



**UNICAMP**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

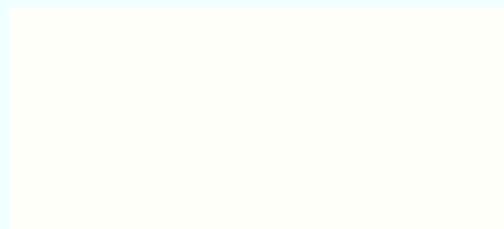
**Monografia de Final de Curso**

**Aluna: Nádia Fernanda Sinoti**

**Orientadora: Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron**

**Ano de Conclusão do Curso: 2007**

**TCC 401**



Nádia Fernanda Sinoti

REVISÃO DE LITERATURA: Resinas Compostas e Diferentes Fontes de Luz

Monografia apresentada ao  
Curso de Odontologia da  
Faculdade de Odontologia de  
Piracicaba – UNICAMP, para  
obtenção do Diploma de  
Cirurgião-dentista.

Orientador(a): Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron

UNICAMP / FOP  
BIBLIOTECA

Piracicaba  
2007

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada .....
Si675
Vol. .... Ex. ....
Tombo BC/ .....

ST = 778214

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

Si67r Sinoti, Nádia Fernanda.  
Revisão de literatura: resinas compostas e diferentes fontes de luz. / Nádia Fernanda Sinoti. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.  
51f.

Orientador: Giselle Maria Marchi Baron.  
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Restaurações (Odontologia). 2. Estética - Dentária. 3. Polimerização. 4. Fotopolimerização. I. Baron, Giselle Maria Marchi. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

## Agradecimentos

Agradeço o suporte sentimental, moral e financeiro que meus pais Elsa e Arilino durante toda vida me ofereceram e por me ensinarem que a lealdade, honestidade e senso de justiça são os maiores e mais valiosos bens que eu posso carregar em minha essência. Sou eternamente grata por tudo que fizeram por mim.

As minhas irmãs, Patrícia e Márcia, ao meu cunhado Marcos, ao meu namorado Gabriel e ao meu primo Tico pelo apoio, carinho e atenção que compartilharam durante todos esses anos. Pessoas únicas na minha vida!

Aos meus cachorros, os quais amo de modo “felício” e incontrolável!  
Saudades de você, Bela.

As minhas amigas Lu, Ju, Kelly e Mary (e à todos que partilharam comigo momentos agradáveis nessa faculdade), assim como aos meus grandes amigos Wagner, Gustavo e Marcela.

À Professora Giselle Baron pelos ensinamentos e por me proporcionar a oportunidade de realizar esta monografia.

Meus sinceros agradecimentos à doutoranda Fernanda Voltarelli. Sua dedicação e empenho foram imprescindíveis para a realização desta monografia.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP por realizar o sonho de estudar nesta instituição: a melhor de todas.

"A intensidade dos sentimentos elevados  
não é o que faz os homens superiores,  
mas sim sua duração."

- Friedrich Nietzsche

## RESUMO

Um grande avanço para a odontologia restauradora foi o desenvolvimento de resinas compostas polimerizadas por luz. Antes disso, a cura dos compósitos se dava pela mistura de duas pastas (uma base e outra catalisadora). Entretanto, esse tipo de polimerização, devido a uma mistura inadequada, ocasionava falhas nas restaurações e, por isso, foi substituída pelos materiais fotoativados. A disponibilidade de sistemas resinosos ativados por luz levou ao desenvolvimento de uma variedade de tecnologias para a produção da luz necessária para a cura destes: lâmpada halógena, arco de plasma (PAC), laser de argônio e, mais recentemente, os diodos emissores de luz (LED). O sistema de luz mais utilizado até os dias atuais é a lâmpada halógena de quartzo-tungstênio. Este combina um filamento de tungstênio, um bulbo halógeno, um refletor e um filtro que produzem uma luz azul

A mais recente tecnologia desenvolvida foram os diodos emissores de luz (LED). A luz emitida por estes aparelhos é gerada pelo uso de semicondutores gasosos. Normalmente, usa-se o nitrato de gálio para gerar a luz azul necessária para a fotopolimerização de resinas compostas.

O laser de argônio é a unidade fotoativadora que produz energia pela estimulação dos íons de argônio presentes em uma câmara de ressonância. Esse aparelho pode emitir comprimentos de onda específicos, dentro da faixa azul e verde (459, 468, 477, 489, 498 e 504 nm) ou apenas dentro da faixa azul (476 e 488 nm), que coincidem com as necessidades de absorbância da canforoquinona.

O arco de plasma apresenta alta intensidade de luz ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ), ou seja, maior quantidade de fótons emitida em 1 segundo (mW) por unidade de área ( $\text{cm}^2$ ), sendo, conseqüentemente, capaz de ativar uma maior quantidade de fotoiniciadores, acelerando a reação de polimerização.

Na tentativa de melhorar as propriedades das resinas compostas e proporcionar uma melhor aplicação clínica destas, existem inúmeros materiais no comércio com tipo, distribuição e tamanho de carga diferentes, na tentativa de

amenizar dificuldades inerentes ao material como a contração de polimerização, desgaste, durabilidade, entre outros.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	-	American Dental Association
CQ	-	Canforoquinona
HAL	-	Lâmpada Halógena
LED	-	Diodos Emissores de Luz
LAS	-	Laser de Argônio
PAC	-	Arco de Plasma

## SUMÁRIO

p.

1.0 INTRODUÇÃO .....	09
2.0 REVISÃO DE LITERATURA .....	13
2.1 RESINAS COMPOSTAS.....	13
2.2 POLIMERIZAÇÃO E SUAS IMPLICAÇÕES.....	17
2.3 FOTOPOLIMERIZAÇÃO.....	22
2.4 APARELHOS DE FONTES DE LUZ .....	24
2.4.1 Lâmpada Halógena.....	25
2.4.2 Diodos Emissores de Luz .....	26
2.4.3 Laser de Argônio.....	28
2.4.4 Arco de Plasma .....	29
2.5 CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS.....	30
2.5.1 Microinfiltração.....	30
2.5.2 Sensibilidade pós-operatória.....	34
2.5.3 Desgastes relacionados aos compósitos .....	35
2.5.4 Manchamento: risco estético .....	36
3.0 CONCLUSÃO.....	39
4.0 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	40

## INTRODUÇÃO

Os compósitos são definidos como uma combinação tri-dimensional de, ao menos, dois materiais diferentes quimicamente e com interface distinta separando os componentes (Peutzfeldt, 1997).

Desde o seu advento, as resinas compostas sofreram significantes desenvolvimentos, que continuam através da melhora na longevidade de restaurações em compósitos restauradores (Peutzfeldt, 1997), havendo um rápido aumento no número de formulações e gama de produtos disponíveis (Yap, 2000).

A alta demanda por restaurações estéticas tem elevado o número de procedimentos adesivos. Dessa forma, as resinas compostas fotopolimerizáveis passaram a ocupar grande parcela dos procedimentos restauradores diretos, devido as suas propriedades estéticas, adesivas e de polimerização relativamente rápida (Bayne *et al.*, 1994; Franco & Lopes, 2003).

Entretanto, uma polimerização adequada é essencial para obtenção de uma restauração com propriedades ideais, conseqüentemente, a busca por aparelhos fotoativadores cada vez mais eficientes tornou-se indispensável (Leonard *et al.* 2002).

Há uma grande variedade no mercado de unidades fotoativadoras, com intensidades e espectros de emissão luminosa variados (Small, 2001; Franco & Lopes, 2003).

Atualmente existem quatro tipos de fontes de luz para fotopolimerizar resinas compostas: lâmpada halógena, diodos emissores de luz (LED), laser de argônio ou arco de plasma. Cada uma destas diferentes fontes de luz possui

diferentes características, ou seja, vantagens e desvantagens com relação às propriedades finais da restauração e sua duração a longo prazo (Tsai *et al.*, 2003).

O tipo de aparelho fotoativador mais utilizado e com maior tempo de mercado são aqueles com um filamento de quartzo-tungstênio em ambiente de gás halógeno (QTH). Estes aparelhos emitem luz branca que é filtrada para redução da radiação infravermelha e para restringir o feixe de luz à faixa onde a absorbância do fotoiniciador é máxima (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002). Com o tempo de uso, estes aparelhos apresentam diminuição gradual da intensidade de luz emitida, devido, principalmente, à degradação do bulbo e seu refletor, rompimento do filtro e danos às pontas de fibra óptica (Burgess *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003).

Um outro tipo de unidade polimerizadora, recentemente introduzida no mercado, são os diodos emissores de luz. Eles são conhecidos por usar menor quantidade energia, possuir vida útil maior e ótima durabilidade (Felix *et al.*, 2006). A principal vantagem do LED é a mínima produção de calor. Como consequência, um pequeno aumento na temperatura do dente pode ser esperado durante a irradiação da restauração (Felix *et al.*, 2006).

Outra unidade fotoativadora disponível é o laser de argônio, que emite comprimentos de onda específicos que coincidem com as necessidades de absorbância da canforoquinona (Kelsey *et al.*, 1989). Uma de suas vantagens é que praticamente não produzem energia na região do infravermelho. Contudo, são aparelhos caros, de vida útil limitada (finita) e com espectro de luz estreito, podendo não atingir outros fotoiniciadores além da canforoquinona (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002).

