

RESINAS COMPOSTAS

Alessandra Reis

Alessandro Dourado Loguercio

Dax Dalton Bittencourt

Mário Fernando de Góes

Introdução

Uma das intenções das técnicas e dos materiais odontológicos restauradores é a reprodução fiel de características dos dentes naturais, como, por exemplo, cor e forma. A busca por um material direto com características ópticas semelhantes à estrutura dentária culminou no desenvolvimento das resinas compostas. Muitos anos de pesquisa foram necessários para que algumas desvantagens iniciais desse material, como alto coeficiente de expansão térmica, desgaste excessivo, sorção de água, descoloração e alta contração de polimerização, fossem minimizadas. Parte dessas características, que são inerentes a um material orgânico, continuam sendo foco de pesquisa até os dias atuais. O propósito deste capítulo é conceituar e apresentar as resinas compostas presentes no mercado, associando suas indicações às suas propriedades físicas e mecânicas.

Histórico

Em meados da década de 1940, surgiram as resinas acrílicas quimicamente ativadas. Com esses materiais, monômeros

(metilmetacrilato) e polímeros [(poli)-metilmetacrilato] eram combinados e o produto era introduzido na cavidade bucal. A alta contração de polimerização desses materiais associados a sua baixa estabilidade de cor prejudicaram seu desempenho a curto e médio prazos (Anusanice, 2003).

A primeira tentativa de reduzir a alta contração de polimerização das resinas acrílicas, advinda da aproximação dos monômeros de metilmetacrilato para a formação do polímero, foi através da inserção de partículas de carga. Em tese, a incorporação de partículas de carga gera uma redução relativa do volume ocupado pelos monômeros. Assim, a contração dada pela aproximação dos monômeros no processo de polimerização fica restrita a um volume proporcionalmente menor. Porém, no caso da resina acrílica, a despeito de a contração de polimerização ter sido minimizada pela presença de partículas de carga, a falta de união química entre essas partículas e o polímero de metilmetacrilato é que determinou o insucesso clínico do material. Após a polimerização, as partículas de carga permaneciam "soltas" dentro da matriz orgânica, resultando num material com baixa resistência ao desgaste e pouca estabilidade de cor.

Lembrete

A **contração de polimerização** é resultante da aproximação de várias pequenas moléculas (monômeros) para a formação de uma molécula maior, chamada polímero. Quanto maior a proporção de monômero na massa final, maior é a contração de polimerização. É por essa razão que a inclusão de partículas de carga na resina composta reduzem à contração de polimerização desse material.

No início dos anos 50, as resinas epóxicas que haviam sido recentemente desenvolvidas passaram a ser avaliadas como possíveis candidatas ao uso em Odontologia restauradora. A baixa contração de polimerização dessas resinas, a baixa solubilidade do polímero produzido e sua alta resistência mecânica motivaram pesquisadores a estudarem sua viabilidade como material restaurador (Bowen, 1956). Entretanto, essas resinas tinham o inconveniente de apresentar um longo período de polimerização, que por si só limitava sua aplicabilidade clínica. Com o compromisso de unir as características desejáveis da resina acrílica e da resina epóxica, desenvolveu-se um novo monômero, chamado bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA) (Bowen, 1962). Essa molécula contém a “espinha dorsal” das resinas epóxicas, porém suas terminações foram substituídas por grupamentos metacrilatos (Fig. 5.1). Assim, essa nova molécula híbrida apresentava alto peso molecular, menor contração de polimerização e rápida reação de presa.

A partir desse importante advento, a presença de monômeros de Bis-GMA, unidos quimicamente a cargas inorgânicas, passou a vigorar como a base das formulações das resinas compostas, inclusive da maioria daquelas que atualmente são utilizadas na clínica odontológica (Anusance, 2003).

Compósito

Um compósito é definido como sendo o produto resultante da mistura de dois ou mais componentes quimicamente diferen-

tes, apresentando propriedades intermediárias àquelas que são características dos componentes que o originaram. Um exemplo de um compósito natural é a dentina, constituída, primordialmente, de materiais orgânico (colágeno) e inorgânico (cristais de hidroxiapatita). A resina composta é um compósito formado por uma matriz orgânica (monômeros, iniciadores, modificadores de cor, entre outros), uma matriz inorgânica (carga) e um agente de união (Fig. 5.2). As funções e respectivas vantagens e desvantagens de cada um dos componentes estão descritos no quadro 5.1.

Matriz

A matriz orgânica das resinas compostas é constituída por: monômeros; inibidores; modificadores de cor; e sistema iniciador/ativador.

Monômeros

Os monômeros são o principal componente da matriz orgânica das resinas compostas e têm a função de formar uma “massa” plástica para ser conformada na estrutura dentária perdida. A maioria dos monômeros empregados na formulação das resinas constitui-se de dimetacrilatos aromáticos ou alifáticos. Dentre os monômeros mais utilizados destacam-se: Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) e o UDMA (uretano dimetacrilato), que são monômeros de alto peso mole-

Lembrete

Uma unidade de massa molecular é equivalente a 1/12 da massa do isótopo de carbono 12. A massa molecular de cada átomo existente na natureza pode ser encontrada na tabela periódica dos elementos. Assim, o somatório das massas atômicas dos átomos que compõem uma molécula fornece seu **peso ou massa molecular (PM)**. Por exemplo, o hidrogênio possui uma massa atômica de 1 unidade, o oxigênio possui uma massa atômica de 16. Assim, a massa molecular da H_2O é igual a 18.

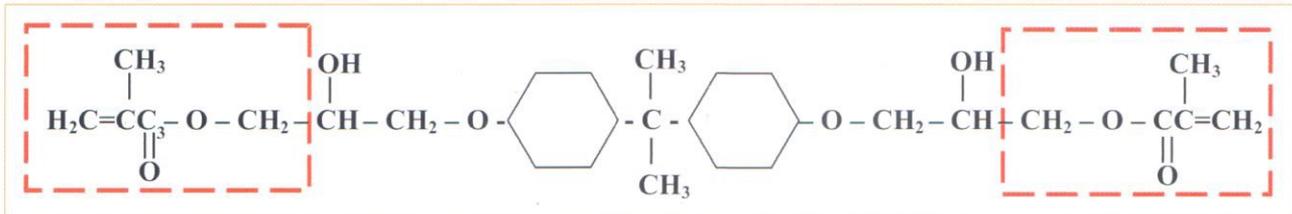


Fig. 5.1

Molécula de Bis-GMA. Em vermelho estão os grupamentos metacrilatos que foram inseridos na “espinha dorsal” de uma resina epóxica.

cular, e os monômeros TEGDMA (trietileno-glicol dimetacrilato) e EGDMA (etilenoglicol dimetacrilato), de baixo peso molecular.

Características como: alto peso molecular (PM 512), alta viscosidade e baixa flexibilidade conferem ao monômero Bis-GMA um baixo grau de conversão à temperatura ambiente. Assim, monômeros diluentes, como o TEGDMA (PM 286) ou EGDMA (PM198) (Fig. 5.3), são incorporados à formulação das resinas à base de Bis-GMA, propiciando redução da viscosidade da massa e tornando-a passível de ser empregada clinicamente, melhorando sua manipulação. Paralelamente, a redução da viscosidade dada pela presença de monômeros diluentes possibilita maior incorporação de carga à matriz da resina e propicia maior grau de conversão de monômeros em polímeros. Como forma ilustrativa, basta compararmos a viscosidade

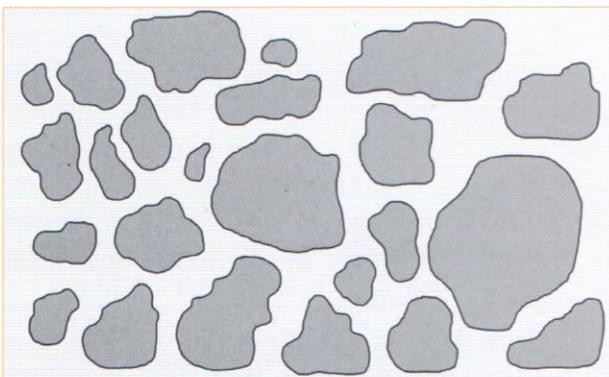


Fig. 5.2

Desenho esquemático de uma resina composta. Em cinza claro, a matriz orgânica; em cinza escuro, as partículas de carga; e em preto ao redor das partículas, o agente de ligação entre a matriz orgânica e as partículas de carga.

Lembrete:

A união química entre a matriz orgânica e a partículas de carga propiciou o aumento relativo da resistência à hidrólise da resina composta. Porém, como o próprio agente de união é passível de sofrer hidrólise, é comum observar que, dada à permeação de fluidos intra e extrabucais dentro da resina, a estabilidade de sua estrutura pode ser significativamente afetada pela hidrólise prematura do agente de união.

de diferentes monômeros em termos numéricos. Enquanto a viscosidade da água é de apenas 1 mPa.s a 23°C, a viscosidade da molécula de Bis-GMA é de aproximadamente 1.000.000 mPa.s e do TEGDMA é 10 mPa.s (Asmussen, 1977) (Fig. 5.4).

Outro monômero utilizado como base de algumas resinas compostas, comercialmente disponíveis, são os uretanos dimetacrilatos (UDMA) (Fig. 5.3) É um monômero com peso molecular semelhante ao Bis-GMA (PM 470), porém sua molécula possui baixa viscosidade (11.000 mPa.s) em comparação com o Bis-GMA (Peutzfeldt, 1997), o que permite seu uso isolado ou associado a outros monômeros (Fig. 5.4).

Como mencionado, quanto menor a viscosidade da matriz orgânica, maior a quantidade de carga pode ser incorporada, o que se traduz em aumento de propriedades como rigidez e resistência mecânica e diminuição de outras como coeficiente de expansão térmica linear (CETL) e solubilidade. Por outro lado, a inclusão de TEGDMA causa um efeito negativo: aumento da contração de polimerização.

Quadro 5.1 – Vantagens e desvantagens dos componentes de uma resina composta.

Componentes	Vantagens	Desvantagens
Matriz orgânica	<ul style="list-style-type: none"> • combinação de cor • agente aglutinante • propriedades reológicas 	<ul style="list-style-type: none"> • alto coeficiente de expansão térmica linear • alta contração de polimerização • alta sorção de água • baixas propriedades mecânicas • baixa estabilidade de cor
Partículas de carga	<ul style="list-style-type: none"> • aumenta as propriedades mecânicas • baixo coeficiente de expansão térmica linear • reduz a contração de polimerização • é relativamente mais inerte que a matriz orgânica 	<ul style="list-style-type: none"> • rugosidade • influencia no polimento e brilho superficial • dificulta a passagem de luz
Agente de união	<ul style="list-style-type: none"> • transmissão homogênea de tensões mastigatórias entre a matriz e a carga • união das partículas de carga à matriz orgânica • aumenta estabilidade hidrolítica e de cor ao longo do tempo 	<ul style="list-style-type: none"> • passível de hidrólise • aumenta as tensões da contração de polimerização

A contração de polimerização é resultante da formação de macromoléculas através da união de monômeros de baixo peso molecular. Antes da reação de polimerização, os monômeros estão afastados uns dos outros por distâncias de 0,3-0,4 nanômetros. Durante a polimerização, os monômeros se aproximam para formar cadeias de moléculas mais extensas e estabelecerem ligações primárias e covalentes. Essas ligações distam apenas 0,15 nanômetros entre si (Peutzfeldt, 1997), como esquematizado na figura 5.5.

A magnitude da contração de polimerização de um polímero depende do **peso molecular** e da **reatividade da molécula**.

Quanto maior o **peso molecular**, menor a contração de polimerização. Resinas à base de Bis-GMA possuem contração inferior àquelas que têm como componente principal o monômero TEGDMA, devido justamente às diferenças entre os seus pesos moleculares (512 e 286, respectivamente).

A **reatividade** representa a capacidade do monômero de estabelecer ligações covalentes primárias. Quanto mais reativo,

maior o grau de conversão de monômeros em polímeros e, conseqüentemente, maior a contração de polimerização resultante. A reatividade depende:

- ▶ do número de ligações insaturadas (C=C);
- ▶ da distância entre os grupamentos metacrilatos e;
- ▶ da flexibilidade da cadeia polimérica.

