de polimerização, quando comparada à fotoativação com baixa intensidade. No entanto, em função da rápida formação da rede polimérica, resultante de uma fotoativação com alta intensidade de luz, ocorre a formação de cadeias pequenas, com baixo peso molecular e menor número de cadeias cruzadas. Como inúmeras propriedades físicas da resina estão relacionadas ao peso molecular e extensão das cadeias cruzadas, uma redução nas propriedades pode ser esperada nas resinas compostas submetidas a uma rápida polimerização (RUEGGEBERG, 1999).

#### Tipos de fontes de energia

Nos últimos 30 anos, os dentistas utilizaram fontes de luz ultravioleta e luz halógena para fotoativar as resinas compostas. Recentemente, surgiram novos aparelhos com fontes de laser de argônio e de arco de plasma de xenônio para serem utilizados na fotoativação das resinas compostas e para acelerar os procedimentos de clareamento (SMALL, 1999).

A lâmpada de quartzo tungstênio halógena (QTH) tem sido a fonte mais utilizada nos últimos anos. A maior parte da energia luminosa produzida pela fonte de QTH é de raios infravermelhos (95%), os quais são responsáveis pela produção de calor. Para reduzir os raios indesejáveis, são utilizados filtros nos aparelhos, a fim de que os raios produzidos fiquem restritos à faixa de luz visível (5%), com o comprimento de onda entre 400 a 500nm, responsável pela ativação da canforoquinona. O filtro é o componente mais caro do aparelho e o mais im-

portante, pois à medida que este vai se degradando, mais raios infravermelhos são liberados, gerando aquecimento do dente e da gengiva, podendo causar prejuízo tecidual e desconforto para o paciente. A vida útil da fonte de QTH é relativamente alta, podendo alcançar 40 horas de uso. O uso freqüente do radiômetro é importante para avaliar a potência da emissão de luz, imperceptível ao olho humano. A grande vantagem deste tipo de aparelho é que a lâmpada não é tão cara e pode ser trocada pelo dentista, no consultório (NAGEL, 1999; RUEGGEBERG, 1999). Recentemente, a BISCO lançou um novo aparelho de luz halógena denominado VIP (Intensidade de Polimerização Variável), que permite ao dentista selecionar a intensidade de luz e o tempo de exposição. As intensidades podem variar de 100 a 600mw/cm<sup>2</sup>, com tempos de exposição de 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30 segundos. O aparelho apresenta duas memórias que guardam os dois tipos de combinações mais usadas. Além disso, possui um radiômetro embutido que permite uma autocalibração (NAGEL, 1999).

A fonte de luz de arco de plasma de xenônio tem como característica principal o seu alto potencial elétrico. O termo "plasma" se refere à atmosfera de gás ionizado, composta por elétrons e íons positivos, em alta temperatura. A faixa do espectro de energia dessa fonte é mais ampla do que da fonte de QTH, incluindo a geração de raios infravermelho (IV), ultravioleta (UV) e luz visível. Devido à sua alta potência, enquanto a maioria dos aparelhos de QTH, comercialmente disponíveis, liberam 600mW/cm<sup>2</sup> de potência, com comprimento de onda entre 400 e 500nm, os aparelhos de arco de plasma de xenônio promovem 2.400mW/cm<sup>2</sup> de potência, numa faixa de 450 a 500nm. A vida útil desses aparelhos de arco de plasma de xenônio é bem maior do que a dos aparelhos de QTH, fazendo com que os fabricantes dêem até 5 anos de garantia. No entanto, são bem mais caros e não permitem a reposição da fonte de luz no próprio consultório (RUEGGEBERG, 1999).