O sistema de fotoativação através do Arco de Plasma de Xenônio consiste em uma maior densidade de energia que as convencionais unidades fotoativadoras que utilizam lâmpada halógena (Park *et al.*, 2005). Esta fonte

contém dois eletrodos, também de tungstênio, separados por um pequeno espaço. Estes eletrodos localizam-se em uma cápsula pressurizada preenchida com gás de xenônio. O desenvolvimento de um alto potencial elétrico entre os mesmos, em função de uma alta descarga elétrica, resulta na formação de um arco ionizado entre os dois eletrodos e em um gás condutivo, conhecido como plasma (Franco & Lopes, 2003).

Dessa forma, a efetividade de polimerização é fator fundamental para obtenção e, conseqüentemente, manutenção das propriedades físicas e mecânicas do material restaurador resinoso ao longo do tempo. Entretanto, a diversidade de fontes de luz fotoativadoras comercialmente disponíveis – cada qual com características muito peculiares com relação à intensidade, faixa de emissão, ergonomia ou mesmo custo de aquisição e manutenção – têm gerado questionamentos sobre qual o melhor equipamento ou a melhor tecnologia a se oferecer aos pacientes.

## REVISÃO DE LITERATURA

### RESINAS COMPOSTAS

Em 1953, Coy, em um estudo sobre resinas diretas, relatou que as resinas autopolimerizáveis foram introduzidas na odontologia aproximadamente dois anos após a publicação de Blumenthal em 1947. Essa publicação era parte de um estudo de desenvolvimento científico alemão por uma comissão que operava sob direção do governo militar da Alemanha após a Segunda Guerra Mundial. Essa comissão relatou a descoberta de um método para endurecer ou polimerizar as resinas acrílicas em temperatura ambiente. Os autores citaram as qualidades primárias das resinas diretas estabelecidas pelo National Bureau of Standards: 1) contração volumétrica durante polimerização de 5,5 a 8%; 2) expansão volumétrica de 1 a 15%; 3) alteração dimensional térmica aproximadamente 8 vezes maior que a estrutura dental; 4) não adesão à estrutura dental; 5) insolubilidade nos líquidos bucais; 6) instabilidade de cor. Afirmaram que a avaliação final de qualquer material restaurador deve ser estabelecida por experiências, o que determina que estudos devem ser longos para que os dados sejam examinados em fatos e não em opiniões. Concluíram, portanto, que as resinas de restaurações diretas não preenchem todos os requisitos primários (já citados) e secundários (aparência, cor, não condutibilidade térmica e conveniência de manipulação) e também que nenhum outro material até então alcançava. O importante, afirmaram, é que a resina tinha seu lugar na Odontologia e que era preciso aperfeiçoá-la para que as restaurações não apresentassem infiltração e recorrência de cáries.

As primeiras resinas compostas utilizadas na odontologia foram as quimicamente ativadas, onde a manipulação de duas pastas induzia o processo de polimerização (Franco & Lopes, 2003). Com o intuito de contornar as

deficiências deste sistema, como desgaste oclusal e proximal acentuados e a incorporação interna de porosidades (St-Georges *et al.*, 2002), foram desenvolvidas as resinas fotoativadas, constituídas de uma pasta única com elemento fotossensível. Os primeiros aparelhos empregavam luz ultravioleta (UV) como ativador ou desencadeador da reação de polimerização. Esse tipo de fonte de luz apresentava alguns inconvenientes como: profundidade limitada de polimerização e possíveis efeitos deletérios dos raios ultravioleta para o paciente e operador. Posteriormente, surgiram as fontes de luz visível para fotoativação de materiais resinosos, com o objetivo de minimizar as deficiências ou limitações supracitadas (Franco & Lopes, 2003).

Compósitos restauradores dentais são formados por uma mistura de partículas inorgânicas unidas a uma matriz resinosa e, geralmente, são constituídas de três principais componentes: (1) a matriz resinosa: (i) sistema monomérico, (ii) sistema iniciador para a formação de radicais livres, e (iii) inibidores para maximizar a estabilidade à estocagem das resinas compostas não ativadas e para a estabilidade química das resinas compostas ativadas; (2) as partículas inorgânicas; e (3) o agente de união que une quimicamente as partículas de reforço à matriz resinosa (Peutzfeldt, 1997).

Basicamente, a matriz orgânica resinosa é compreendida por um sistema de monômeros, que irá determinar suas propriedades físicas e mecânicas; um sistema iniciador responsável pela polimerização a partir de radicais livres e por inibidores, para aumento do tempo de trabalho do material e manutenção da estabilidade química durante armazenamento da resina não reagida (Peutzfeldt, 1997; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

O primeiro sistema monomérico a ser produzido foi o metacrilato de metila, um éster produzido a partir do ácido metacrílico. Sua polimerização ocorre por meio de mecanismos de adição, através das ligações duplas de carbono para formar o poli(metacrilato de metila).

No entanto, as restaurações resinosas produzidas por este sistema monomérico apresentavam grandes problemas, como alta contração de polimerização, alto coeficiente de expansão térmico, manchamentos e alta incidência de cárie secundária (Peutzfeldt, 1997).

Atualmente, o monômero mais comum encontrado nas resinas compostas é o BisGMA [2,2-bis(4-2hidroxi-3metacrilóiloxipropoxifenil)propano], que foi sintetizado por Bowen em 1956 (citado por Peutzfeldt, 1997), primeiramente, a partir da reação entre o bisfenol A e o glicidil metacrilato e posteriormente, a partir do bisfenol-A diglicidil éter (resina epóxica) e o ácido metacrílico. Este monômero se assemelha a resina epóxica, exceto pelo fato que os dois grupamentos epóxi foram substituídos por dois grupamentos de metacrilato. Assim, a reação de polimerização deste monômero ocorre através da quebra das ligações duplas dos carbonos presentes nos grupamentos de metacrilato (Peutzfeldt, 1997).

Este monômero apresenta propriedades físicas e mecânicas superiores em relação ao metacrilato de metila, por possuir maior estrutura química e molecular, sendo assim, menos volátil e apresentando uma reação de polimerização mais rápida e com menor contração. Desta forma, produz resinas mais rígidas e resistentes que as compostas apenas por metacrilato de metila (Peutzfeldt, 1997).

Para que seja possível a incorporação de partículas de carga na matriz resinosa a base de Bis-GMA, é necessária a diminuição de sua viscosidade pela adição de monômeros dimetacrilato. Os monômeros dimetacrilato mais comumente utilizados para diluição do Bis-GMA são o EGDMA (etilenoglicol dimetacrilato) e o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) (Peutzfeldt, 1997).

No entanto, a adição de monômeros diluentes a matriz de BisGMA também pode gerar efeitos negativos, como uma maior contração de polimerização do material. Isto porque, estes monômeros apresentam menor peso molecular, sendo assim, mais reagentes que o BisGMA, de maior peso molecular. Dessa forma,

quanto maior for a diluição do BisGMA para incorporação de partículas de carga, maior será a contração de polimerização do material pela maior quantidade de monômeros dimetacrilato disponíveis para reagir (Asmussen, 1975).

A incorporação de partículas de carga como quartzo, vidro e sílica coloidal ou amorfa, é importante principalmente para reforçar a matriz resinosa, conferindo maior dureza, resistência, diminuição do desgaste por abrasão e coeficiente de expansão térmica. Além disso, a matriz inorgânica também apresenta papel fundamental na redução da contração de polimerização, sorção de água, amolecimento e manchamento do material. Estes benefícios são conseguidos apenas quando as partículas de carga se encontram fortemente unidas à matriz resinosa (Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

Para um compósito apresentar boas propriedades, ele deve formar uma boa adesão entre as partículas inorgânicas e a matriz resinosa durante a presa. Essa adesão é executada pelo fabricante, que trata a superfície das partículas com um agente de união antes de misturá-las com a matriz resinosa. Os agentes de união mais comuns são compostos orgânicos de silício chamados de silanos (Craig & Powers, 2004).

Os compósitos restauradores atuais apresentam formulações sofisticadas que contém uma larga gama de partículas de carga de diferentes tamanhos e composições e em diferentes quantidades (Bayne *et al.*, 1994).

A quantidade e o tamanho das partículas de carga incorporadas na matriz resinosa determinam o tipo e, por último, a vantagem clínica da aplicação de cada compósito (Peris *et al.*, 2005).

Um sistema de classificação muito empregado para as resinas compostas baseia-se no tamanho médio das partículas de carga (Anusavice, 2005). Atualmente as partículas de carga podem ser divididas pelo tamanho em

macroparticuladas, micropartículas, híbridas e nanoparticuladas (Bayne *et al.*, 1994).

Os primeiros materiais, as macroparticuladas, incorporavam grandes partículas de quartzo, que resultava em superfícies rugosas e difíceis de polimento (Peris *et al.*, 2005). A ação dos agentes abrasivos provocava um desgaste na matriz e deslocamento da partícula, com aparecimento de lacunas. Estas lacunas tornavam a superfície irregular e com tendência de favorecer o acúmulo de placa bacteriana, pigmentos corantes e detritos alimentares (Filho, 1999).