É de se esperar que comparações sejam, muitas vezes, difíceis, pois vários desses fatores podem se somar ou se subtrair uns dos outros. Mas, tentando analisar os monômeros semelhantes separadamente, podemos observar que o TEGDMA possui o mesmo número de ligações insaturadas que o EGDMA, porém seus grupamentos metacrilatos estão mais distantes, o que lhe confere maior reatividade durante a polimerização (Fig. 5.3). Quanto mais longe estão os grupamentos metacrilatos, maior a facilidade que a molécula possui de se movimentar durante a polimerização e estabelecer ligações covalentes nas suas extremidades.

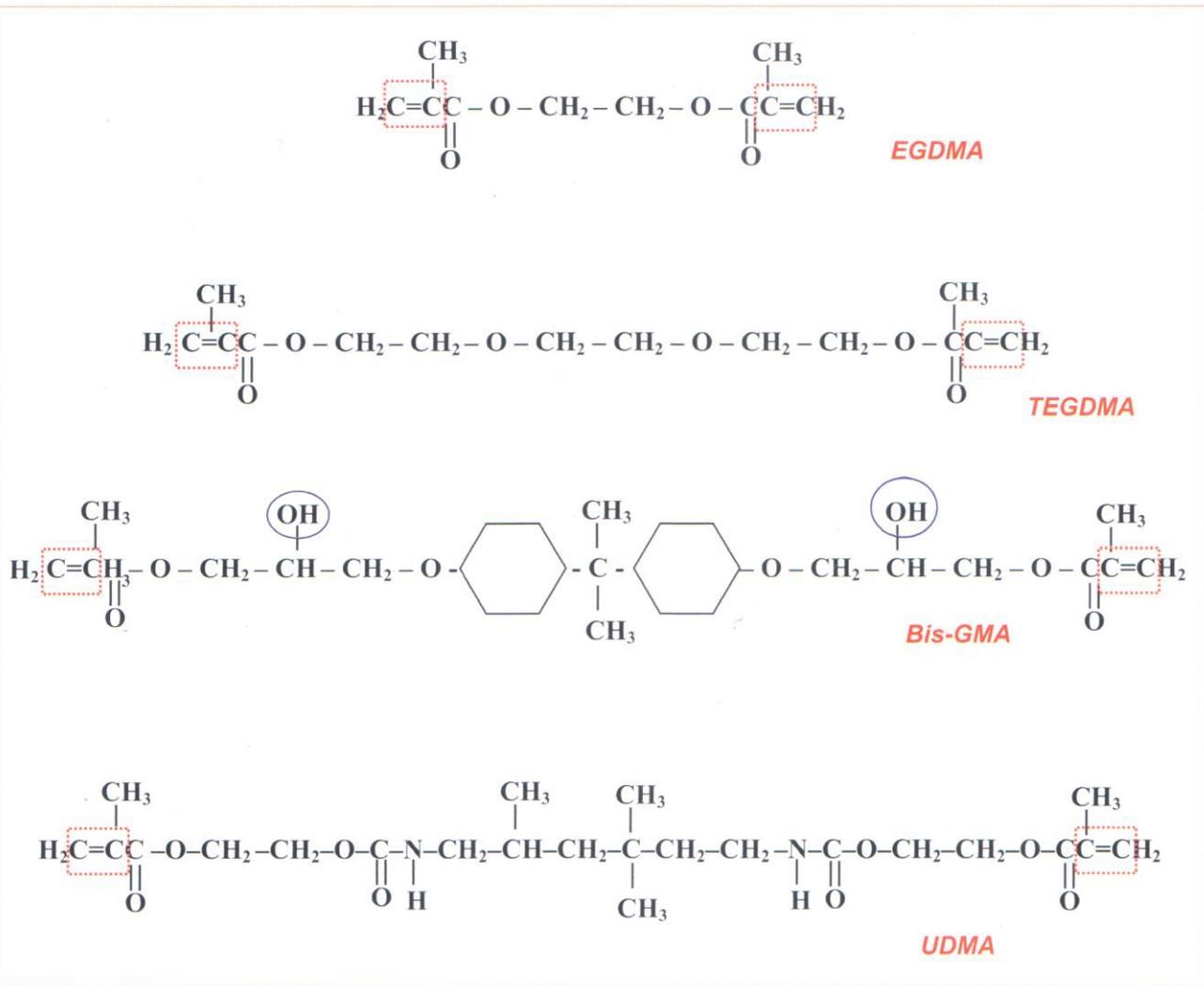


Fig. 5.3

Representação esquemática de monômeros resinosos diluentes (EGDMA e TEGDMA) e de monômeros com alto peso molecular, tais como Bis-GMA e UDMA. Os quadrados vermelhos indicam as ligações insaturadas. Em azul, as circunferências indicam a presença do grupo hidroxila.

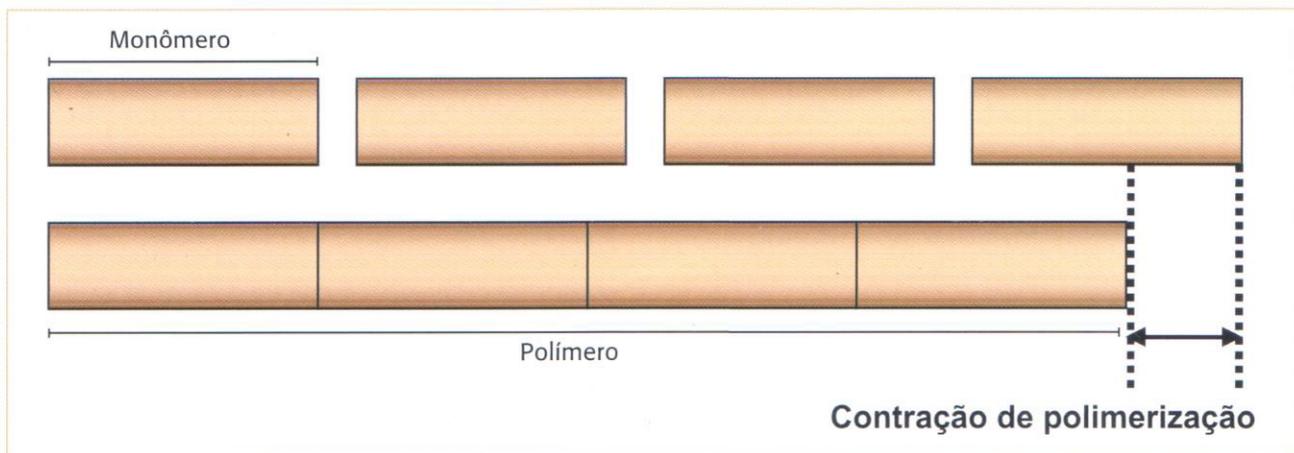


Fig. 5.4

Observe como a aproximação de monômeros durante a polimerização resulta na contração de polimerização.



Fig. 5.5

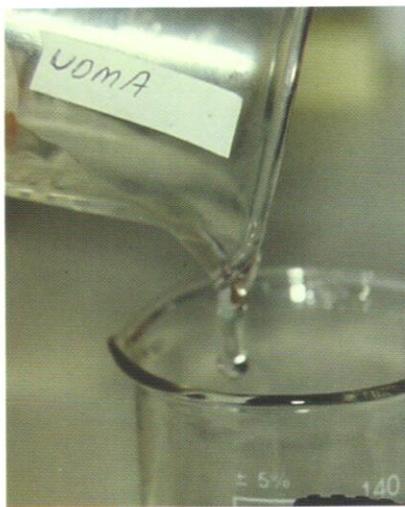


Fig. 5.5

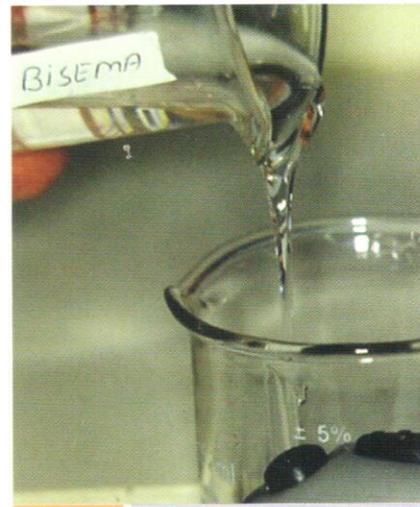


Fig. 5.5

Fotografias esquemáticas mostrando Bis-GMA (A), UDMA (B) e Bis-EMA (C). Note a maior viscosidade do Bis-GMA (A) em comparação com UDMA (B) e Bis-EMA (C). (Fotografias gentilmente cedidas pelo Prof. Dr. Ivo C. Correa, Faculdade de Odontologia, UFRJ).

A flexibilidade da molécula pode ser compreendida pela comparação da estrutura dos monômeros Bis-GMA e o UDMA (Fig. 5.3). Embora possuam peso molecular semelhante (512 e 470 respectivamente), o grau de conversão da molécula de UDMA é maior e, portanto, maior é a contração resultante. A presença de dois anéis benzênicos, na parte central da molécula de Bis-GMA, restringe sua movimento durante a polimerização, impedindo o encontro com novos sítios de ligação; sendo assim, é comum que apenas um dos grupamentos metacrilatos esteja apto a realizar ligações covalentes simples. Em decorrência desse aspecto é que se justifica a associação de Bis-GMA e TEGDMA, proporcionando maior incorporação de carga, aumento do grau de conversão da matriz resinosa, com benéfico aumento das propriedades mecânicas.

Algumas resinas compostas apresentam como base de sua formulação o monômero Bis-EMA, um derivado etoxilado da molécula de Bis-GMA. A molécula de Bis-EMA possui maior peso molecular (PM 629), sendo que para cada grupo bisfenol A há, em média, 6 grupos de óxido de etileno. Além disso, há poucas duplas ligações por unidade de peso, o que auxilia na redução da contração de polimerização. As resinas à base

de Bis-EMA possuem baixa sorção de água em comparação com aquelas compostas, primordialmente, por Bis-GMA; essa propriedade é garantida às expensas da eliminação de grupamentos de hidroxilas pendentes na molécula original de Bis-GMA (Fig. 5.3).

Outros monômeros

Diversos grupos de pesquisa têm trabalhado no desenvolvimento de monômeros resinosos com baixa contração de polimerização. Espiroortocarbonetos (EOC) utilizados com dimetacrilatos ou resinas epóxicas possuem baixa contração de polimerização em comparação com misturas de Bis-GMA/TEGDMA. Entretanto, esses monômeros possuem baixo grau de conversão, o que parcialmente justifica a menor contração observada e, além disso, acabam por produzir um

LEMBRETE

O grau de conversão estima a eficiência da polimerização e formação de ligações cruzadas. Ele é determinado pela razão entre o número de ligações insaturadas que não reagiram e o número total de ligações insaturadas que existia antes da polimerização. Mais detalhes estão descritos no capítulo de Princípios Básicos para Caracterização dos Materiais e de Fotoativação (Cap. 9).

material com propriedades mecânicas relativamente baixas. Oligômeros di ou multifuncionais ciclopolicimerizáveis, sintetizados pela reação entre acrilatos e formaldeídos, podem produzir resinas com alto grau de conversão e baixa contração em comparação com aquelas constituídas exclusivamente de dimetacrilatos (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, EGDMA). Outros sistemas têm sido avaliados na tentativa de reduzir a contração de polimerização, como por exemplo os vinilciclopropanos (VCP) ou EOC insaturados e as formulações à base de oxiranos (Ferracane, 2001). Esses sistemas promovem a abertura de seus anéis durante a reação de polimerização, compensando, assim, a contração causada pela aproximação dos monômeros (Fig. 5.6) (Rueggeberg, 2002). Resultados promissores em relação à contração de polimerização têm sido descritos com esses monômeros e é bem provável que em pouco tempo sejam desenvolvidas resinas compostas comerciais com esses novos sistemas monoméricos. Porém, estudos que comprovem a biocompatibilidade desses materiais, bem como avaliações de suas propriedades físicas e desempenho clínico, serão necessários para determinar o quão aplicáveis são

essas novas formulações e como poderiam proporcionar benefícios clínicos a curto e longo prazos (Ferracane, 2001).

Inibidores

Para evitar a polimerização espontânea dos monômeros, uma pequena quantidade de inibidores é adicionada (0,01%). Os mais utilizados são o BHT (hidroxitolueno butílico) e a hidroquinona. Como essas substâncias são bastante reativas com radicais livres, caso haja exposição acidental à luz, elas rapidamente interagem e impedem a propagação da polimerização. Os inibidores também têm a função de garantir o aumento da vida útil da resina. Lembre-se de que o armazenamento da resina em refrigerador também promove o aumento da vida útil do material, pois temperaturas mais baixas diminuem a capacidade de formação de polímeros.