O outro tipo de fonte usada é a de laser de argônio. O termo LASER refere-se à Light Amplification by Simulated

Emission of Radiation. Como característica principal, destaca-se o tipo de fóton produzido, o qual permanece sempre na mesma freqüência e não diverge, o que permite uma grande concentração de energia numa pequena área. A faixa do espectro de energia dessa fonte é compatível com a ativação da canforoquinona, permitindo a sua utilização para a polimerização das resina compostas. Na realidade, este aparelho produz uma variedade de comprimentos de onda, dentre os quais a canforoquinona se encaixa. Apresenta como vantagem a sua baixa capacidade de produzir raios infravermelhos, gerando menos calor para o dente. O tempo de vida de um aparelho de laser é finito, ou seja, vai se exaurindo independentemente do uso. A reposição da fonte de luz é muito cara e não pode ser feita no consultório (RUEGGEBERG, 1999).

Com essa diversidade de fontes geradoras de energia, as quais possuem diferentes valores de intensidade de luz e faixas variáveis do comprimento onda, torna-se necessário que os fabricantes informem o tipo de fonte de luz, a faixa do espectro do comprimento de onda e os ciclos de polimerização oferecidos pelos aparelhos (FRIEDMAN et al., 1999; SUH, 1999). O mesmo acontece com as resinas compostas, pois apesar da canforoquinona ser o fotoiniciador mais comum, outros tipos podem ser utilizados e podem não corresponder ao mesmo espectro de onda oferecido pelo aparelho (RUEGGEBERG, 1999; FRIEDMAN et al., 1999).

#### Energia para polimerização

Outro tópico recentemente abordado refere-se à quantidade de energia necessária para fotopolimerizar a resina composta. SUH (1999), mediante um trabalho laboratorial, verificou que diferentes marcas de resina composta necessitavam de valores distintos de energia para obter a sua polimerização ideal e sugeriu que os fabricantes deveriam informar a energia ideal para cada marca comercial de resina composta, para que se obtenha uma ótima taxa de conversão, importante para as propriedades finais da restauração.

Para se calcular a energia, é necessário que se conheça a potência da fonte de luz (mw/cm<sup>2</sup>) e a duração do tempo de exposição, em segundos. Por exemplo, quando o fabricante estipula que se polimerize um incremento de 2mm de resina composta por 40 segundos a 600mw/cm<sup>2</sup>, na realidade ele está sugerindo que esta resina necessita de uma energia de 24.000mJ/cm<sup>2</sup> (40 seg X 600mw/cm<sup>2</sup>) ou 24J/cm<sup>2</sup>. No entanto, se um aparelho de arco de plasma de xenônio emite uma intensidade de luz de 2.400mw/cm<sup>2</sup>, necessitará apenas de 10 segundos para polimerizar esta mesma resina (2.400 X 10 = 24.000mJ/cm<sup>2</sup>) (RUEGGEBERG, 1999; SUH, 1999). Desta forma, sugere-se que as resinas compostas passem a apresentar rotineiramente em suas embalagens a energia ideal para a sua fotopolimerização, bem como a faixa do comprimento de onda necessária para ativar o iniciador.

#### CONCLUSÃO

Foi possível verificar que inúmeros fatores são responsáveis pelo estresse gerado na contração de polimerização,