Devido à modificação das partículas para obtenção de tamanhos menores, os compósitos microparticulados foram desenvolvidos (Filho, 1999). Com o objetivo de resolver os problemas de rugosidade superficial, partículas foram sinterizadas até a obtenção de partículas com décimos de micrômetros, permitindo que mais carga fosse incorporada. Um método utilizado para aumentar a quantidade de carga baseia-se na obtenção de novas partículas de carga por meio de moagem de uma resina composta pré-polimerizada rica em partículas de carga. Essas partículas são, então, incorporadas à pasta de resina. O principal inconveniente desses materiais está na união relativamente fraca existente entre as partículas de resina pré-polimerizada e a matriz clinicamente polimerizada, o que facilita o desgaste da restauração (Anusavice, 2005). Em geral, os compósitos microparticulados tem a vantagem de alto polimento, que resulta em excelente estética (Peris *et al.*, 2005).

Como o próprio nome diz, os compósitos híbridos são combinações de dois ou mais tipos de partículas de carga. Esta categoria foi desenvolvida com o objetivo de se obter uma superfície lisa e, ainda, propriedades físicas superiores (Anusavice, 2005). São resinas em que a carga é composta de partículas maiores e uma ou mais partículas de tamanho pequeno, apresentando propriedades de resistência e textura compatíveis em um único material (Filho, 1999). A principal desvantagem deste grupo, determinado pelas partículas de maior tamanho, é a

dificuldade de se manter o polimento ao longo do tempo. As vantagens desses materiais são resistência, alta porcentagem de carga e uma grande variedade de cores, opacidades e translucências, que são importantes quando considerada a função e a estética da restauração (Peris *et al.*, 2005).

Novas pesquisas estão em andamento em partículas chamadas "nanopartículas", que são ainda menores que as microparticuladas. Essas partículas são extremamente pequenas. Seus tamanhos são menores que a faixa do comprimento de onda da luz visível, dissipando ou absorvendo menor quantidade de luz. Adicionalmente, o tamanho extremamente pequeno das nanopartículas, permite que elas caibam em espaços entre outras partículas e aumente efetivamente a quantidade de partículas de carga (Bayne *et al.*, 1994).

## **POLIMERIZAÇÃO E SUAS IMPLICAÇÕES**

A primeira geração de resinas compostas, as quimicamente ativadas, eram fornecidas na forma de duas pastas, uma contendo um iniciador de peróxido de benzoíla, e a outra um ativador constituído por uma amina terciária aromática (Anusavice, 2005).

A polimerização se iniciava quando da mistura de partes iguais dessas pastas. Na proporcionalidade incorreta, o excesso de amina que fica sem reagir, provoca a descoloração da resina (Filho, 1999). Essas resinas apresentaram substancial desgaste oclusal e proximal. Além disso a inadequada mistura dos dois sistemas componentes resultava em uma microestrutura não uniforme e na incorporação de ar, enfraquecendo a resina, o que contribuía aos desapontadores resultados clínicos (St-Georges *et al.*, 2002).

Com o intuito de contornar estas deficiências, foram desenvolvidos os sistemas fotoativados, nos quais não é preciso a manipulação de duas pastas para o início da ativação, mas sim de uma pasta única com elemento fotossensível, que tem sua polimerização iniciada por radiação decorrente de uma energia luminosa ou fonte de luz (Franco & Lopes, 2003).

Uma forma de resolver os limites de profundidade de polimerização e outros problemas associados à fotoativação é a combinação dos componentes de polimerização química com os componentes de polimerização por luz visível na mesma resina. Esses materiais são indicados para situações na qual não se consegue uma adequada penetração da luz para se alcançar uma conversão de monômeros apropriada, ou seja, são os cimentos resinosos utilizados em cimentação de peças indiretas, como, por exemplo, inlays de cerâmica (Anusavice, 2005). Estas resinas são conhecidas como resinas de dupla ativação, e consistem em duas pastas. Quando as duas pastas são misturadas e depois expostas à luz, a fotoativação é promovida pela interação amina/canforoquinona e a ativação química pela interação amina/peróxido de benzoíla.

A extensão da reação de polimerização, frequentemente referida como o grau ou efetividade de polimerização, é muito importante, pois indica muitas propriedades físicas e mecânicas da restauração com compósito (Vargas *et al.*, 1998).

Durante a reação de polimerização, ocorre uma contração inerente do material resinoso, pela formação de uma rede em cadeia macromolecular composta de pequenos monômeros (Christensen *et al.*, 1999; Rawls, 2005). Para isto, é necessária a quebra das ligações duplas de carbono (C=C) dos grupamentos de metacrilato para formação de polímeros com ligações simples de carbono (C-C). Esta reação envolve a conversão de uma distância de 0,3-0,4nm entre as moléculas de monômero para a formação de ligações covalentes de

aproximadamente 0,15nm de comprimento; dessa forma, há o encurtamento da distância entre os átomos de carbono (Peutzfeldt, 1997).

Além disso, durante a reação de polimerização, há, inicialmente, a formação de um polímero linear e à medida que essa cadeia polimérica é aumentada, ela torna-se enrolada em si mesma e com as outras cadeias vizinhas, por meio de ligações mais simples e fracas de ponte de hidrogênio ou forças de van der Waals, formando cadeias cruzadas, contribuindo, desta forma, para uma maior contração do material pela redução da distância física entre as cadeias poliméricas (Rueggeberg, 1999; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

A polimerização das resinas compostas fotoativáveis ocorre devido à presença de fotoiniciadores capazes de absorver energia da luz (fótons) em determinados comprimentos de onda (Burgess *et al.*, 2002). O fotoiniciador mais comum presente nas resinas compostas é a canforoquinona (CQ), a qual absorve energia dentro da faixa azul (450-490nm) do espectro de luz visível, com pico de absorbância em 468nm (Nomoto, 1997).

Ao absorver a energia da luz (fótons), a CQ passa do estado latente para o estado excitado ou terciário e assim, reage com a amina terciária para a formação de radicais livres, que procurarão estabelecer ligações covalentes mais estáveis reagindo com as ligações duplas dos carbonos (C=C) do grupamento metacrilato dos monômeros resinosos livres. Isto gera a formação de novos radicais monômeros que, conseqüentemente, reagirão com os demais monômeros livres até o estabelecimento de cadeias poliméricas lineares (Rueggeberg, 1999; Franco & Lopes, 2003; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

É de se esperar que quanto maior for o grau de conversão dos monômeros resinosos em polímeros, melhores serão as propriedades finais do material como resistências ao desgaste, à compressão, maior estabilidade de cor e durabilidade ao longo do tempo (Yoon *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003; Vandewalle *et al.*, 2004).

Contudo, cerca de 25 a 50% dos grupamentos de metacrilato ficam sem reagir, destes aproximadamente um décimo fica presente como monômeros residuais (Ruyter & Oysd, 1987; Ferracane, 1994). Isto acontece, primeiramente, pelo fato de que o próprio oxigênio presente no ar é um inibidor da reação. Segundo, dois radicais monômeros ao se encontrarem podem se combinar e serem desativados pela formação de uma ligação covalente entre si ou pela transferência de um átomo de hidrogênio de uma cadeia em crescimento para outra menor e isto resultaria em novas ligações duplas de carbono, desativando os radicais. Além disso, outros fatores como a intensidade de luz, ângulo de iluminação e distância da fonte de luz em relação à resina podem afetar de forma significativa o número de radicais livres a serem formados, tornando o sistema sensível à técnica (Rueggeberg *et al.*, 1993, 1994; Correr Sobrinho *et al.*, 2000; Small, 2001; Coelho Santos *et al.*, 2002; Vandewalle *et al.*, 2004; Rawls & Esquivel-Upshaw, 2005).

A presença de monômeros ou de ligações duplas de carbono não reagidas possui um efeito de plastificação do polímero ao longo do tempo, tornando a matriz polimérica mais susceptível às reações de degradação (Larsen & Munksgaard, 1991; Peutzfeldt, 1997; Millar & Nicholson, 2001 ; Rawls, 2005). Dessa forma, uma das grandes preocupações em relação às unidades fotoativadoras é a dificuldade em polimerizar em profundidade as restaurações de resina (Bennett & Watts, 2004; Ernst *et al.*, 2004).

No topo da restauração, a polimerização é mais eficiente por causa da maior quantidade de fótons atingindo a superfície. Contudo, a luz ao ser emitida sobre a superfície da restauração, parte dela é difundida e outra parte é absorvida pelas moléculas fotossensíveis, levando a uma diminuição da sua intensidade à medida que a luz penetra na restauração. Dessa forma, nas áreas mais internas (profundas) da restauração de resina composta, a atenuação da intensidade de luz leva a uma diminuição do grau de polimerização do material, já que menor quantidade de moléculas fotoiniciadoras estarão sendo atingidas, fazendo com que a resina apresente propriedades mecânicas inferiores (Rueggeber *et al.*,

1994; Correr Sobrinho *et al.*, 2000; Franco & Lopes, 2003; Vandewalle *et al.*, 2004).