Modificadores de cor

As resinas compostas são comercializadas em diferentes cores para mimetizar as estruturas dentárias (Fig. 5.7). A adição de

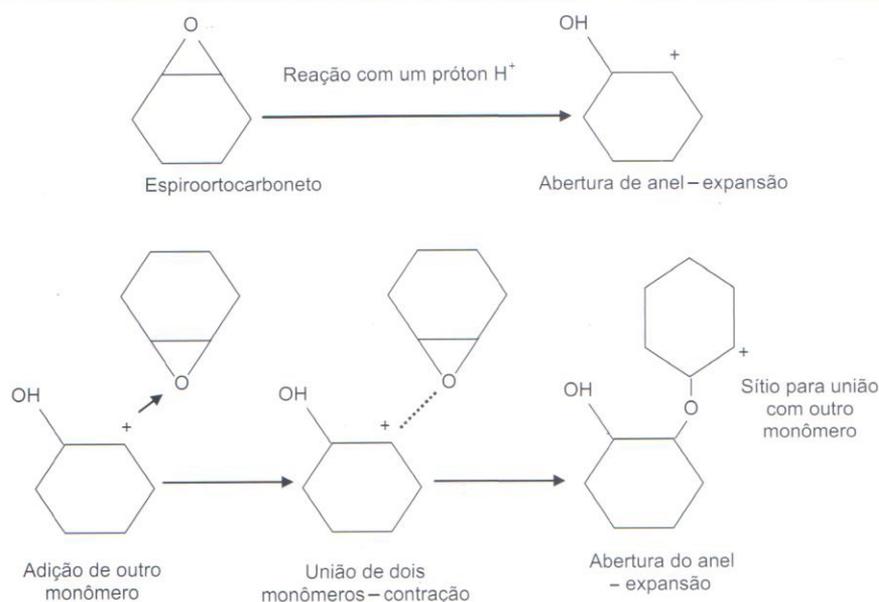


Fig. 5.6

Mecanismo de reação de espiroortocarbonetos pela abertura de anéis. (Adaptado de Rueggeberg, 2002.)

pigmentos inorgânicos, ou seja, óxidos metálicos, é que permite que o material tenha diferentes cores. O esmalte é um tecido translúcido, enquanto a dentina é um tecido que apresenta maior opacidade. Para balancear esses efeitos ópticos, geralmente, se comercializam resinas para esmalte e para dentina. A adição de óxidos metálicos com alto peso molecular produz resinas compostas opacas, à semelhança da dentina. Assim, é comum observar em diferentes kits de resina composta, resinas mais translúcidas para serem utilizadas na restauração do esmalte (que contém pouca quantidade de óxidos) e resinas mais opacas (contendo maior quantidade de óxidos), indicadas para substituir a dentina (Fig. 5.8). Para essa última categoria, são utilizados mais comumente o dióxido de titânio ou o óxido de alumínio.

Sistema iniciador/ativador

Os monômeros dimetacrilatos (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, EGDMA, entre outros) se polimerizam por reação de adição, que é iniciada pela formação de radicais livres como descrito no capítulo de Princípios Básicos para a Caracterização dos Materiais (Cap. 1). Os radicais livres podem ser gerados por estímulo de um agente químico ou físico (calor ou luz visível). Por essa razão, uma das classificações desses materiais os separa em dois grupos: resinas compostas quimicamente ativadas e resinas compostas fotoativadas.

As resinas compostas ativadas quimicamente são comercializadas em duas pastas (base e catalisadora). Na pasta base, há peróxido de benzoíla (iniciador), que ao entrar em contato com a amina terciária (dimetil p-toluidina ou diidroxí etil p-toluidina – ativadores), presente na pasta catalisadora, gera radicais livres que passam a ativar a reação de adição (Fig. 5.9).

A maioria das resinas compostas empregadas na atualidade sofrem polimerização por fotoativação. Geralmente, essas resinas são comercializadas em consistência pastosa e são acondicionadas em bisnagas (Fig. 5.10). O sistema fotoiniciador dessas resinas é normalmente constituído de uma

dicetona, a canforoquinona (CQ) e uma amina alifática. Na presença de luz visível, com comprimento de onda variando entre 400 e 500 nm (espectro azul), a CQ passa para um estado excitatório triplo e transfere um de seus elétrons para a amina alifática, resultando na formação de radicais livres (Rueggeberg, 1999) (Fig. 5.11).

O estágio excitatório máximo da CQ, em que se pode gerar mais radicais livres, é atingido sob o comprimento de onda de 468 nm. A CQ está presente na formulação das resinas em pequenas concentrações, aproximadamente 0,15% em peso. Isso se deve a dois fatores: 1) a CQ é um iniciador com coloração bastante amarelada e sua adição em maiores concentrações gera um amarelamento da resina e dificulta a combinação da cor com as estruturas dentais (Rueggeberg, 1999); 2) concentrações maiores de CQ geram a polimerização precoce da resina, já no momento de sua inserção nas estruturas dentais, tanto pela exposição à luz do refletor quanto ao ambiente.

Outro fotoiniciador empregado em resinas compostas é o fenil propadiona (PPD), cuja banda de absorção é de 420 nm. Essas diferenças podem trazer limitações quanto



Fig. 5.7

Exemplos da marca comercial de uma resina composta fotoativada disponível em diferentes cores (A1, A2, A3, A3.5, B1, B2).

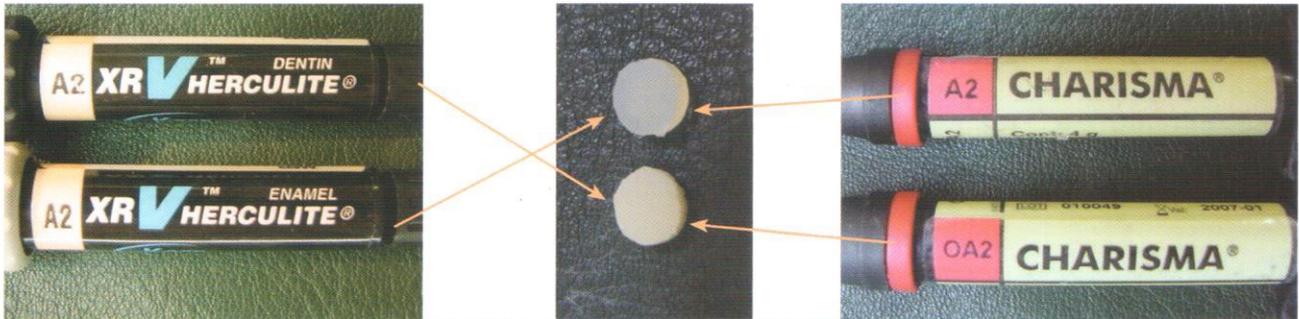


Fig. 5.8

As diferentes cores das resinas compostas podem ser translúcidas (que permitem uma maior passagem de luz, à semelhança do esmalte) e opacas (impedem a passagem de luz, como a dentina). Diferentes denominações podem ser dadas às resinas translúcidas e opacas. À esquerda, o fabricante denomina de esmalte (do inglês "enamel"), as cores translúcidas e de dentina (do inglês "dentin"), as cores opacas. À direita, o fabricante insere a letra "O" na frente da cor para denominá-la de opaca e nenhuma indicação é feita para a cor translúcida. Ao meio, há dois exemplos de uma resina polimerizada mais translúcida (em cima) e mais opaca (embaixo).

Resina composta ativada quimicamente. Esta resina é comercializada em duas pastas (universal e a catalisadora) e é uma resina macroparticuladas.



Fig. 5.9



Fig. 5.10A



Fig. 5.10B

Diferentes marcas comerciais de resinas compostas fotoativadas acondicionadas em bisnagas (A). Em B, pode-se observar a consistência pastosa deste material.

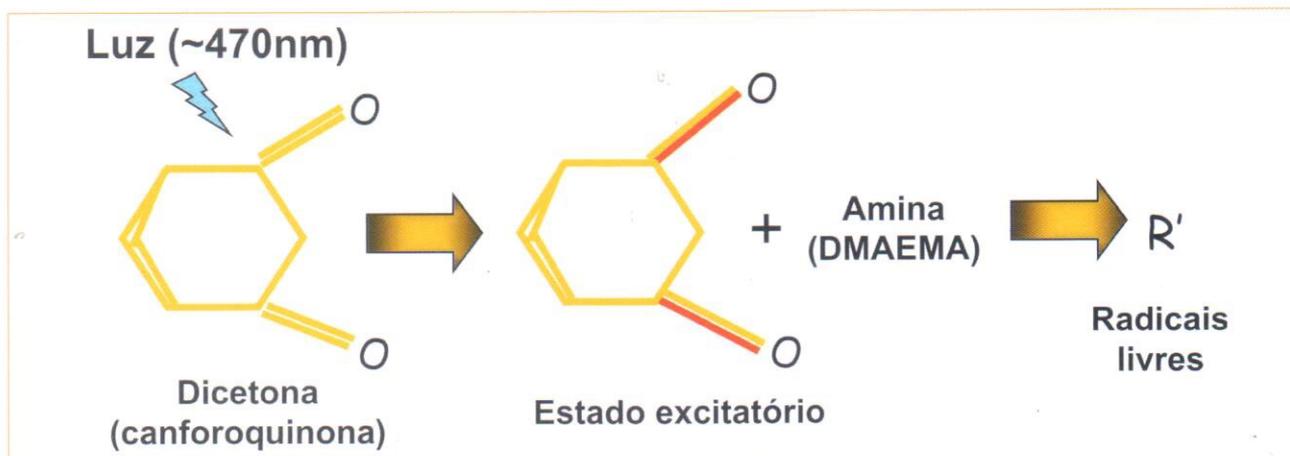


Fig. 5.11

Desenho esquemático que mostra a absorção de fótons no comprimento de onda de 470 nm pela molécula de canforoquinona, que passa para um estado excitatório triplo e, ao reagir com uma amina alifática, forma radicais livres que darão início ao processo de polimerização.

à polimerização, dependendo do aparelho fotopolimerizador empregado e da faixa de luz emitida por ele. Mais detalhes serão discutidos no capítulo de Fotoativação e Unidades Fotoativadoras (Cap. 9).

Partículas Inorgânicas

A incorporação de partículas de carga inorgânicas tem a função básica de aumentar as propriedades mecânicas das resinas compostas e reduzir a quantidade de matriz orgânica, minimizando, assim, suas principais desvantagens, tais como contração de polimerização, alto coeficiente de expansão térmica linear (CETL) e sorção de água. Diferentes partículas inorgânicas têm sido empregadas com esse propósito, dentre elas:

Quartzo

As primeiras partículas incorporadas na matriz de resina composta foram as de quartzo (Fig. 5.12). Essas partículas tinham como vantagem o fato de serem inertes e possuírem altíssima resistência mecânica. O tamanho médio dessas partículas de quartzo era 12 μm , porém partículas com

50 a 100 μm podiam ser encontradas dentro da matriz das resinas compostas. A impossibilidade de reduzir o tamanho dessas partículas deve-se à alta dureza do quartzo, que inviabiliza sua trituração para a obtenção de partículas menores. Clinicamente, isso fazia com que o polimento das resinas contendo quartzo fosse muito difícil, pois os abrasivos para polimento não eram capazes de cortar o quartzo para tornar a superfície mais lisa. Outra grande desvantagem dessa partícula é sua falta de radiopacidade (Willems et al., 1991) e o seu alto coeficiente de expansão térmica linear. Em virtude do exposto, esse tipo de partícula não é empregado como carga na maioria das resinas compostas atuais.

Sílica coloidal

Partículas de sílica com tamanho coloidal foram desenvolvidas no final da década de 1970. Essas partículas são obtidas por processo pirolítico ou de precipitação. Durante esse processo, uma substância com baixo peso molecular, tal como o cloreto de silício (SiCl_4), é queimada numa atmosfera rica em hidrogênio e oxigênio, e a partir desta reação são formadas macromoléculas de óxido de silício ou sílica (SiO_2) com tamanho



Fig. 5.12

Fotomicrografia das partículas de carga de uma resina macroparticulada, quimicamente ativada (Concise, 3M ESPE), na qual se observam partículas de quartzo imersas em matriz resinosa. (Fotografia gentilmente cedida pelo mestre Vinícius Di Hipólito e pela Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.)

médio de 0,04 a 0,4 μm . Como as partículas de sílica possuem tamanho pequeno e baixa dureza, quando incorporadas à matriz orgânica das resinas compostas, propiciam o alcance de um ótimo polimento, garantindo maior lisura à superfície das resinas. Da mesma forma que a partícula de quartzo, a de sílica coloidal apresenta o inconveniente de não apresentar radiopacidade.