**TABELA 1:** Aparelhos fotopolimerizadores, intensidade e métodos de fotoativação.

L.HALÓGENA			
NOME COMERCIAL	RADIÔMETRO INTERNO	INTENSIDADE MÁXIMA	MÉTODO DE FOTOATIVAÇÃO
Elipar Highlight	Sim	800mw/cm <sup>2</sup>	Contínua- 800mw/cm <sup>2</sup> por 20,40 ou 60s. Por passos- 180mw/cm <sup>2</sup> por 10s. indo automaticamente para 800mw/cm <sup>2</sup> por mais 40 ou 60s.
Elipar Trilight (ESPE)	Sim	800mw/cm <sup>2</sup>	Contínua- 400mw/cm <sup>2</sup> ou 800mw/cm <sup>2</sup> por 10, 20,40,60 ou 80s. Rampa- aumenta automaticamente de 150mw/cm <sup>2</sup> para 800mw/cm <sup>2</sup> durante os 1 <sup>os</sup> 15s. e se mantém em 800mw/cm <sup>2</sup> por 40 ou
Optilux 500 (DEMETRON-KERR)	Sim	570mw/cm <sup>2</sup>	Contínua- 570mw/cm <sup>2</sup> por 10,20,30,40, 50 ou 60s.
Spectrum 800 (DENTSPLY-CAULK)	Sim	780mw/cm <sup>2</sup>	Contínua (ajustável)- 300, 340, 410, 480, 510, 560, 590, 610, 680, 720 ou 780mw/cm <sup>2</sup> por 10,20,30,40, 50 ou 60s.
VIP (BISCO)	Sim	625mw/cm <sup>2</sup>	Contínua (ajustável)- 110, 210, 410, 525, 625mw/cm <sup>2</sup> por 2, 3, 4, 5, 20 ou 30s.
ARCO DE PLASMA DE XENÔNIO			
NOME COMERCIAL	RADIÔMETRO INTERNO	INTENSIDADE MÁXIMA	MÉTODO DE FOTOATIVAÇÃO
Apollo 95 E (DENTAL-MEDICAL)	Não	1930mw/cm <sup>2</sup>	Contínua- 1930mw/cm <sup>2</sup> por 1, 2 ou 3s. Por passos- 1280mw/cm <sup>2</sup> por 2s. indo automaticamente para 1900mw/cm <sup>2</sup> por mais 6s.
Virtuoso (DEN-MAT)	Não	2040mw/cm <sup>2</sup>	Contínua- 2040mw/cm <sup>2</sup> por 3, 5, 7 ou 9s.
LASER DE ARGÔNIO			
Accucure 3000	Sim	730mw/cm <sup>2</sup>	Contínua (ajustável)- 320, 480, 640 ou 730mw/cm <sup>2</sup> .

SANTOS, M.J.M.C.; SILVA e SOUZA JR., M.H.; MONDELLI, R.F.L. New concepts on composites resin photocuring light activation. **JBD**, Curitiba, v.1, n.1, p.14-21, Jan./Mar. 2002.

Composite resins are the most used restorative material when esthetic is required. Despite the improvements some problems still remain, such as postoperative sensitivity, wear, polymerization shrinkage and marginal leakage. Recently, new polymerization concepts have been addressed and the reduction of light intensity, during the first seconds, seems to determine better marginal adaptation without compromising mechanical properties. In addition, several types of light sources have been developed and released in the market, offering different rates of light delivery. In this paper the major aspects related to the polymerization shrinkage and the possibility to minimize its effects are presented.