Assim, como normalmente o topo da restauração apresenta uma polimerização mais efetiva que a base da mesma, a medição da dureza dever ser realizada no topo e base de uma restauração de resina de espessura clinicamente relevante para comparação da capacidade de polimerização de diferentes unidades fotoativadoras (Price *et al.*, 2003).

Ainda não há um consenso sobre o grau de polimerização mínimo necessário para se obter uma resina adequadamente polimerizada. Estudos têm mostrado que quando uma resina composta recebe uma quantidade inadequada de energia total, a dureza é adversamente afetada, independente da intensidade emitida pela fonte de luz (Coelho Santos *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003).

Além disso, um dos grandes problemas relacionados às restaurações em resina composta é a contração de polimerização inerente do material, que pode ocasionar falhas de união devido às tensões geradas na interface dente-restauração, levando ao rompimento da adesão à parede cavitária (Davidson *et al.*, 1984; Feilzer *et al.*, 1995; Carvalho *et al.*, 1996; Davidson-Kaban *et al.*, 1997).

Muitos são os fatores relacionados com grau de conversão do material resinoso e sua contração, como a intensidade da fonte de luz utilizada para a polimerização do material, distância da ponta do aparelho fotoativador em relação ao material (profundidade da cavidade), tempo de fotoexposição, do fator de configuração cavitária (Fator C), espessura e técnica de inserção do material resinoso na cavidade ("bulk fill" ou incrementos oblíquos), além do tipo de material resinoso utilizado com relação à composição monomérica, quantidade, tipo e volume de carga presentes, translucidez e matiz (Eliades *et al.*, 1987; Walls *et al.*, 1988; Rueggeberg & Jordan, 1993; Feilzer *et al.*, 1987, 1995; Unterbrink & Muessner, 1995; Versluis *et al.*, 1996; Davidson-Kaban *et al.*, 1997; Christensen *et*

*al.*, 1999; Rueggeberg, 1999; Suh & Wang, 2001; Burgess *et al.*, 2002; Gagliani *et al.*, 2002; Irie *et al.*, 2002; Yoon *et al.*, 2002; Price *et al.*, 2003; Loguercio *et al.*, 2004; Miguez *et al.*, 2004; Sakaguchi *et al.*, 2004).

## FOTOPOLIMERIZAÇÃO

A ativação é o processo pelo qual uma quantidade suficiente de energia é fornecida para induzir um iniciador na geração de radicais livres e promover o início da polimerização. As três formas de energia comumente utilizadas nas resinas dentais incluem o calor, os químicos e a luz (Anusavice, 2005).

Resina composta fotoativada é comercializada em pasta única que se polimeriza por meio de um sistema de iniciador fotossensível e uma fonte de luz ativadora (Anusavice, 2005) e se difere das quimicamente ativadas somente nos ativadores e iniciadores (Filho, 1999).

As vantagens de se utilizar resinas compostas fotoativadas ao invés dos produtos com ativação química incluem: (1) não há necessidade de mistura, resultando em menor porosidade, menor manchamento e maior resistência, (2) uma amina alifática é utilizada no lugar da amina aromática, permitindo, assim, maior estabilidade de cor; e (3) a polimerização só se inicia quando há a exposição a uma luz azul, permitindo maior controle do tempo de trabalho. Entretanto, as resinas compostas fotoativadas também apresentam algumas desvantagens: (1) profundidade de polimerização limitada, obrigando a utilização de camadas de 2mm ou menos; (2) acessibilidade relativamente inferior em certas regiões posteriores ou interproximais; (3) tempos de exposição variáveis por diferenças de cor, pois as cores mais escuras e/ou mais opacas requerem maior tempo de exposição; e (4) sensibilidade à luz do ambiente, que pode levar à

formação de crostas quando um tubo aberto fica muito tempo exposto à luz (Anusavice, 2005).

Resinas ativadas por luz visível utilizam uma diquetona, como a canforoquinona, para criar radicais livres que iniciam o processo de polimerização. O comprimento de onda efetivo para ativar a canforoquinona foi demonstrado estar entre 410nm e 500nm, com pico de absorbância no comprimento de onda de 470nm (Leonard *et al.*, 2001).

Se a unidade fotoativadora emitir luz com comprimento de onda na faixa adequada para a canforoquinona, compósitos utilizando outros tipos de iniciadores, como, por exemplo, BAPO e PPD (fenil propadiona), os quais absorvem luz com menor comprimento de onda (<410nm) (Burgess *et al.*, 2002), não recebem fótons do nível de energia adequado e a polimerização não ocorre (Rueggeberg, 1999).

Quando a energia da luz visível é utilizada para polimerizar uma resina, fótons chocam-se com as moléculas de fotoiniciador, que são então ativadas e entram no "estado tripleto" ou estado reativo (Price *et al.*, 2003).

Se nesse estado reativo o fotoiniciador colidir com uma amina haverá a transferência de elétrons, resultando na formação de radicais livres. Os radicais livres constituem-se de moléculas extremamente energéticas, com elétrons sem par, buscando ligações com as unidades monoméricas. Assim, há a quebra da ligação dupla do monômero, que procura fazer mais ligações com outros monômeros, resultando então em uma molécula maior, ou seja, o polímero. O processo de polimerização é contínuo, sendo importante ressaltar que quanto maior a quantidade de fótons que alcançarem o fotoiniciador, maior será o potencial para formação de radicais livres (Franco & Lopes, 2003), pois, quanto mais intensa for a energia da luz, mais fótons irão existir e quanto maior o número de fótons chocando-se com o compósito maior o número de moléculas de

canforoquinona que entrarão no estado reativo, reagindo com a amina e formando radicais livres (Rueggeberg, 1999).

Se o oxigênio estiver presente, os radicais livres irão preferencialmente reagir com este elemento, formando um radical peróxido, que não é reativo à temperatura ambiente. Como resultado, não ocorrerá polimerização, deixando monômeros não reagidos após a exposição. Esse processo é chamado de "inibição da polimerização pelo oxigênio" (Rueggeberg, 1999).

Uma intensidade de luz insuficiente pode induzir a propriedades inferiores, tais como menor dureza e resistência, sendo que uma intensidade de luz alta pode aumentar o estresse de contração de polimerização. Por isso, uma intensidade de luz gradativa pode ser indicada para que haja uma correta fotopolimerização. (Kawaguchi et al., 1994; Mandarino et al., 1994; Pereira, 1995).

## APARELHOS FOTOATIVADORES

A intensidade da luz e o comprimento de onda estão na dependência do tipo de aparelho fotoativador utilizado (Leonard *et al.*, 2002).

Atualmente no mercado há uma grande variedade de unidades fotoativadoras de intensidades variadas e de amplos espectros de onda, dentre eles temos os aparelhos à base de lâmpada halógena de quartzo-tungstênio (QTH), à base de arco de plasma (PAC), laser de argônio e os diodos emissores de luz (LED) (Rueggeberg *et al.*, 1999; Franco & Lopes, 2003).

## LÂMPADA HALÓGENA

O aparelho fotoativador mais utilizado e com maior tempo de mercado denominado de unidade fotoativadora convencional é à base de lâmpadas halógenas. Este aparelho consiste em um bulbo refletor de luz à base de quartzo, preenchido com gás halógeno, o qual envolve um filamento de tungstênio preso em dois eletrodos condutores de corrente elétrica que irá aquecer o filamento e, assim, produzir energia luminosa de amplo espectro de luz (Burgess *et al.*, 2002).

Esta luz branca será filtrada por dois filtros. O filtro térmico, para redução da radiação infravermelha produtora de calor e pelo filtro de passagem de banda, que irá restringir o feixe de luz para uma estreita faixa (azul) do espectro de luz visível, onde a absorbância do fotoiniciador é máxima (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002).

Com o tempo, estes aparelhos apresentam uma diminuição da intensidade de luz produzida devido, principalmente, à degradação do bulbo e seu refletor, rompimento do filtro e danos às pontas de fibra óptica (Burgess *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003). Um dos componentes com grande importância nestes aparelhos é o sistema de ventilação, pois o calor produzido reduz drasticamente a vida útil e a potência da lâmpada (Franco & Lopes, 2003). Além disso, o bulbo tem um tempo de vida útil efetivo limitado de aproximadamente 100 horas. Todos esses fatores resultam na redução da efetividade de polimerização das unidades fotoativadoras ao longo do tempo e no aumento do risco de falha prematura da restauração (Yoon *et al.*, 2002). Sua vantagem inclui o fato de ser uma tecnologia de baixo custo (Cefaly *et al.*, 2005).

Geralmente, as unidades fotoativadoras à base de lâmpadas halógenas não possuem manutenção apropriada, sendo utilizados com uma densidade de energia menor que a necessária para fotoativar de forma adequada as restaurações resinosas (Leonard *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003). Estes

aparelhos devem ser periodicamente testados quanto à intensidade de luz emitida através do uso de um radiômetro (Davidson & de Gee, 2000; Burgess *et al.*, 2002).