Partículas de sílica coloidal possuem extensa área superficial relativa por volume, o que dificulta a inclusão de partículas em grande porcentagem, tornando a resina fraca mecanicamente (Tyas et al., 1989).

Partículas de vidro

As partículas de vidro substituíram as partículas de quartzo, pois, em função de sua menor dureza, podiam ser trituradas em tamanhos inferiores a 6 μm . Essas partículas contribuem para dar radiopacidade das resinas compostas, facilitando a detecção de cáries e excessos marginais.

A maioria das resinas compostas atuais contém em sua composição esse tipo de par-

tícula. Vidros de bário e de estrôncio são os mais comumente empregados nas resinas compostas, porém outros tipos, tal como vidro de flúor alumino-silicato, trifluoreto de itérbio, zircônia, entre outros, podem ser encontrados nas resinas compostas comercializadas na atualidade.

Agente de União

Para que as partículas de carga cumpram a função de aumentar as propriedades mecânicas e reduzir a sorção de água e o coeficiente de expansão térmica linear, é necessário que estejam unidas quimicamente à matriz orgânica. Assim é imprescindível o uso de moléculas bifuncionais e anfóteras (capazes de estabelecer ligações químicas com compostos diferentes) para estabelecerem união entre a matriz resinosa por grupamentos metacrilatos e às partículas de carga através de grupos silânicos (Si – O – Si) (Fig. 5.13). Organossilanos são mais comumente empregados como agentes de união, embora em algumas composições de resinas sejam encontrados titanatos e zirconatos desempenhando tal função.

A união química entre as partículas de carga e matriz orgânica garante uma distribuição mais uniforme das tensões geradas quando, por exemplo, da incidência de cargas mastigatórias sobre a resina composta. Contrariamente, falhas no estabelecimento dessa união fazem com que as tensões se concentrem na interface carga/matriz, propiciando a formação de fendas no corpo da matriz resinosa, podendo levar a perdas de partículas de carga. Conseqüentemente, essas fendas são responsáveis pela redução das propriedades mecânicas da resina e, ao mesmo tempo, facilitam a entrada de fluidos e adsorção dos mesmos ao redor das partículas de carga, acelerando a degradação da resina composta. Assim, além de reforçar as propriedades mecânicas, a união química entre as partes inorgânica e orgânica da resina composta, aumenta sua resistência ao desgaste e à hidrólise, e sua estabilidade de cor.

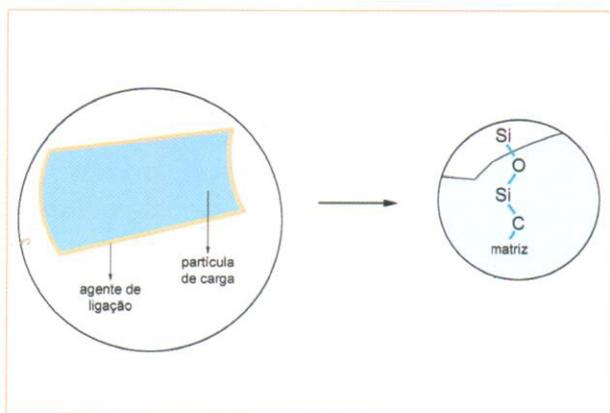


Fig. 5.13

Desenho esquemático mostrando a adesão química entre a partícula de carga (azul escuro) e a matriz resinosa (azul claro) através de um organossilano.

Classificação das Resinas Compostas pelo Tamanho das Partículas Inorgânicas

A maioria dos livros-texto classifica as resinas pelo tamanho médio das partículas de carga, sendo assim a ênfase será dada aos diferentes tipos de materiais presentes no mercado.

Resinas macroparticuladas

Tradicionalmente, as primeiras resinas comercializadas continham partículas de quartzo em torno de 15 μm e que gradativamente passaram a reduzir o tamanho para 8-15 μm . Essas resinas são classificadas como resinas macroparticuladas. A quantidade de partículas no material varia geralmente entre 60 a 65% em volume (Willems et al., 1992).

Lembrete

As propriedades mecânicas geralmente melhoram com o aumento do volume percentual de partículas inorgânicas presente na resina. Mas, antes de comparar os percentuais de carga de diferentes resinas, verifique se eles são fornecidos em volume ou em peso. O percentual em volume é geralmente 10 a 20% menor que o percentual em peso.

No passado, elas tinham maiores propriedades mecânicas que as resinas acrílicas, porém ainda esse aumento nas propriedades mecânicas não era suficiente para justificar o uso desses materiais em áreas com grandes tensões mastigatórias, como em dentes posteriores. Essas resinas apresentavam alta rugosidade superficial, desenvolvida durante o desgaste abrasivo da matriz de resina que deixava as partículas de carga mais duras expostas, produzindo uma superfície áspera (Fig. 5.14). Conseqüentemente, essas resinas apresentavam maior suscetibilidade ao manchamento pela fácil retenção de corantes. Essas resinas praticamente não são mais comercializadas na atualidade na forma fotoativada. Somente as resinas compostas Concise (3M) e Adaptic (Dentsply), que são resinas quimicamente ativadas (Fig. 5.9), ainda estão disponíveis no mercado.

Resinas microparticuladas

O tamanho médio das partículas desse tipo de resina se situa entre 0,04 a 0,4 μm . Isso associado a uma menor dureza confere a esse tipo de resina maior lisura superficial. Por outro lado, partículas de sílica coloidal possuem extensa área de superfície relativa, o que significa dizer que necessitam de grande quantidade de matriz para "molhá-las". Como conseqüência, pequenas quantidades de sílica coloidal inseridas na matriz orgânica são capazes de aumentar muito a viscosidade do material, tornando-a clinicamente inadequada.

Como forma de aumentar o percentual de carga sem comprometer suas propriedades reológicas, o processo de manufatura desses materiais foi modificado. Foram adicionadas à matriz resinosa partículas pré-polimerizadas de resina com alta concentração de sílica coloidal (Figs. 5.15 e 5.16). A resina pré-polimerizada contém um percentual de 70% em peso de sílica (50% em volume), que é triturada em partículas de 5 a 50 μm e inseridas como carga na ma-

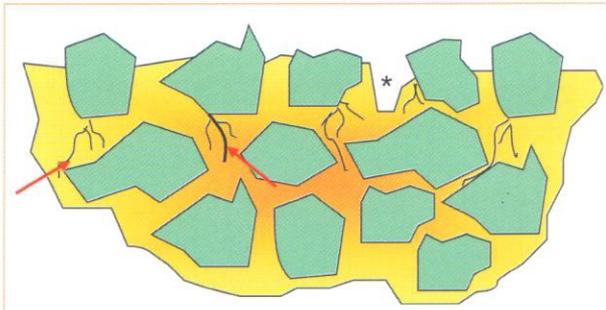


Fig. 5.14

Desenho esquemático de uma resina macroparticulada mostrando a concentração de tensões na interface carga/matriz devido à alta dureza das partículas de carga (setas vermelhas). Pode-se observar maior desgaste da matriz de resina (amarelo) na superfície, expondo partículas duras de quartzo (verde). O asterisco indica o local onde havia uma partícula de carga que foi arrancada pela ação do bolo alimentar.

triz de resina (Anusavice, 2003). Essas partículas pré-polimerizadas conferem à resina composta uma consistência arenosa. No computo geral, as resinas microparticuladas podem atingir um percentual de carga em torno de 30 a 45% em volume. Caso a sílica coloidal fosse adicionada diretamente à matriz de resina para produção de uma resina com propriedades reológicas aceitáveis, o conteúdo máximo de carga incluído seria da ordem de 20% em volume (Van Noort, 1994).

É interessante ressaltar que o grau de conversão das partículas pré-polimerizadas é bastante alto, em torno de 80%, bem superior ao grau de conversão médio que a matriz da maioria das resinas compostas atingem durante a polimerização. Esse tópico será discutido mais adiante (Van Noort, 1994; Anusavice, 2003).

Apesar de os problemas relativos à rugosidade superficial serem bastante minimizados com o desenvolvimento das resinas microparticuladas, e a incorporação de partículas de resina pré-polimerizadas melhorar as características reológicas dessas resinas, suas propriedades mecânicas relativamente baixas fazem com que sejam indicadas apenas para a restauração de dentes subme-

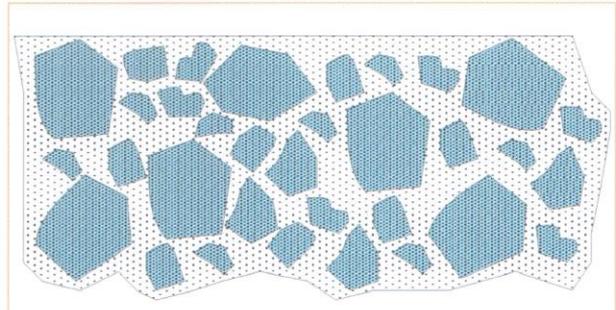


Fig. 5.15

Desenho esquemático de uma resina microparticulada. Observe, em azul-claro, a inclusão de partículas de resina pré-polimerizada com alta concentração de sílica coloidal (esferas pretas). Ainda há inclusão de sílica coloidal (esferas pretas) dispersa na matriz de resina (fundo branco).

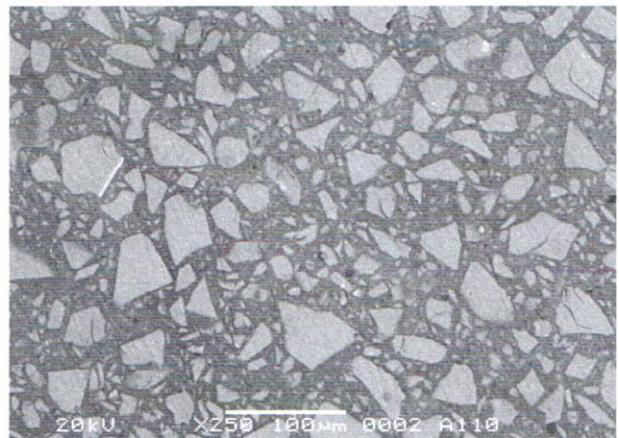


Fig. 5.16

Fotomicrografia de uma resina composta microparticulada (Filtek A110, 3M ESPE). (Fotomicrografia gentilmente cedida pelo mestre Vinícius Di Hipólito e pela Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP).

tidos a pouco impacto mastigatório. Além disso, resinas microparticuladas, geralmente, apresentam alto coeficiente de expansão térmica linear e maior suscetibilidade à sorção de água, devido ao maior conteúdo orgânico (Raptis et al., 1979; Van Dijken, 1986; Tyas et al., 1989). Exemplos comerciais dessas resinas são a Durafil VS (Kulzer) e Microneu (Bisco).

Resinas de partículas pequenas

Essa nova categoria de material foi desenvolvida para que atingisse a lisura das resinas microparticuladas, porém com melhores propriedades mecânicas. Métodos de moagem avançados permitiram a trituração de partículas de vidro com tamanho médio inferior àqueles utilizados nas resinas de macropartículas, o que deu origem às chamadas resinas de partículas pequenas (Figs. 5.17 e 5.18). O tamanho médio da carga se situa entre 1 e 5 μm (Anusavice, 2003). A melhor distribuição do tamanho das partículas permitiu maior compactação, aumentando o percentual de carga (65-77% em volume). Essas resinas apresentam propriedades mecânicas superiores às das resinas macro e microparticuladas e menor contração de polimerização devido ao menor conteúdo de matriz resinosa. Também proporcionam bom polimento, porém ainda inferior ao obtido com as resinas microparticuladas. Ao contrário das resinas micro e microparticuladas de quartzo, as de partículas pequenas são radiopacas. As resinas P-30, Estilux e PrismaFil foram representantes dessa categoria, mas atualmente não são mais comercializadas. Essas resinas apresentavam pequenas concentrações de sílica coloidal para ajuste de viscosidade (em torno de 5%).