**UNITERMS:** Resin composite; Photocuring; Light intensity.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BOUSCHLICHER, M.R.; VARGAS, M.A.; BOYER, D.B. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization forces. **Am J Dent**, v.10, n.2, p.88-96, 1997.
- CARVALHO, R.M. *et al.* A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper Dent**, v.21, n.1, p.17-24, 1996.
- CHRISTENSEN, R.P. *et al.* Resin Polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.25, p.42-54, 1999.
- DAVIDSON, C.L.; GEE, A.G. Relaxation of polymerization stresses by flow in dental composites. **J Dent Res**, v.63, n.2, p.146-148, 1984.
- FRANCO, E.B. *et al.* Avaliação da contração de polimerização de diferentes materiais restauradores. **Pesq Odont Bras**, v.14, Suplemento, p.52, Abstract 1324, 2000.
- FEILZER, A.J.; GEE, A.G.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J Dent Res**, v.66, n.11, p.1636-1639, 1987.
- FEILZER, A.J. *et al.* Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. **Eur J Oral Sci**, v.103, n.5, p.322-326, 1995.
- FENG, L.; SUH, B.I. Reduction of shrinkage stress by two-step curing. **J Dent Res**, v.78, Special Issue, p.371, Abstract 2122, 1999.
- FRIEDMAN, M.J. *et al.* New light curing options for composite resin restorations. **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.2, p.122-134, 1999.
- KANCA III, J.; SUH, B.I. Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. **Am J Dent**, v.12, n.3, p.107-112, 1999.
- KORAN, P.; KÜRSCHNER, R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. **Am J Dent**, v.11, n.1, p.17-22, 1998.
- LEINFELDER, K.F. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. **J Am Dent Assoc**, v.126, n.5, p.663-676, 1995.
- LOPES, G.C. *et al.* Efeito do tempo e da intensidade de luz na microinfiltração de restaurações de resina composta. **J Bras Clin Estet Odonto**, v.5, n.25, p.11-14, 2001.
- LÖSCHE, G.M. Marginal adaptation of class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. **J Adhesive Dent**, v.1, n.1, p.31-39, 1999.
- LYONS, K. Alternatives to amalgam. **N Z Dent J**, v.93, n.412, p.47-50, 1997.
- MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K.H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". **J Dent**, v.25, n.3-4, p.321-330, 1997.
- NAGEL, R. Operation and diagnostic features of the VIP light. **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.25, p.34-41, 1999.
- NAGEM FILHO, H. **Materiais dentários – resinas compostas**. 2.ed. Bauru: Produções Artes Gráficas Ltda., 2000.
- OPDAM, N.J.M. *et al.* Marginal integrity and postoperative sensitivity in class 2 resin composite restorations *in vivo*. **J Dent**, v.26, n.7, p.555-562, Sept. 1998.
- Resin Polymerization. **Adept Report**, v.6, n.3, p.1-15, 2000.
- RUEGGEBERG, F.; JORDAN, D.M. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. **Int J Prosthodont**, v.6, n.4, p.364-370, 1993.
- RUEGGEBERG, F. Contemporary issues in photocuring. **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.25, p.4-15, 1999.
- SAKAGUCHI, R.L.; BERGE, H.X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J Dent**, v.26, n.8, p.695-700, 1998.
- SAKAGUCHI, R.L. A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications. **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.25, p.16-23, 1999.
- SEABRA, B.G.M. **Avaliação da profundidade de polimerização de resinas compostas "condensáveis" em função do tempo de exposição à luz e da interferência do esmalte dentário**. Bauru, 2000. 96p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- SILVA, E.V. **Influência da fotoativação na dureza e na adaptação marginal de resinas compostas. Avaliação de método de réplicas para microscopia óptica**. Bauru, 1999. 148p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- SILVA E SOUZA JR, M.H.; CARVALHO, R.M.; MONDELLI, R.F.L. **Odontologia estética, fundamentos e aplicações clínicas - restaurações em resina composta**. São Paulo: Santos, 2000.
- SMALL, B.W. Effects of light intensity, time, and direction on gap formation of resin restorations. **Gen Dent**, v.47, n.5, p.460-462, 1999.
- SUH, B.I. Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stresses in light-cured composites. **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.25, p.34-41, 1999.
- SUH, B.I. *et al.* The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. **Compend Cont Educ Dent**, Special issue v.20, n.2, p.4-12, 1999.
- UNTERBRINK, G.L.; MUESSNER, R. Influence of light intensity on two restorative systems. **J Dent**, v.23, n.3, p.183-189, 1995.
- VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D. Theoretical considerations of contraction stress. **Compend Cont Educ Dent**, v.20, n.25, p.24-32, 1999.
- VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? **J Dent Res**, v.77, n.6, p.1435-1445, 1998.
- WANG, Y.; SUH, B.I. The effect on microstrain in a composite of time interval in a two-step curing procedure. **J Dent Res**, v.78, Special Issue, p.395, Abstract 2320, 1999.
- YAMAUTI, M. **Avaliação da infiltração marginal em restaurações de resina composta empregando-se diferentes técnicas de inserção e de ativação da polimerização do material**. Bauru, 1999. 141p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Recebido para publicação em: 25/06/01

Enviado para análise em: 15/08/01

Aceito para publicação em: 21/09/01

## ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Faculdade de Odontologia de Bauru – Departamento de Dentística

Al. Octávio Pinheiro Brisolla, 9/75 Vila Universitária

17012-901 Bauru, SP

Brasil

E-mail: jace@e-net.com.br