## DIODOS EMISSORES DE LUZ

A tecnologia dos diodos emissores de luz (LED) foi introduzida como uma fonte de energia alternativa para a polimerização dos materiais restauradores na odontologia. Ao invés de utilizar um filamento aquecido como nas fontes QTH, os LEDs utilizam semicondutores à base de nitrato de gálio para geração de luz azul (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002; Yoon *et al.*, 2002). O espectro de luz produzido é estreito, com comprimentos de onda entre 450 e 490nm, e pico a 460nm, próximo do ideal para ativação dos materiais que empregam a canforoquinona como fotoativador (Price *et al.*, 2003). Como vantagens, estes aparelhos requerem menor quantidade de energia para operar, podendo ser utilizados com pilhas recarregáveis e eliminam a necessidade de um ventilador para o resfriamento já que o espectro de luz é estreito, eliminando os comprimentos de onda infravermelhos; sendo assim, aparelhos silenciosos, podendo ser portáteis e relativamente mais leves. Além disso, os LEDs apresentam degradação mínima da intensidade emitida com o tempo de uso, podendo ter vida útil de mais de 100.000 horas e ainda não necessitam de refletores e filtros, ao contrário das fontes halógena e PAC (Burgess *et al.*, 2002; Leonard *et al.*, 2002; Franco & Lopes, 2003)

Os primeiros LEDs lançados, apresentavam uma baixa intensidade de luz, incapazes de polimerizar as resinas compostas adequadamente em profundidade, resultando em restaurações com propriedades mecânicas reduzidas (Dunn & Bush, 2002; Uhl *et al.*, 2002a; Ernst *et al.*, 2004).

Em um trabalho realizado por Bennet & Watts (2004), o LED apresentou menor profundidade de polimerização em relação à fonte de luz halógena, sendo

que a eficácia de ambos os aparelhos foi reduzida com aumento da distância da ponta da fonte de luz à restauração. Quanto maior o tempo de fotoativação, melhor foi a profundidade de polimerização para ambas as fontes de luz. Em estudo realizado por Meyer *et al.* (2002), a intensidade de luz emitida pelas fontes de luz LED foi significativamente reduzida pelo aumento da distância (cerca de 10mm) da ponta da fonte para o radiômetro em comparação com fonte halógena. Segundo Leonard *et al.* (2002), para que as restaurações em resina composta do tipo híbrida ou microparticulada fotoativadas com LED apresentassem grau de dureza semelhante às fontes halógena, seria necessário um aumento no tempo de fotoativação utilizando-se luz LED.

Com o lançamento dos LEDs de segunda geração, com alta intensidade de luz, procurou-se contornar o problema de baixo grau de polimerização em profundidade, melhorando assim as propriedades físicas e mecânicas dos materiais (Park *et al.*, 2005).

No estudo realizado por Ernst *et al.* (2004), os aparelhos LED de segunda geração foram capazes de polimerizar a base de blocos de uma resina composta do tipo híbrida de forma semelhante a fonte de luz halógena com uma distância de 7mm da ponta ao topo da restauração, simulando uma situação clínica de Classe II, porém o mesmo não foi observado para os LED de primeira geração. No entanto, como o espectro de luz é reduzido, estas fontes de luz se limitam às resinas compostas que apresentam a CQ como principal sistema fotoiniciador, não sendo capazes de fotoativar sistemas que apresentam outros co-iniciadores como BAPO e PPD (fenil propadiona), os quais absorvem luz com menor comprimento de onda (<410nm) (Burgess *et al.*, 2002; Uhl *et al.*, 2002a, 2004b).

Na tentativa de contornar estes problemas foi desenvolvida uma terceira geração de diodos emissores de luz, que apresentam um espectro de emissão mais abrangente, podendo atingir sistemas que não utilizam a CQ.

## LASER DE ARGÔNIO

O termo "Laser" significa "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", que na língua portuguesa é traduzido como "Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação" (Franco & Lopes, 2003). Os fótons produzidos pelo aparelho à base de laser possuem características únicas: estão todos na mesma frequência e não sofrem divergência, ou seja, são colimados para um mesmo ponto, assim, a intensidade de luz não é diminuída pelo aumento da distância da ponta em relação ao incremento de resina (Powell & Blankenau, 2000).

O laser de argônio pode emitir comprimentos de onda específicos, sendo conhecido como multi-linhas, dentro da faixa azul e verde (459, 468, 477, 489, 498 e 504nm) ou apenas dentro da faixa azul (476 e 488nm), que coincidem com as necessidades de absorvância da canforoquinona. Dentre estes comprimentos de onda emitidos, normalmente os de 477, 488, 489, 498 e 504nm são os mais intensos (Powell & Blankenau, 2000; Pradhan *et al.*, 2002).

Segundo Aw & Nicholls (1997), a quantidade de contração de polimerização linear de duas resinas compostas do tipo híbrida não diferiu em relação à fonte de luz halógena ou laser. Uma das vantagens das fontes de laser de argônio é que ele praticamente não produz energia na região do infravermelho, diminuindo o risco de geração de calor nos tecidos orais e polpa dental (Pradhan *et al.*, 2002).

Alguns trabalhos mostram que a resina composta fotoativada a laser pode apresentar propriedades físicas (resistência à tração diametral, resistência compressiva e flexural) e mecânicas (dureza) superiores ou semelhantes à fonte de luz halógena (Kelsey *et al.*, 1989; Powell *et al.*, 1995; Cobb *et al.*, 1996; Vargas *et al.*, 1998), para isto, é recomendado uma potência mínima de 250mW (Kelsey *et al.*, 1992).

No entanto, são aparelhos grandes que ocupam muito espaço, caros, com ventiladores barulhentos por produzirem muito calor, de vida útil limitada (finita) e com um espectro de luz estreito, podendo não atingir outros fotoiniciadores além da CQ (Fleming & Maillet, 1999; Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002).

### ARCO DE PLASMA

Os aparelhos de arco de plasma (PAC) surgiram para reduzir o tempo de fotoativação das restaurações de resina, já que apresentam uma alta intensidade de luz ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ), ou seja, maior quantidade de fótons emitida em 1 segundo ( $\text{mW}$ ) por unidade de área ( $\text{cm}^2$ ), capaz de ativar maior quantidade de fotoiniciadores para acelerar a reação de polimerização (Cobb *et al.*, 1996; Small, 2001).

A produção de níveis de energia extremamente altos é possível pelo desenvolvimento de um alto potencial elétrico entre os dois eletrodos (positivo e negativo) envoltos por uma câmara pressurizada preenchida com gás inerte eletricamente condutível (xenônio, hélio ou neon). Dessa forma, essas unidades fotoativadoras produzem um amplo espectro de luz, compreendendo desde irradiação ultravioleta a infravermelha, que é filtrado para obtenção de comprimentos de onda azul necessários para fotoativação da maioria dos materiais resinosos (Rueggeberg, 1999; Burgess *et al.*, 2002).

## CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

O cirurgião-dentista deve ter em mente que todas as considerações teóricas possuem relevância para os procedimentos clínicos rotineiros do consultório. Somente assim é possível praticar uma Odontologia de qualidade e com segurança.

A partir da introdução da resina composta de Bowen à base de bisfenol A-glicidil-metacrilato (Bis-GMA), este material tornou-se indispensável na Odontologia. Além do fator estético proporcionado, a associação das resinas compostas ao condicionamento ácido e ao sistema adesivo resultou em restaurações com adequada retenção e selamento marginal. A maior incorporação de carga, distribuição das partículas e introdução de iniciadores fotopolimerizáveis levou ao aumento na indicação e qualidade das restaurações de compósitos por promover melhores propriedades do material.

Nos últimos anos, o desenvolvimento dos componentes orgânicos e inorgânicos dos compósitos possibilitaram o surgimento de grande variedade de resinas compostas, com indicações específicas, tornando o dia-a-dia do consultório mais dinâmico em relação a variedade de materiais a serem empregados.

## MICROINFILTRAÇÃO

O sistema de adesão entre compósito e paredes cavitárias vem sendo cada vez mais aprimorado com o surgimento de novas técnicas, visando uma maior durabilidade das restaurações. No entanto, a formação de infiltrações marginais ainda não conseguiu ser impedida devido a vários fatores, sendo, um deles, a

contração de polimerização. A polimerização dos compósitos se dá através da conversão das moléculas de monômeros em uma rede de polímeros, o que causa a aproximação molecular, levando à contração do material (Davidson & Feilzer, 1997). Essa contração provocada durante a polimerização é a grande causa da formação de espaços marginais entre o dente e a restauração, que permitem a passagem de bactérias e toxinas, assim como estimulam a hipersensibilidade dentária, inflamação pulpar e cáries secundárias (Goracci et al., 1996).

Além da contração de polimerização, outros fatores podem interferir em uma perfeita adesão da resina à estrutura dental, formando, conseqüentemente, infiltrações marginais. A configuração da cavidade é um dos fatores que potencializam a contração de polimerização, causando uma maior fadiga no sistema adesivo. As características de polimerização dos compósitos também influenciam na contração. As resinas fotopolimerizáveis apresentam uma polimerização imediata e mais rápida do que as resinas autopolimerizáveis, uma vez que elas não permanecem no ponto gel por muito tempo. Isso proporciona um menor tempo de escoamento da resina, causando maior fadiga no sistema adesivo (Carvalho et al., 1996).