Resinas compostas híbridas

A categoria de resinas compostas híbridas (Fig. 5.19) foi desenvolvida no sentido de se obterem restaurações mais lisas que as resinas de partículas pequenas, mantendo as excelentes propriedades mecânicas alcançadas com as resinas de partículas pequenas. Como o próprio nome sugere, ela é um híbrido, pois possui dois tipos diferentes de partículas: sílica coloidal (em concentrações de 10 a 20% em peso) e partículas de vidro com tamanhos de 1 a 5 μm , totalizando um percentual de carga de 60 a 66% em volume. Essas resinas possuem propriedades mecânicas semelhantes às resinas com-

postas de partículas pequenas, permitem um bom polimento inicial e ao longo do tempo (Reusens et al., 1999; Smales, Gerke, 1992). Além disso, são resinas radiopacas.

Na década de 1990, essas resinas sofreram novas modificações, dando origem às resinas compostas micro-híbridas (Figs. 5.20 e 5.21), em que foram misturadas partículas de sílica coloidal com partículas de vidro de bário, lítio ou zircônia, com dimensões inferiores a 1 μm . O percentual de carga incluído é semelhante ao das resinas compostas híbridas. Essas resinas são universais e podem ser utilizadas tanto em dentes anteriores como em posteriores. A lisura superficial é semelhante à das resinas microparticuladas (Hoelseher et al., 1998; Türkun, Tresein, 2064; Yap, 2004a) porém o brilho atingido pelas microparticuladas ainda é superior.

É interessante ressaltar que o termo híbrido se refere à presença de dois tipos diferentes de partículas de carga. As resinas da 3M ESPE, apesar de possuírem tamanho médio das partículas inferiores a 1 μm e terem percentual de carga semelhante ao das resinas micro-híbridas, não possuem dois tipos de carga. Essas resinas utilizam apenas partículas sintéticas de zircônia-sílica com tamanhos que variam de 0,01 a 3,5 μm e são consideradas, portanto, como unimodais. Apesar dessa diferença teórica, essas resinas possuem propriedades semelhantes às resinas micro-híbridas, o que justifica sua inclusão na classificação como resinas micro-híbridas.

Resinas nanoparticuladas

A nanotecnologia, também conhecida como Engenharia Molecular, representa um avanço tecnológico que permitiu produzir estruturas e materiais com dimensões entre 0,1 e 100 nanômetros. Para se ter uma idéia, 1 nm é uma unidade de medida 1000 vezes menor que 1 μm e 1 milhão de vezes menor que 1 mm. Por meio dessa tecnologia, houve o desenvolvimento de nanopartículas de sílica com diâmetro entre 1 e

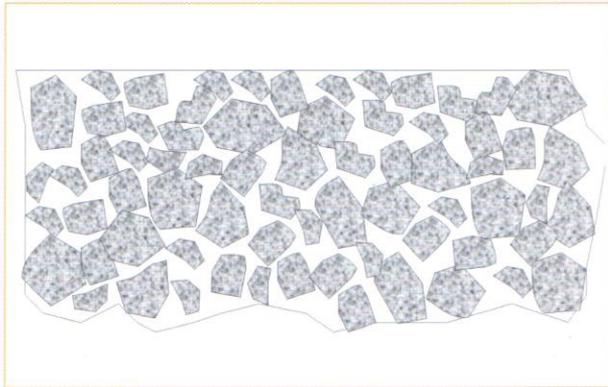


Fig. 5.17

Desenho esquemático de uma resina composta de partículas pequenas contendo partículas de vidro com tamanho médio de 1 a 5 μm (cor cinza). Devido à grande distribuição de diferentes tamanhos, um maior percentual de carga pode ser inserido nesse tipo de resina composta.

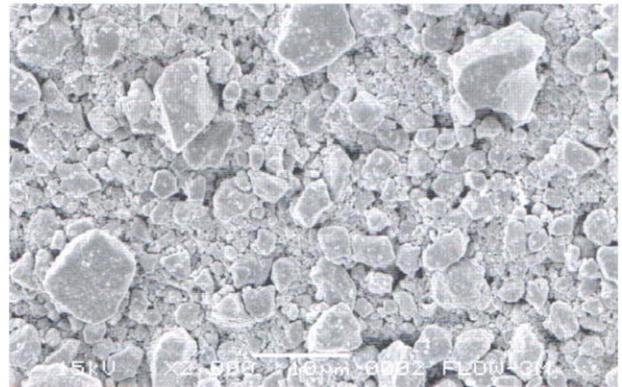


Fig. 5.18

Fotomicrografia de partículas de carga de uma resina de partículas pequenas Filtek Flow (3M ESPE). (Fotomicrografia gentilmente cedida pelo mestre Vinícius Di Hipólito e pela Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.)

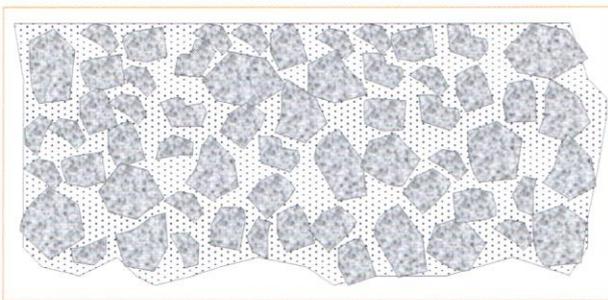


Fig. 5.19

Representação esquemática de uma resina híbrida. Em cinza, as partículas de vidro com tamanhos semelhantes às resinas de partículas pequenas (1 a 5 μm); em branco, a matriz orgânica e os pequenos pontos pretos representam as partículas de sílica.

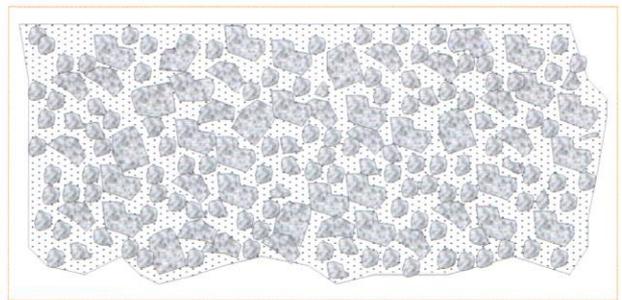


Fig. 5.20

Representação esquemática de uma resina micro-híbrida. Em cinza, as partículas de vidro, com tamanho médio inferior a 1 μm ; em branco, a matriz orgânica e os pequenos pontos pretos representam as partículas de sílica.

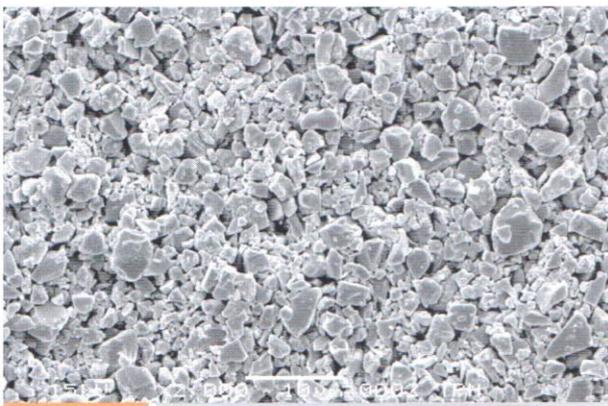


Fig. 5.21A

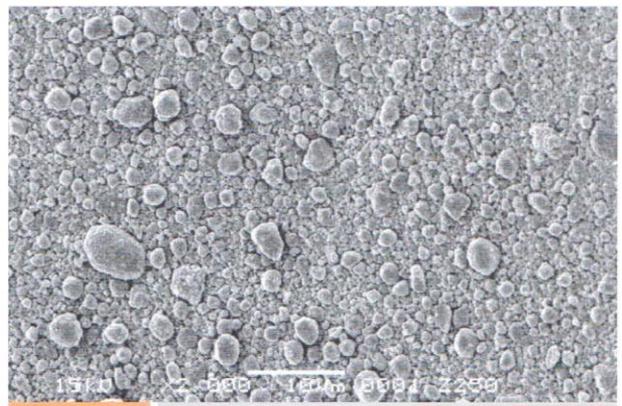


Fig. 5.21B

Fotomicrografia de partículas de carga de resinas compostas micro-híbridas. Em (A), a resina TPH Spectrum (Dentsply) e em (B), a resina Filtek Z250 (3M ESPE). (Fotomicrografias gentilmente cedida pelo mestre Vinícius Di Hipólito, e pela Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.)

80 nm, que devidamente tratadas com um agente de união formam agrupamentos ou aglomerados com até 75 nm. Esses se unem à matriz da resina composta, representando uma nova categoria de resinas, chamadas nanoparticuladas (Fig. 5.22).

O tamanho médio das partículas de carga desse material é 5-75 nm, ou seja, dez vezes inferior ao tamanho das partículas de sílica coloidal empregada nas resinas compostas microparticuladas. Os aglomerados dessas partículas permitem a inclusão de um percentual de carga semelhante ao das resinas micro-híbridas (60-66% em volume). Segundo o prospecto do fabricante, a resina Filtek Supreme (3M ESPE), representante dessa nova categoria, soma as vantagens estéticas das resinas microparticuladas (Yap et al., 2004a), tais como o excelente polimento e brilho, e as propriedades mecânicas das resinas micro-híbridas (Mitra, Holmes, 2004; Yap et al., 2004b). Isso amplia o leque de aplicações dessa resina, que pode ser utilizada tanto em dentes posteriores como em anteriores. Infelizmente, há poucos dados na literatura sobre o desempenho desse material, o que inviabilizará a sua comparação com as outras categorias de materiais na seção de Propriedades. Porém, é bem provável que, em pouco tempo, haja avaliações de cunho laboratorial e clínico dessa nova categoria de resinas compostas.

Vale salientar que várias outras marcas comerciais indicam ser nanoparticuladas (Grandio, Voco); Prenisse (Kerr); Símile (Jeneric Pentron); Aelite Esthetic Enamel (Biseo) dentre outras, mas de acordo com Farah, Poners (2003), estes materiais combinam partículas de nido, sílico coloidal e uma pequena quantidade de nanopartículas, não devendo assim ser chamadas de nanopartículas, mas de resinas compostas nanohíbridas.

Um resumo das diferentes categorias de resinas compostas com seus respectivos tamanhos médios de suas partículas de carga e seu percentual em volume pode ser visto no quadro 5.2. As respectivas indicações clínicas podem ser vistas no quadro 5.3.



Fig. 5.22

Fotomicrografia das partículas de carga de uma resina nanoparticulada Filtek Supreme (3M ESPE). (Fotomicrografia gentilmente cedida pelo mestre Vinícius Di Hipólito, pela Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.)

Uma revisão dos artigos e dos livros-texto permitirá ao leitor verificar que a classificação das resinas compostas é bastante heterogênea, principalmente no que se refere aos dados dos diferentes tamanhos das partículas de carga presentes em cada categoria. Não será difícil encontrar termos como resinas macro-híbridas (Busato et al., 1996; Garone Netto et al., 2003; Baratieri et al., 1995), que se referem às primeiras resinas híbridas lançadas e que possuíam, além da sílica coloidal, partículas de vidro, com tamanho médio superior a 1 µm.

Se o leitor se remeter às tabelas de classificação desses materiais, em publicações anteriores a essa, encontrará em algumas delas exemplos de resinas com partículas cujo tamanho médio é superior a 15 µm. Essas resinas, por exemplo, não se enquadrariam em nenhuma das categorias aqui apresentadas. No entanto, a proposta desta classificação foi enquadrar as resinas compostas ainda comercializadas, dando menos importância àquelas não mais produzidas. Praticamente, hoje existem grandes tipos de resinas: algumas microparticuladas, micro-híbridas e nanopartículas. Resinas microparticuladas ainda são comercializadas, porém devido as suas propriedades

Quadro 5.2 – Resumo do tamanho médio das partículas de carga (μm) e do percentual de carga em volume dos diferentes tipos de resinas compostas.

Categoria de resina composta	Tamanho médio das partículas (μm)	Percentual de carga em volume (%)
Macroparticuladas	8-15	60-65
Microparticuladas	0,04-0,4	30-45
Partículas pequenas	1-5	65-77
Híbridas	0,04 e 1-5	60-66
Micro-híbridas	0,04 e < 1	60-66
Nanoparticuladas	0,005-0,07	60-66*

* Valor aproximado da resina Filtek Supreme (3M ESPE).

Quadro 5.3 – Resumo das indicações de cada uma das categorias de resinas compostas.