Além do ponto gel, a polimerização passa por mais duas fases: a fase pré-gel e a fase pós-gel (Unterbrink & Muessner, 1995). Na fase pré-gel, a matriz resinosa está em um estado viscoso, capaz de escoar, ou seja, os monômeros ainda podem se mover ou escorregar para novas porções dentro da matriz. Segundo Davidson & DE GEE (1984), a fluidez do compósito restaurador em direção às paredes cavitárias é de grande importância, pois permite adaptação interna durante a primeira fase. Assim, as moléculas serão capazes de encontrar uma nova direção espacial, prevenindo a formação de tensão interna e espaços marginais.

Já o ponto gel é caracterizado pela estabilidade das moléculas; elas não se movimentam e nem se difundem. É o ponto na qual a fluidez do material não

consegue compensar a contração. Nesse momento, a tensão aumenta na interface da adesão compósito-dente.

Na fase pós-gel, o material está num estado rígido, porém ele ainda pode se contrair. Se a tensão ultrapassar a força de adesão, a integridade da interface compósito-dente será interrompida. Haverá formação de espaços marginais que irão compensar a perda de volume e aliviar a tensão.

Em 1987, Feilzer, DE GEE & Davidson estudaram a influência da configuração cavitária como geradora de estresse da contração de polimerização de resinas compostas a fim de se estabelecer o sucesso dos agentes adesivos dentinários. Os autores concluíram que na maioria das configurações cavitárias clinicamente encontradas, o alívio do estresse pelo escoamento do material não é suficiente para preservar a adesão à dentina pelos adesivos dentinários.

A adaptação marginal das restaurações é fortemente dependente da intensidade inicial de polimerização e da relação entre a intensidade inicial e final de polimerização. Mehl *et al.* e Prince *et al.*, mostraram que a intensidade de luz muito baixa não pode ativar moléculas iniciadoras suficientes para começar uma adequada reação e a sua polimerização final quase não irá polimerizar o material.

Em seu estudo sobre efeitos biológicos da microinfiltração, Trowbridge (1987) relatou que uma das causas principais da infiltração é a contração do material resultante das mudanças químicas ou físicas após sua inserção na cavidade. Os métodos mais empregados para detecção da infiltração se classificam em três categorias (1) testes laboratoriais com utilização de corantes, isótopos radioativos, bactérias; (2) visualização direta dos gaps marginais; (3) testes clínicos através de avaliação dos efeitos biológicos.

A integridade marginal das restaurações é um importante parâmetro para se avaliar a longevidade de um material restaurador, uma vez que a formação de

um espaço entre o dente o material está associado a cáries recorrentes e injúrias pulpares. Black (1937) enfatiza que os materiais restauradores devem ser perfeitamente adaptados às paredes cavitárias e livres de alterações dimensionais quando introduzidos na cavidade oral. Sabemos, entretanto, que isto não é uma realidade e, por essa razão, é objetivo da Odontologia a procura de um material restaurador que se una quimicamente à estrutura dentária para formar um perfeito selamento, capaz de resistir às agressões sofridas na cavidade oral, tais como presença de umidade e mudanças freqüentes de temperatura (Barber, 1964).

Os principais efeitos da microinfiltração são manchamento das margens da restauração, cárie secundária na interface dente/restauração e o desenvolvimento de patologias pulpares. (Cox, 1988).

Davidson, em 1986, enfatizou que o sucesso de restaurações adesivas de resina composta só poderia ser alcançado com uma aplicação disciplinada e boa técnica. Acrescentou que a técnica incremental mostra-se vantajosa com as resinas compostas fotoativadas para permitir o fluxo do material a partir das superfícies livres da cavidade.

O mesmo pesquisador citou em outro trabalho, que para se trabalhar com resinas compostas, o profissional deveria conhecer profundamente as características desses materiais, tais como sua composição, estrutura e iniciação da reação de polimerização. Afirmou que o dentista tem que selecionar uma fonte de luz diante das várias opções e das diferentes filosofias, como a luz halógena, o arco de plasma, o laser ou as fontes de luz LED, com intensidades de luz que podem variar de 350 até acima de 1000 mW/cm<sup>2</sup>. O objetivo é obter uma conversão alta e uniforme em um tempo tão curto quanto possível, uma profundidade avançada, com baixo estresse de contração de polimerização, para resultar em uma restauração durável. Afirmou que uma das formas de reduzir o estresse de contração seria utilizando baixa densidade de potência inicial.

## SENSIBILIDADE PÓS-OPERATÓRIA

Tessore & Trincherro, em 2001, realizaram um trabalho sobre a sensibilidade pós-operatória como consequência de restaurações de resina composta em dentes posteriores. Relataram que a sensibilidade pós-operatória seria o resultado de um selamento imperfeito ao nível de dentina, esmalte ou ambos, e que as razões para esse selamento imperfeito estariam relacionadas com a impregnação imperfeita do sistema adesivo sobre o substrato dentinário ou pelas forças de contração da polimerização que podem causar microfraturas na estrutura de esmalte ou descolamento da resina composta da estrutura dental. Explicaram que, durante a polimerização, as resinas compostas estão sujeitas a uma redução volumétrica de 2 a 6%, e que essa redução exerce uma força de 8 a 23 MPa nas paredes da cavidade, dependendo do tipo de resina e da forma da cavidade. Afirmaram ainda que, teoricamente, um compósito com alta concentração de carga tem uma menor contração de polimerização, mas, paradoxalmente, ele pode gerar maior estresse por ser menos elástico e possuir menor capacidade de escoar para compensar a contração. Assim, recomendaram a utilização, na prática clínica, de base com material altamente elástico após a camada adesiva para reduzir o estresse transmitido às estruturas dentárias. Recomendaram, ainda, a utilização de selantes de superfície para eliminar as porosidades da resina, fendas na interface dente-restauração e microfraturas de esmalte, reduzindo assim a sensibilidade pós-operatória.

Hagge *et al.* (2001) observaram que aproximadamente 88% dos dentistas realizavam rotineiramente restaurações de resina composta e mesmo que a adesão ao esmalte tenha se mostrado muito confiável, o mesmo não acontecia com a adesão à dentina e cimento. Ainda acrescentaram que apesar do rápido desenvolvimento dos adesivos dentinários nos últimos anos, a contração de polimerização ainda continua causando o rompimento da adesão da resina ao dente, produzindo fendas quando as margens cervicais são extendidas à dentina.

A microinfiltração através desta fenda pode levar à sensibilidade pós-operatória. Algumas técnicas foram propostas no intuito de eliminar esta fenda, como a técnica incremental, fotoativação programada e a técnica sanduíche com ionômero de vidro ou outro material como camada intermediária, como as resinas fluidas e compómeros. Segundo os autores, as resinas fluidas apresentam propriedades físicas fracas quando comparadas com resinas híbridas, sofrem maior contração volumétrica, possuem maior coeficiente de expansão térmica e não são indicadas em áreas de alto estresse mecânico. Porém, no uso como camada intermediária, seu mecanismo está relacionado com sua relativamente alta elasticidade, que poderia compensar o estresse de contração de polimerização da resina composta restauradora final.

## DESGASTES RELACIONADOS AOS COMPÓSITOS

Apesar do aumento da resistência dos compósitos nos últimos anos, o desgaste ainda se faz presente de forma rotineira.

O desgaste foi definido por Jones *et al.*, em 1972, como “perda progressiva de substância da superfície de um corpo provocado por ação mecânica”. Este termo envolve diferentes processos encontrados na cavidade bucal, sendo de origens distintas: abrasão, atrição e erosão. Nesse sentido, a abrasão corresponde a um processo em que o material é progressivamente removido da superfície de um sólido por ação de corte de um material abrasivo. Como exemplo, o material restaurador pode desgastar-se por abrasão como resultado da escovação dental e contatos dentários. O processo físico de escovação afeta a superfície das estruturas dentárias e de materiais restauradores, independente da técnica de escovação utilizada. Este mecanismo é uma somatória da ação das cerdas da escova, dos abrasivos constituintes do dentifrício empregado e da força empregada para a escovação. De maneira ideal, os abrasivos presentes nos

dentifrícios deveriam ser relativamente inertes, de baixa dureza e distribuição adequada, a fim de produzirem menor abrasividade e evitar situações como perda de material e aumento da rugosidade superficial.

Como conseqüência da perda de material restaurador, algumas das preocupações dizem respeito à perda de contorno e exposição de margens, podendo levar à cárie secundária, em virtude dos produtos bacterianos presentes. Além da possível ação tóxica dos componentes do material restaurador quando libertados no meio bucal.

Com relação à rugosidade, esta facilita a adesão e retenção de placa dental, atuando negativamente tanto sobre a estrutura dentária como no tecido mole adjacente. Além disso, a rugosidade superficial pode afetar a reflexão da luz e o brilho, implicando na perda do aspecto natural produzido pela restauração. Além disso, pode favorecer a descoloração e o manchamento das restaurações.

### **MANCHAMENTO: RISCO ESTÉTICO**

Apesar dos procedimentos curativos constituírem uma etapa fundamental no tratamento da cárie para recuperação da forma, função e estética das estruturas dentais, sabe-se que uma vez confeccionadas estas restaurações podem, por inúmeras razões, exigir substituições (Baratieri et al., 2001; Fontana et al., 1994).

Segundo Baratieri *et al.*, em 2001, e Pimenta, em 1996, as restaurações são substituídas principalmente pela recorrência da doença cárie e pelas falhas técnicas. Assim, o ciclo restaurador repetitivo tem sido mantido por décadas (Elderton, 1976; Elderton, 1997; Baratieri *et al.*, 2001) uma vez que a qualidade das restaurações depende de critérios subjetivos adotados por cada profissional.

A evolução dos materiais odontológicos não diminuiu o número de substituições, ainda responsáveis por grande parte dos procedimentos diários realizados por profissionais (Villela et al., 1991; Baratieri et al., 2001).

Os materiais restauradores submetidos ao agressivo ambiente oral, associado aos variados tipos de alimentos e produtos de fermentação, muitas vezes acompanhados de corantes, induzem as restaurações aos manchamentos e alterações superficiais em curto período de tempo (Dinelli et al., 1995).

É importante que o cirurgião-dentista tenha conhecimento das diferentes formas de aplicação das resinas compostas, sendo capaz de selecionar o melhor material e a técnica restauradora apropriada em diferentes situações clínicas.

Segundo Maixner & Susin (2001) o tempo de permanência da resina composta na cavidade oral, o grau de polimerização, a técnica de fotopolimerização, a técnica de acabamento e polimento da restauração, o contato imediato com alimentos e substâncias corantes e o acúmulo da placa bacteriana são as principais causas da descoloração desses materiais.

O manchamento superficial das resinas compostas está relacionado com a penetração de corantes contidos nos alimentos através da superfície da restauração. Baratieri (1992), também considera a higiene oral um fator preponderante na estabilidade de cor, visto que a presença da placa bacteriana e de seus produtos provoca a degradação da resina, facilitando a sua pigmentação.

Menezes *et al.* (1999) e Minelli *et al.* (1988), em seus trabalhos concluíram que o vinho apresenta maior potencial de pigmentação em relação ao café, devido a sua capacidade fermentativa. Cooley *et al.* (1987), concluíram que a manutenção da cor é vital em restaurações estéticas.

## CONCLUSÕES

- A intensidade de luz dentro é afetada pela espessura do material, sua composição e cor. Cada fonte de luz possui diferentes tempos de exposição para conseguir polimerizar efetivamente os incrementos de resina, cada qual com formas distintas de utilização. Não obstante, o grau de conversão dos compósitos depende da intensidade de energia da unidade fotoativadora.
- Deve-se buscar uma polimerização efetiva do compósito restaurador, pois uma polimerização inadequada pode resultar em prejuízos nas propriedades físicas da restauração, causando aumento da taxa de sorção de água e aumento da solubilidade do material. Dessa forma, o desenvolvimento de cáries secundárias e reação tecidual adversa são favorecidos e, conseqüentemente, podem levar à falha prematura da restauração.
- A contração de polimerização está relacionada ao estresse que o material restaurador sofre durante a fotoativação, podendo gerar formação de fendas entre o dente e a restauração, bem como a deflexão de cúspides, tensão ou fratura do dente/restauração e sensibilidade pós-operatória.
- A Lâmpada Halógena, muito difundida no meio odontológico, apresenta como vantagens ser facilmente encontrada no mercado, baixo custo e boa eficiência clínica. Entretanto, apresenta como desvantagens a diminuição de sua eficiência com o uso (devido à degradação do filtro e do bulbo), a alta geração de calor, e o pequeno tempo de duração das lâmpadas halógenas (40 a 100 horas). Essas limitações podem resultar na diminuição das propriedades mecânicas das resinas compostas.
- O LEDs requerem menor quantidade energia para funcionamento e, portanto, geram pouco calor. Entretanto, a primeira geração destes aparelhos era incapaz de polimerizar os compósitos tão bem quanto as lâmpadas halógenas, sendo lançado, posteriormente, os LEDs de segunda

e terceira geração, com o objetivo de superar as desvantagens de cada geração anterior.

- O laser de argônio produz luz mais consistente com a distância, porém são fontes de luz com alto custo de compra e manutenção, não sendo muito populares.
- O arco de plasma apresenta alta intensidade de luz, conseguindo ativar maior quantidade de fotoiniciadores e acelerar a polimerização. Entretanto, essa rápida polimerização é questionada com relação ao desenvolvimento de maiores tensões de polimerização e formação de fendas marginais.
- É de extrema importância que os cirurgiões dentistas estejam atentos às implicações clínicas dos compósitos restauradores, no intuito de alcançar excelência em suas restaurações. A demanda por restaurações estéticas tem aumentado, sendo necessários conhecimentos teóricos e práticos, para atender tanto às exigências estéticas (mimetização de cor e forma dos dentes naturais) como às exigências funcionais relacionadas à degradação marginal, microinfiltração, sensibilidade pós-operatória e patologias pulpares.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- Aguiar FHB. Estudo de fatores influentes na dureza superficial de um compósito fotoativado. [tese]. Piracicaba:UNICAMP/FOP; 2004.
- Anusavice KJ. Phillips: Materiais Dentários. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2005.
- Asmussen E. Composition versus wall-to-wall polymerization contraction. Acta Odontol Scand 1975; 33: 337-344.
- Bayne SC, Heymann HO, Swift Jr. EJ. Update on dental composite restorations. JADA 1994; 125: 687-701.
- Baratieri, L.N. Junior, S.M; Andrada, M.A.C.; Vieira, L.C.C.; Ritter, AV.; Cardoso, A.C. Odontologia restauradora. Fundamentos e Possibilidades. São Paulo: Santos, 2001. 735p.
- Baratieri, L. N. et al. Dentística-Procedimentos preventivos e restauradores. 1992.
- Barber, D.; LYELL, J.; Massler, M. Effectiveness of copal resin varnish under amalgam restoration. J. prosth. Dent., v.4, p.533-6, 1964.
- Barghi, N. ; Berry, T. ; Hatton, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. J. Amer. Dent. Ass., v. 125, n. 7, p. 992-6, July 1994
- Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. Oper Dent. 2004a; 29(1): 42-48.
- Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. Oper Dent. 2004b; 29(2): 150-156.

- Bennett AW & Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater.* 2004; 20(1): 72-79.
- Black, G.V. *Operative Dentistry*, v.2. 7ed. Ed. Medio Dental Publishing Co, Chicago, p.207, 1937.
- Bowen, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restoration. *J. Amer. dent. Ass.*, v.68, n.1, p.57-64, Jan. 1963
- Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compendium Cont Edu Dent.* 2002; 23(10): 889-906.
- Carreiro AFP, Cruz CASC, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1085-1089.
- Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996; 21: 17-24.
- Caughman, W.F.; Rueggerb, F.A.; Curtis JR.; J.W.; Clinical Guildnes for Photocuring restorative resins. *J. Amer. Dent. Ass.*, v.126, n.9, p. 1280-6, Sep 1995.
- Cefaly DFG, Ferrarezi GAO, Tapety CMC, Lauris JRP, Navarro MFL. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing unites. *Braz Dent J.* 2005; 16(2): 98-102.
- Christensen RP, Palmer TM, Ploeger BJ, Yost MP. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compendium Cont Edu Dent.* 1999; 20: 42-54.
- Cobb DS, Vargas MA, Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent.* 1996; 9(5): 199-202.

## Referências Bibliográficas

---

- Coelho Santos JM, Silva e Souza Jr. MHS, Mondelli RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. JBD 2002; 1(1): 14-21.
- Cooley, K.L. et al. Staining of posterior resin restorative materials. Quintessence Int, 18 [12]: 823-7, dec. 1987
- Correr Sobrinho L, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. Braz Dent J. 2000; 11(1): 11-17.
- Cox, C. F. et al. Biocompatibility of surface-scaled dental materials against exposed pulps. J. prosth. Dent., v.57, p.1-8, 1987.
- Coy, H. D. Direct resin fillings. J. Amer. Dent. Ass., v. 47, n.5, p. 532-7, Nov 1953.
- Craig RG & Powers JM. Materiais dentários restauradores. São Paulo: Editora Santos, 2004.
- Davidson, C.L. Resisting the curing contraction with adhesive composites. J. Prosthet. Dent., v.55, n.4, p.446-7, April 1986.
- Davidson C. L. & De Gee A. J. (1984) Relation of polymerization contraction stresses by flow in dentinal composite. Journal of Dental Research 20 146-148.
- Davidson CL & de Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. J Adhes Dent. 2000; 2: 167-173.
- Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, 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; 13: 344-352.
- Davidson, C.L.; Feilzer, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J. Dent., v.25, n.6, p. 436-40, Nov. 1997.