Classificação quanto ao tamanho das partículas de carga		
Categoria	Tamanho médio (μm) e tipo da carga inorgânica	Indicações
Macroparticuladas	8-15 (quartzo)	Praticamente não são comercializadas e seu uso deve ser evitado, pois não apresentam resultados clínicos satisfatórios nem a curto e a longo prazos. A maioria das resinas ainda comercializadas são ativadas quimicamente
Microparticuladas	0,04 – 0,4 (sílica)	Devem ser utilizadas em regiões em que a estética é primordial, tal como em dentes anteriores. Possuem excelente lisura e brilho superficial. Devido às baixas propriedades mecânicas, não devem ser empregadas em dentes posteriores e em restaurações Classe IV anteriores (a não ser que sejam empregadas na superfície vestibular)
Partículas pequenas	1-5 (vidro)	Resinas para dentes posteriores. Possuem excelentes propriedades mecânicas, porém não alcançam a lisura superficial das resinas microparticuladas. Essas resinas praticamente não são mais comercializadas
Híbridas	1-5 (vidro) e 0,04 (sílica)	Resinas de uso universal. Possuem excelentes propriedades mecânicas e lisura superficial, podendo ser empregadas tanto em dentes posteriores como em anteriores
Micro-híbridas	< 1 (vidro) e 0,04 (sílica)	São as resinas de uso universal mais atuais: possuem excelentes propriedades mecânicas e lisura superficial, podendo ser empregadas tanto em dentes posteriores como em anteriores
Nanoparticuladas	0,005 – 0,07 (sílica)	São também consideradas resinas de uso universal: possuem excelentes propriedades mecânicas e lisura superficial, podendo ser empregadas tanto em dentes posteriores como em anteriores

Tabela 5.1 – Marcas comerciais de resinas compostas, classificadas de acordo com o tamanho das partículas. (Dados extraídos de Willems et al., 1992; Farah, Powers, 2001; dados dos fabricantes.)

Categoria	Resina e marca comercial	Tamanho médio da carga (μm)	% de carga (em volume)
Macroparticuladas	Adaptic (Dentsply)	15,4	66,5
	Concise (3M ESPE)	9	56,8
Microparticuladas	Durafill VS (Kulzer)	0,04	37,5
	Filtek A110 (3M ESPE)	0,04	40
	Renamel (Cosmedent)	0,04	60
	Amelogem Microfil (Ultradent)	0,04	50
	Point 4 (Kerr)	0,4	57
Micro-híbridas	Charisma (Kulzer)	0,7	60
	Esthet-X (Dentsply)	0,6-0,8	60
	Filtek Z250 (3M ESPE)	0,6	60
	Renew (Bisco)	0,7	-
	Tetric Ceram (Vivadent)	0,7	50
	TPH Spectrum (Dentsply)	0,8	57
	Nanoparticuladas	Filtek Supreme (3M ESPE)	0,005-0,07

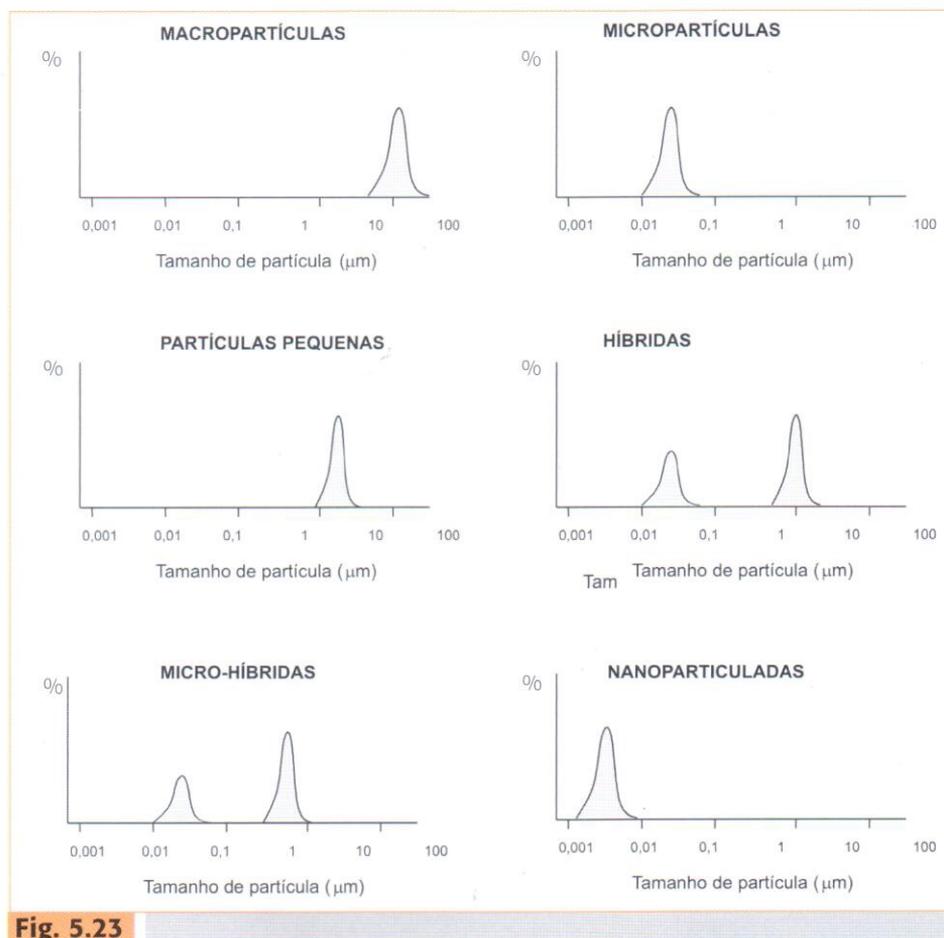


Fig. 5.23

Distribuição dos diferentes tamanhos das partículas de carga para cada categoria de resina composta. (Adaptado de Van Noort, 1994.)

mecânicas bastante deficientes devem ser evitadas (Tabela 5.1). A classificação descrita neste capítulo está graficamente representada, em termos de tamanhos de partículas, na figura 5.23.

Classificação das Resinas Compostas Quanto à Viscosidade

Quanto a esse requisito, as resinas podem ser classificadas em resinas de baixa, média e alta viscosidades. A maioria das resinas compostas se enquadra na categoria de média viscosidade, porém, em função desse material ter propriedades reológicas que dificultam a restauração de pontos de contato e dos contornos proximais em cavidades de Classe II, novos materiais foram desenvolvidos. Além disso, estas novas resinas tentam suprir as deficiências relacionadas às propriedades de manipulação das resinas, como sua adesividade aos instrumentos de inserção. Essas resinas são chamadas de resinas condensáveis. O termo “condensável” é incorreto, pois se parte da premissa de que o material terá seu volume reduzido quando sobre ele for exercida uma pressão de condensação (Studervant et al., 1995). Termos como resina de alta viscosidade ou resina compactável parecem explicar melhor o que ocorre com esses materiais, que se aderem menos aos instrumentos de inserção e escoam menos, preservando sua forma e facilitando a escultura (Tabela 5.2). Por outro lado, essas resinas são pouco estéticas, já que são comercializadas com menor número de cores; e alguns materiais apresentam difícil polimento e maior rugosidade (Ryba et al., 2002).

É comumente difundida a idéia de que as resinas compactáveis possuem maior percentual de carga em sua matriz resinosa. Como pode ser vista nas tabelas 5.2 (resinas compactáveis) e 5.1 (resinas microhíbridas), o percentual de carga destes materiais é de 60-66% em volume. Isto significa que as mudanças na reologia do material não

ocorreu em função do aumento do percentual de carga. Alterações no formato e tipo de partícula de carga, inserção de fibras e, até mesmo, modificações da matriz orgânica foram responsáveis pela redução da pegajosidade e do escoamento dessas resinas. A capacidade de compactação da resina Filtek P60 (3M ESPE), por exemplo, foi garantida devido a modificações da matriz orgânica da resina composta Z100 do mesmo fabricante. Essa resina possui em sua matriz orgânica os monômeros Bis-GMA e TEGDMA. Na resina Filtek P60, grande parte do monômero diluente TEGDMA foi substituída por uma mistura de UDMA e Bis-EMA, o que a diferencia da Z100, uma vez que o tipo e a quantidade de carga inorgânica de ambos os materiais é igual (Tabela 5.2).

Com relação à resina Solitaire, um novo tipo de partícula inorgânica foi desenvolvido. As partículas dessa resina são porosas e superficialmente rugosas para impedir o fácil deslizamento dessas partículas entre si e garantindo-lhe capacidade de compactação. Além disso, o tamanho médio das partículas está situado entre 2 e 20 μm , muito superior à maioria das resinas compostas atuais (Tabela 5.2).

O aumento da viscosidade das resinas compactáveis trouxe como desvantagens altas tensões de contração de polimerização e menos capacidade de molhamento às paredes cavitárias. Isso levou ao desenvolvimento de resinas de baixa viscosidade. Essas resinas, também denominadas resinas *flow* ou resinas fluidificadas, foram lançadas no mercado no final de 1996. A menor viscosidade desses materiais (Tabela 5.3) permitem que eles “se espalhem” mais facilmente em regiões cavitárias de difícil acesso, tais como margens cervicais de cavidades de Classe II, sem haver a incorporação de bolhas de ar. Isso se deve ao menor percentual de carga que as resinas de baixa viscosidade apresentam (Tabela 5.3), que é geralmente inferior a 48% em volume. Naturalmente, essa diminuição do percentual de conteúdo inorgânico traz um ônus às propriedades mecânicas dessas resinas, como menor módulo

de elasticidade e resistência à compressão (Bayne et al., 1998), inviabilizando o seu uso em áreas em que incidem grandes esforços mastigatórios. Também é interessante observar que existe uma grande variação na viscosidade destes materiais, girando em torno de 105 a 243mm²/30s/0,5MPa (Tabela 5.3). Devido a essa variabilidade, existem autores que ainda subclassifica as resinas fluidificadas em viscosidades baixa, média e alta (Moon et al., 2002).

Comumente, os fabricantes indicam o uso de resinas compactáveis associado a resinas de baixa viscosidade. Essa indicação se justifica principalmente pelo fato de que as resinas de baixa viscosidade, por terem menor percentual de carga e conseqüentemente um baixo módulo de elasticidade, conseguem absorver as fortes tensões de contração da rígida resina compactável. Dessa forma, a resina de baixa viscosidade agiria como uma “cama elástica”, prevenindo a interface adesiva de todos os problemas decorrentes da microinfiltração.

Devido ao desenvolvimento dessas novas categorias de resinas compostas (alta e baixa viscosidades), as resinas compostas convencionais, no que se refere à viscosidade, passaram a ser denominadas de resinas de viscosidade média (Fig. 5.24).

Uma diversa gama de indicações têm sido atribuída às resinas de baixa viscosidade. Obviamente, a maioria não passa de um apelo de marketing. As suas melhores indicações são para o selamento de fissuras de dentes posteriores, como base de restaurações de resina composta e em cavidades conservativas em dentes anteriores ou posteriores (Quadro 5.4).

É importante ressaltar que a classificação de resinas compostas baseada no tamanho médio da carga inorgânica continua sendo válida para os materiais de alta e baixa viscosidades (Quadro 5.4). A resina Solitaire (resina de alta viscosidade), por exemplo, é uma resina macroparticulada, enquanto as resinas Filtek P60 e Surefil (tamanho médio inferior a 1µm) são resinas micro-híbridas. Dentre as resinas de baixa viscosidade, a re-

sina Aeliteflow é micro-híbrida, pois apresenta dois tipos de carga (sílica e partículas de vidro), e a carga inorgânica possui tamanho médio de 0,6 µm. Já as resinas Flow-it e Filtek Flow são resinas de partículas pequenas.

Classificação das Resinas Compostas Quanto à Forma de Ativação

Com foi mencionado, as resinas compostas podem também ser classificadas com relação ao sistema de ativação, dividindo-se em duas categorias: *fotoativadas* ou *quimicamente ativadas*. As resinas fotoativadas são ativadas por luz visível, azul, com comprimento de onda variando entre 400 a 500 nm. Na presença dessa luz, a canforquinona (CQ) passa a um estado excitatório triplo e, ao colidir com uma amina alifática, transfere à esta um elétron, resultando na formação de radicais livres (Fig. 5.11), que iniciam a reação de polimerização por adição (Rueggeberg, 1999). O fato de essas resinas serem fotoativadas, possibilita aos profissionais inseri-las nas cavidades em porções, permitindo o uso de diversas cores e minimizando as tensões de contração de polimerização (Capítulo de Fotoativação e Unidades Fotoativadoras). Além disso, as resinas compostas fotoativadas admitem um tempo de trabalho mais longo, mas quando excitadas, a sua reação de polimerização se procede mais rápido que a das resinas quimicamente ativadas.

As resinas compostas quimicamente ativadas exigem a manipulação de duas pastas, e isso induz à incorporação de bolhas de ar na massa da resina. Conseqüentemente, essas resinas apresentam propriedades mecânicas reduzidas e sua susceptibilidade à pigmentação é significativamente alta. Outras desvantagens das resinas quimicamente ativadas são: o tempo de trabalho, que não pode ser controlado pelo clínico, e a reação de polimerização mais lenta.

Tabela 5.2 – Descrição das características de algumas resinas compactáveis. (Adaptado de Manhart et al., 2000; Loguercio et al., 2001a.)

Resina e marca comercial	Carga	Tamanho médio das partículas (µm)	% de carga (volume)	Tipo de monômero
Filtek P60 (3M ESPE)	Silicato de zircônia e sílica coloidal	0,6	61	Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA
Surefil (Dentsply)	Vidro de borossilício, Flúor, alumínio, vidro de bário e nanopartículas	0,8	66	UDMA
Alert (Jeneric Pentron)	Vidro de bário e alumínio sílica coloidal e carga filamentar	0,7 (fibras com 60-70 µm)	70	Bis-GMA etoxilado
Solitaire (Kulzer)	Vidro de silício, flúor, boro alumínio e filamentos vítreos	0,7 (filamentos com 0,7-20 µm)	60	Monômeros polivítreos

Tabela 5.3 – Características de resinas compostas de baixa viscosidade. (Adaptado de Bayne et al., 1998.)

Resina e marca comercial	Tipo de carga	Tamanho médio das partículas (µm)	% de carga (em volume)	Escoamento*** (mm ² /30s/0,5MPa)
Aeliteflo (Bisco)	Vidro de bário + sílica coloidal	0,7	36,5	105,3
Flow-it (Jeneric Pentron)	Vidro de borossilicato de bário	1,5	45,5	184,6
Revolution (Kerr)	Vidro de bário + sílica sintética	1	39,6	242,7
UltraSeal XT Plus (Ultradent)	Partículas de ionômero de vidro	1 a 1,5	36,8	534,2
FloRestore (Dent-Mat Corp)	Vidro de bário + fluorsilicato de bário + sílica	0,7	40	205,4
Filtek Flow (3M ESPE)	Zircônia/sílica	1,5	47	--
Prodigy (Kerr)**	Vidro de fluorsilicato de bário	0,6	59	53,5

** Resina composta micrô-híbrida de viscosidade média.

***Os dados de escoamento se referem à mensuração da área da deformação (mm²) de uma gota de resina após aplicação de uma pressão de 0,5 MPa por 30s.

Propriedades físicas

Visto que, atualmente, a maioria das resinas compostas comercializadas é fototivada, as propriedades físicas descritas a partir desse tópico se referem basicamente a essa categoria de material.

Contração de polimerização

Esse é de fato um dos principais problemas relacionados às resinas compostas. Conforme relatado anteriormente, a aproximação dos monômeros para estabelecer ligações covalentes entre si causa uma significativa re-



Fig. 5.24

Diferentes características reológicas das resinas compostas. À esquerda, uma resina compactável; ao centro, uma resina de viscosidade média; e à direita, uma resina composta de baixa viscosidade.

dução do volume da resina após a polimerização. Essa é uma das causas que levam à formação de feridas na interface restaurada e conseqüentemente favorecem a microinfiltração. Com o intuito de reduzir a contração total, monômeros de alto peso molecular são empregados na composição das resinas. Esses monômeros requerem menos ligações

covalentes para atingirem um tamanho de cadeia polimérica que garanta o alcance de propriedades mecânicas satisfatórias. Outra alternativa empregada é a inclusão de um alto teor de partículas inorgânicas, capaz de diminuir a quantidade final de material resinoso no compósito formado.

Basicamente, a contração de polimerização depende não só do percentual de carga presente nas resinas compostas, mas também do grau de conversão desses materiais. A contração de polimerização pode ser mensurada por diferentes métodos, que influenciam diretamente nos valores apresentados por livros-texto e artigos científicos (Davidson, Feilzer, 1997). Resumidamente, existem os métodos de mensuração de contração linear e volumétrica. A contração de polimerização volumétrica das resinas compostas pode variar de 1,5 a 3,6% (Goldman, 1983; Feilzer et al., 1988). De forma geral, quanto maior o teor de carga, menor a contração de polimerização. Assim, teoricamente, as resinas microparticuladas tenderiam a apresentar maior contração de polimerização que as resinas micro-híbridas e

Quadro 5.4 – Classificação das resinas compostas quanto à viscosidade e ao tamanho das partículas.

Classificação quanto à viscosidade	Classificação quanto ao tamanho das partículas	Indicações
Baixa viscosidade	Partículas pequenas	<ul style="list-style-type: none"> • Selamento de fissuras • Cavidades conservativas • Como base de restaurações de resina composta
	Micro-híbridas	
Média viscosidade	Macroparticuladas	<ul style="list-style-type: none"> • Microparticuladas: Restauração de dentes anteriores em que não há grandes tensões mastigatórias, como cavidades de Classes III, V e facetas estéticas; pode ser utilizada associada às resinas micro-híbridas em regiões anteriores que suportam grandes tensões mastigatórias • Micro-híbridas: restauração de dentes anteriores (Classes III, IV e V) e dentes posteriores (Classes I e II) • Macroparticuladas: devem ser evitadas
	Microparticuladas	
	Micro-híbridas	
Alta viscosidade	Macroparticuladas	<ul style="list-style-type: none"> • Restauração de dentes posteriores
	Micro-híbridas	

de partículas pequenas. No entanto, devido à inclusão de partículas pré-polimerizadas com alto grau de conversão (em torno de 80%) nas resinas microparticuladas, contração de polimerização é semelhante à das resinas compostas micro-híbridas (Van Noort, 1994; Anusavice, 2003), ou seja, entre 2 e 3% (veja Tabela 5.4). As resinas compostas de baixa viscosidade são micro-híbridas ou de partículas pequenas, com baixo percentual de carga e não possuem partículas pré-polimerizadas, e é por esse motivo que apresentam maior contração de polimerização (4 a 6%), como pode ser verificado na tabela 5.5.

Quanto maior o grau de conversão das resinas compostas, maior a contração de polimerização. O grau máximo de conversão dos materiais à base de Bis-GMA e UDMA está situado entre 50 e 75% (Rueggeberg, 1999). Porém, isso não significa que 25 a 50% dos monômeros não tenham reagido, pois vários monômeros podem estabelecer ligações covalentes em apenas uma de suas ligações insaturadas (Fig. 5.25). Como já discutido, o grau de conversão de um polímero depende da reatividade e do peso molecular dos monômeros empregados.

As duplas ligações (ou ligações insaturadas) remanescentes e não-reagidas dimi-

Tabela 5.4 – Dados de contração de polimerização volumétrica (%) de resinas compostas de média viscosidade. (Dados extraídos dos Prospectos da 3M ESPE, Loguercio et al., 2004.)

Resinas de média viscosidade	Resina e marca comercial	Contração de polimerização (%)
Microparticuladas	Filtek A110 (3M ESPE)	2,4
	Silux Plus (3M)	2,4
	Durafill (Kulzer)	2,4
	Heliomolar RO (Kulzer)	2
Micro-híbridas	TPH Spectrum (Dentsply)	3,1
	Filtek Z250 (3M ESPE)	2,3
	Herculite XRV (Kerr)	2,8
	Charisma (Kulzer)	2,9

Tabela 5.5 – Contração de polimerização volumétrica (%) de resinas compostas de baixa e alta viscosidades. (Dados extraídos de prospectos da 3M ESPE; Labella et al., 1999; Braga et al., 2003; Loguercio et al., 2004.)

Resinas micro-híbridas ou de partículas pequenas	Resina e marca comercial	Contração de polimerização (%)
Baixa viscosidade	FloRestore (Dent-Mat)	4,3
	Tetricflow (Vivadent)	4,3
	Ultraseal XT (Ultradent)	6,0
	Aeliteflow (Bisco)	5,6
	Filtek Flow (3M ESPE)	4,1
	Flow-it (Jeneric Pentron)	5
Alta viscosidade	Alert (Jeneric Pentron)	2,5
	Surefil (Dentsply)	2,7
	Solitaire (Kulzer)	3,6
	Filtek P60 (3M ESPE)	2,3

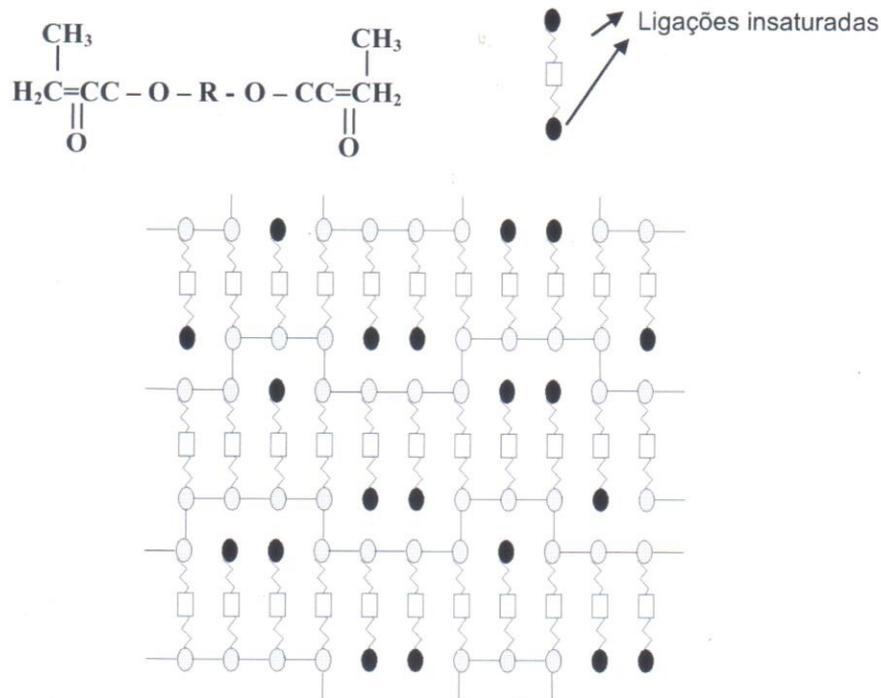


Fig. 5.25

Representação simplificada de uma estrutura tridimensional de um polimetilmetacrilato. As bolinhas pretas representam ligações insaturadas. As bolinhas brancas representam ligações covalentes simples devido à quebra das ligações insaturadas. Apesar de não haver indicação de monômeros residuais (que não reagiram), há 20 ligações duplas que não foram quebradas. Como haviam 66 ligações insaturadas, o grau de conversão resultante é de aproximadamente 70%. (Adaptado de Peutzfeldt, 1997.)

nuem o grau de conversão, mas nem sempre representam o que chamamos de monômeros residuais (que não reagiram). Apenas uma pequena quantidade de monômeros residuais remanesce dentro do polímero, em torno de 2,5 a 5% (Ferracane, 1994). Os monômeros residuais, que ficam retidos entre as cadeias poliméricas, atuam como agentes plastificadores que determinam a redução temporária de parte das propriedades mecânicas da resina (Santerre et al., 2001). Uma vez que esses monômeros sejam liberados da matriz resinosa, deixam de cumprir tal função e a tendência é que as propriedades mecânicas do material aumentem. Em contrapartida, a liberação ou lixiviação de monômeros residuais traz um outro inconveniente, pois em contato com as mucosas bucais esses monômeros podem causar reações adversas (Caughman et al., 1991; San-

terre et al., 2001), comprometendo a biocompatibilidade das resinas compostas.

Obviamente, quanto maior o número de ligações insaturadas que se convertem em ligações covalentes, maiores as propriedades mecânicas do polímero formado e mais resistente ele será à degradação, às alterações de cor e ao desgaste a médio e longo prazos. Em compensação, isso acarreta em maior redução volumétrica e maior geração de tensões internas que podem romper a interface de união.

Como será visto em capítulo à parte, não é apenas a contração de polimerização responsável pela formação de feridas na interface dente/restauração. Outros fatores, tais como o tipo de resina e sua forma de ativação, o módulo de elasticidade, a intensidade de luz, o fator de configuração cavitária, etc., afetam a geração de tensões internas

que causam a ruptura da interface de união. Isso significa, por exemplo, que uma resina com maior percentual de contração de polimerização pode causar menos danos à interface durante a polimerização que outra com menor contração de polimerização, em função dos outros fatores envolvidos na geração de tensões internas.