## Referências Bibliográficas

---

- DeWald JP & Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res.* 1987; 66(3): 727-730.
- Dinelli, W.; Machado, M.S.; Andrade, M.F.; Lofredo, L.C.M. Estudo da influência da retenção de corantes na translucidez de resinas compostas. Efeito de materiais, tempo e meios de imersão. *Rev. ABO. Nac* v.2, n. 6, p. 422-426, dez. 1994/jan. 1995
- Dunn WJ & Bush AC. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen-based light-curing units. *JADA* 2002; 133: 335-341.
- Eick JD & Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resin and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.* 1986; 7(2): 103-110.
- Elderton, R.J. The causes of failure of restorations: a literature review. *Journal of Dentistry*, v.4, n.6, p. 257-262, 1976.
- Elderton, R.J. Ciclo restaurador repetitivo. In: KRIGER, L. ABOPREV- Promoção de Saúde Bucal. São Paulo: Artes Médicas, 1997, p.195-200, cap.10
- Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater.* 1987; 3: 19-25.
- Ernst CP, Meyer GR, Muller J, Stender E, Ahlers MO, Willershausen B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7mm. *J Adhes Dent.* 2004; 6: 141-150.
- Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* Nov. 1987; 66(11): 1636-1639.
- Feilzer AJ, Dooren LH, De Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995; 103: 322-326.

## Referências Bibliográficas

---

- Felix CA, Price RBT, Andreou P. Effect of reduced exposure times on the microhardness of 10 resin composites cured by high-power LED and QTH curing units. *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(2): 147.
- Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985; 1: 11-14.
- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 441-452.
- Filho, HN. *Materiais Dentários: Resinas Compostas.* Bauru: Produções Artes Gráficas, 1999.
- Fontana, U.F.; Dinelli, W.; Nordi, P.P.; Milori, S.A. Avaliação clínica em resina composta para dentes posteriores. *Revista Paulista de Odontologia*, Ano XVI, n.3, p.6-11, mai/jun, 1994
- Franco EB & Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. *Biodonto* 2003; 1(2): 10-61.
- Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent.* 2002; 4: 41-47.
- Goracci G, Casa De Martinis L & Mori G. (1996) Curing light-intensity and marginal leakage of resin composite restoration. *Quintessence International* 27 355-362.
- Hansen EK & Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993; 101: 62-64.
- Hagge, M. et al. Effect of four intermediate layer treatments on microleakage of class II composite restorations. *Gen. Dent.*, p-489-494, Sept-Oct. 2001
- Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater.* 2002; 18: 203-210.

## Referências Bibliográficas

---

- Jones, P.A.; Jones, D.W.; Wilson, H.J. A simple abrasion test for composites. *J. Dent.*, v.1, n.1, p. 28-34, Oct. 1972
- Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med.* 1989; 9(6): 623-627.
- Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Stormberg EF. Power and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg.* 1992; 10(4): 273-278.
- Knezevic, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J. Oral. Rehab.*, v.28, n.6, p. 586-91, June 2001
- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Photopolymerization of composite resins with plasma light. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(8): 782-786.
- Knobloch LA, Kerby RE, Clelland N, Lee J. Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Oper Dent.* 2004; 29-6: 642-649.
- Larsen IB & Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res.* 1991; 99: 254-261.
- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. *Oper Dent.* 2001; 26: 176-180.
- Leonard DL & Swift Jr. EJ. Light emitting diode curing lights, part I. *J Esthet Rest Dent.* 2003; 15(2): 123-126.
- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.* 2002; 14: 286-295.

- Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater.* 2004; 20(3): 236-243
- Lucena-Martín C, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM, Robles-Gijón V, Navajas JM. Influence of time and thermocycling on marginal sealing of several dentine adhesive systems. *Oper Dent.* 2001; 26: 550-555.
- Maixner, A. O. e Susin, A.H. Avaliação da alteração de cor de resina composta submetida à ação de corantes de gêneros alimentícios. *Ver. Dentística on line.* Ano 1, n.2, jan/fev.2001
- Matsumoto H, Gres JE, Maker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent.* 1986; 55: 574-578.
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH (1997) Physical properties and gap formation of light-curing composites with and without sofstart-polymerization *Operative Dentistry* 25 321-330.
- Menezes, C.C.; Namen, M.F.; Sérgio, P.P. Manchamento em resinas compostas híbridas- ação dos agentes polidores. *RBO.* V.56, n.5, p.239-241, set/out.1999
- Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent.* 2002; 4: 197-204.
- Miguez PA, Pereira PNR, Foxton RM, Walter R, Nunes MF, Swift Jr. EJ. Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations. *Dent Mater.* 2004; 20: 839-845.
- Millar BJ & Nicholson JW. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 549-552.

## Referências Bibliográficas

---

- Mills, R. W. Blue light emitting diodes: another method of light curing. *Brit. Dent. J.*, v. 178, n. 5, p. 169, Mar. 1995.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental J.* 1999; 186(8): 388-391.
- Minelli, C.J.; Chaves, P.H.F.; Silva, E. M. Alteração da cor de resinas compostas (parte I). Influência das soluções de café, chá e vinho. *Rev. Odonto. USP*, v.2, n.3, p.143-147, jul/set.1988
- Mitsui FHO, Peris AR, Cavalcanti AN, Marchi GM, Pimenta LAF. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems. *Oper Dent.* 2006; 31-2: 240-247.
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002; 18(3): 269-275.
- Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997; 16(1): 60-73.
- Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.* 2002; 27: 30-37.
- Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent.* 2005; 20-4: 461-467.
- Peris AR, Mitsui FHO, Amaral CM, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED units. *Oper Dent.* 2005; 30-5: 649-654.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.

- Pimenta, L.A. F.; Pimenta I.C. Quando e por que reparar as restaurações de amálgama. *Revista Brasileira de Odontologia*, v.53, n.5, p.32-34, 1996
- Powell GL & Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dental Clin North Am.* 2000; 44(4): 923-930.
- Powell GL, Ellis R, Blankenau RJ et al. Evaluation of argon laser and conventional light-cured composites. *J Clin Laser Med Surg* 1995; 13: 315-317.
- Pradhan RD, Melikechi N, Eichmiller F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon Laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. *Dent Mater.* 2002; 18(3): 221-226.
- Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 193-207.
- Prince RB, Bannerman RA, Rizkalla AS, Hall, GC (2000) Effect of stepped vs. Continuous light-curing exposure on bond strengths to dentin *American Journal of Dentistry* 13 123-128.
- Quance SC, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *J Dent.* 2001; 29(8): 553-560.
- Rawls HR & Esquivel-Upshaw J. Resinas restauradoras In: Anusavice KJ. Phillips – materiais dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 375-417.
- Rawls HR. Polímeros Odontológicos. In: Anusavice KJ. Phillips – materiais dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p.135-162.
- Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium Cont Edu Dent.* 1999; 20(25): 4-15.

- Rueggeberg FA & Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont.* 1993; 6: 364-370.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr. JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26-32.
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent.* 2000; 12: 340-349.
- Ruyter IE & Oysd H. Composites for use in posterior teeth: Composition and conversion. *J Biomed Mater Res.* 1987; 21: 11-23.
- Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent.* 1998; 26: 695-700.
- Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 402-407.
- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-compostie degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16: 292-296.
- Small BW. A review of devices used for photocuring resin-based composites. *Gen Dent.* 2001; 49(5): 457-460.
- Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2003; 28-6: 707-715.
- Soh MS, Uap AUJ, Yu T, Shen ZX. Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Ramam spectroscopy. *Oper Dent.* 2004; 29-5: 571-577.

- St-Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent.* 2002; 27: 410-417.
- Suh BI & Wang Y. Determining the direction of shrinkage in dental composites by changes in surface contour for different bonding configurations. *Am J Dent.* 2001; 14: 109-113.
- Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 364-369.
- Tessore, G.; Trincherò, A. Post-operative sensitivity consequent to composite restorations in posterior sectors. In: SIMPOSIO INTERNAZIONALE DE ODONTOIARIA ADESIVA E RICONSTRUTIVA, 5., S. Margherita Ligure, 2001. Atti. Italy, Probagonsti in Odontoiatria, 2001. p.62-65
- Trowbridge DE, H.O. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper. Dent.*, v. 12, n. 4, p. 164-72, Autumn 1987
- Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater.* 2002a; 24: 1787-1795.
- Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 2002b; 63(6): 729-738.
- Unterbrink GL & Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995; 23(3): 183-189.
- Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater.* 2004; 20: 96-106.

- Vargas MA, e Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: Argon laser vs conventional light. Oper Dent. 1998; 23: 87-93.
- Verluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res. 1996; 75(3): 871-878.
- Villela, C.L.; Araújo, M.A.J.; Villela, G.L. Substituição das restaurações de amálgama. Rev Gaúcha Odont, v.39, n.4, p.303-305, jul/ago, 1991
- Vinha, D. et al. Análise da profundidade de polimerização de resinas compostas polimerizadas por luz halógena e luz de emissão de diodo. Pesp. Odont. Brás., v.16, p. 155, 2002. /Resumo n. Pa 262/
- Walls AWG, McCabe JF, Murray JJ. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. J Dent. 1988; 16: 177-181.
- Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent. 2000; 25: 113-120.
- Yap AUJ, Wee KEC, Teoh SH, Chew CL. Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives. Oper Dent. 2001; 26: 349-356.
- Yap AUJ & Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cures. Oper Dent. 2001; 26: 460-466.
- Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil. 2002; 29: 1165-1173.