Sorção de água e solubilidade em meio aquoso

Seria desejável que as resinas compostas fossem materiais estáveis após a polimerização e não interagissem com o meio quando expostos à cavidade bucal. Entretanto, a despeito de a maioria dos monômeros empregados nas resinas compostas ter caráter hidrofóbico, a sorção de água, por parte desses materiais é, freqüentemente, observada. A difusão de água na matriz resinosa causa dois fenômenos opostos. Durante a sorção de água, ocorre a liberação de monômeros residuais solúveis e íons (Ferracane, 1994); essa lixiviação é responsável pela contração adicional da resina e pelo aparecimento de porosidades internas. Ao mesmo tempo, a sorção de água pode determinar a expansão higroscópica da resina, com aumento de seu volume e peso (Yap, Wee, 2002).

Genericamente, a sorção de água é inversamente proporcional ao percentual de carga presente na resina composta (Li et al., 1985; Oysaed, Ruyter, 1986). Assim, resinas microparticuladas tendem a apresentar maior sorção de água que as resinas microhíbridas. A sorção de água depende da afinidade dos monômeros à água e da quantidade de grupos hidroxilas presentes nas moléculas mononéricas, capazes de estabelecer pontes de hidrogênio com a água proveniente do meio bucal (Örtengren et al., 2001; Yap, Wee, 2002). Já foi demonstrado que resinas à base de Bis-GMA/TEGDMA são capazes de absorver mais água que as resinas à base de UDMA (Pearson, Longman, 1989). A água rompe as ligações intermoleculares existentes entre as molé-

culas de polímero, enfraquecendo-o mecanicamente e, conseqüentemente, a resina composta.

Ao entrar água na matriz de resina, a energia presente nas uniões siloxanas (entre o agente de união e a carga) diminui de 89,3 Kcal/mol para 22,8 Kcal/mol (Nagem Filho et al., 1993) e a união fica mais fraca. Ao longo do tempo, a água é capaz de romper a ligação entre carga e matriz e ficar adsorvida na superfície da partícula. A partir desse momento, sob quaisquer tensões mastigatórias, haverá concentrações de tensões ao redor da partícula, ocasionando rachaduras na matriz orgânica. Por exemplo, se as partículas de carga forem de vidro de bário, zinco ou estrôncio, o íon hidrogênio proveniente da quebra da molécula de água substitui esses átomos pesados. Estes átomos junto com as hidroxilas são liberados para o meio (Oysaed, Ruyter, 1986). Isso acarreta em aumento do pH do meio e prejudica ainda mais a estabilidade da união siloxana, reiniciando o ciclo. Todos esses fenômenos contribuem para a degradação das resinas compostas. Outras partículas inorgânicas como a zircônia/sílica, vidros de lítio-alumínio e de trifluoreto de itérbio possuem mais resistência à hidrólise (Nagem Filho et al., 1993).

Além dos efeitos deletérios às partículas inorgânicas, há liberação de monômeros não-reagidos ou subprodutos de degradação hidrolítica da matriz de resina, que além de terem impacto na biocompatibilidade do material, cria zonas para mais retenção de água. Dentre os monômeros, o TEGDMA é o monômero mais lixiviado das resinas compostas. Moléculas como Bis-GMA e UDMA podem ser liberadas caso o grau de conversão do material resinoso esteja comprometido (Örtengren et al., 2001).

Outra conseqüência da sorção de água é a expansão higroscópica. Diversos estudos demonstram que esse fenômeno é responsável pela redução de fendas entre a interface dente/restauração (Momi, McCabe, 1994; Thonemann et al., 1997; Yap et al., 2003). Deve-se ter em mente, no entanto,

que a sorção de água é um processo lento que leva alguns meses para atingir o equilíbrio. Isso é facilmente compreendido pelo conhecimento do coeficiente de difusão da água na resina composta ($1,25 \times 10^{-9} \text{ cm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$). Seriam necessários 166 dias para um material com 2 mm de espessura atingir o equilíbrio. Para amostras com 5 mm, o período seria superior a 3 anos (Van Noort, 1994). Assim, apesar de ser real a redução da fenda interfacial causada pela contração de polimerização, ela ocorre após longos tempos de imersão, e pode ser tarde demais para evitar o surgimento da microinfiltração e de lesões de cárie recidivantes.

Radiopacidade

É necessário que os materiais restauradores estéticos, principalmente aqueles utilizados em dentes posteriores, sejam radiopacos. A radiopacidade do material restaurador propicia maior distinção entre este e os tecidos dentais, possivelmente acometidos por recidiva de cárie, bem como facilita a avaliação do contorno da restauração, a pesquisa de excesso ou falta de material e a



Fig. 5.26

Radiopacidade de diferentes resinas compostas.

adaptação marginal, principalmente em casos de restaurações de Classe II. Outra vantagem é a distinção de bolhas que podem estar contidas no material restaurador devido a falhas durante a inserção/adaptação do material na cavidade, seja de materiais forradores ou de cimentação.

Tabela 5.6 – Radiopacidade de resinas compostas de baixa, média e alta viscosidades. (Adaptado de Bouschlicher et al., 1999; Loguercio et al., 2001b.)

Classificação quanto à viscosidade	Resina e marca comercial	% de radiopacidade em relação ao esmalte	% radiopacidade em relação à dentina
Baixa	Ultraseal XT (Ultradent)	77	100
	FloRestore (Dent Mat)	84	106
	Aeliteflow (Bisco)	87	108
	Flow-it (Jeneric Pentron)	110	127
	Tetric Flow (Vivadent)	126	140
Média	Charisma (Kulzer)	105	123
	Herculite XRV (Kerr)	113	130
	TPH Spectrum (Dentsply)	121	136
	Z100 (3M)	120	134
	Heliomolar RO (Vivadent)	107	124
Alta	Surefil (Dentsply)	118	130
	Alert (Jeneric Pentron)	103	117
	Filtek P60 (3M ESPE)	115	128

A radiopacidade das resinas compostas é obtida através da inclusão de elementos radiopacos de grande número atômico na forma de partículas inorgânicas, tal como bário, zircônia, zinco, itérbio e lântano. Um material é considerado radiopaco se sua densidade óptica, na espessura de 2 mm, for superior à da dentina (semelhante a uma placa de 95% de alumínio com 2 mm) (ISO 4049, 1988).

Partículas de vidro de bário, estrôncio e zircônia, quando em concentrações de 35 a 40% nas resinas compostas, são capazes de fornecer radiopacidade semelhante ao esmalte (Van Dijken et al., 1989; Toyooka et al., 1993). Ainda há outros autores que afirmam que, para que um material tenha radiopacidade igual ou ligeiramente superior ao esmalte, ele deve conter um percentual de carga superior a 70% em volume, sendo 20% constituídos de partículas radiopacas (Watts, 1987). Resinas translúcidas possuem radiopacidade menor que uma resina composta com cor correspondente opaca.

A normativa da ISO 4049 (1988) indica que as resinas compostas utilizadas em dentes posteriores deve possuir radiopacidade igual ou superior à de uma placa com 95% de alumínio, com 2 mm de espessura. Clinicamente, a radiopacidade dessa placa é semelhante à radiopacidade de uma porção de 2 mm de dentina. A maioria das resinas compostas apresentadas na tabela 5.6 cumpre as normativas da ISO 4049 (1988) para uso em dentes posteriores, inclusive os compósitos de baixa viscosidade.

É importante ressaltar que a radiopacidade desses materiais depende de vários parâmetros que, muitas vezes, não são controlados na clínica diária. A voltagem do aparelho radiográfico, o tipo de película, o tempo de exposição, a técnica de tomada radiográfica e a angulação utilizada podem dificultar ou facilitar a visualização de defeitos na restauração (Loguercio et al., 2001b).

Combinação de cor

As resinas compostas fotoativadas são os melhores materiais estéticos diretos pa-

Tabela 5.7 – Característica ópticas das resinas compostas, de acordo com o seu matiz (Escala Vita Lumin Classical).

Matiz	Característica óptica
A	Matiz marrom-avermelhado
B	Matiz amarelo-avermelhado
C	Matiz cinza
D	Matiz cinza-avermelhado

ra dentes anteriores, o que significa, em outras palavras, que a combinação de cor pode ser um excelente meio de mimetizar-mos a natureza dos dentes. Essas resinas são comercializadas na forma de bisnagas, com diferentes cores.

A cor é um fenômeno físico que se refere ao comportamento de um corpo frente à incidência de luz. Conforme detalhado no capítulo de Princípios Básicos para a Caracterização dos Materiais (Cap. 1), a cor pode ser dividida em matiz, croma e valor. O matiz se relaciona com a família da cor, ou seja, em cores representadas pelo arco-íris. Genericamente os matizes são designados pelas letras A, B, C e D, de acordo com a Escala Vita Lumin Classical (Vita Zahnfabrik) (Tabela 5.7).

Uma pequena porcentagem das pessoas possuem matizes C e D. A maioria dos pacientes possui matiz marrom (A), principalmente pacientes mais morenos e uma porção um pouco menor de matiz amarelo (B), numa proporção de 7 para 3 (70% A e 30% B). O croma é definido como a saturação de um determinado matiz, ou o quanto de pigmento foi incorporado a esse matiz (Hirata, Ampessan, 2001). Simplificando seria o quão forte ou fraca é determinada cor. O croma é identificado pela numeração gradual, seguindo a escala VITA, de 1 a 4.

Existe certa dificuldade na escolha de cor durante o procedimento clínico, em geral atribuída à deficiência de percepção clínica do observador e à iluminação do ambiente e do objeto. Além disso, há falta de correlação entre as escalas de cores fornecidas pelos fabricantes e a cor dos dentes naturais, bem como dessas com as cores nominais

descritas nas bisnagas de diferentes marcas comerciais de resina (Reis et al., 2001). É comum constatar, por exemplo, que a cor A3 de uma determinada marca comercial difere significativamente da cor também denominada A3 de outras marcas comerciais (Buchalla et al., 2002).

A escolha da cor deve preferencialmente ser realizada antes da colocação do isolamento absoluto e sem a luz do refletor. O isolamento, além de promover desidratação das estruturas dentais, reflete luz seletivamente e altera o iluminante o que interfere na cor do mesmo. O melhor método para selecionar a cor para um determinado dente é polimerizando sobre ele uma pequena porção de resina composta (2 mm), escolhida por meio da escala de cores Vita ou do fabricante, e aplicada, preferencialmente, na região cervical, que é bastante representativa da cor da dentina. A necessidade de polimerização desta porção reside no fato de que a cor da resina se altera consideravelmente no sentido azul do espectro após a polimerização. Alterações na translucidez da resina também ocorrem com a polimerização (Johnston, Reisbick, 1997). Resinas microparticuladas, quando polimerizadas, tendem a ganhar luminosidade (ficam mais claras), enquanto as resinas micro-híbridas tendem a perder essa propriedade com a polimerização (ficam mais escuras) (Fahl et al., 1996).

O valor, ou brilho, representa a dimensão mais dinâmica dos sólidos, sendo conceituada como a quantidade de preto e branco em um objeto, ou seja, a escala de vários tons de cinza. Em termos práticos, o valor se refere, em restaurações, à quantidade de opacidade (mais branco) e translucidez (mais cinza) nas resinas compostas. Infelizmente, o valor não está discriminado nas bisnagas dos materiais, o que nos obriga a conhecer o comportamento de cada marca e tipo de resina restauradora (Hirata, Ampessan, 2001).

As resinas microparticuladas possuem carga com tamanho bastante reduzido e facilitam a passagem de luz pela matriz orgânica. Isso lhes garante um aspecto translúcido. Para que essas resinas apresentem caracterís-

ticas mais opacas, pigmento como o dióxido de titânio é adicionado ao material. As resinas híbridas e micro-híbridas são geralmente menos translúcidas que as microparticuladas, devido ao tamanho maior das partículas inorgânicas e sua distribuição na matriz.

Estabilidade de cor

Diferentemente das cerâmicas, as resinas compostas não são inertes no meio bucal. É comum a observação da perda de combinação de cor entre restaurações de resinas compostas e as estruturas dentais ao longo do tempo (Van Dijken, 1986; Ferrari et al., 1993; Millar et al., 1997). Após uma semana de armazenamento em água, já pode ser detectada uma pequena variação na cor das resinas compostas (Momoï, McCabe, 1994; Reis et al., 2001), que tende a se agravar ao longo do tempo (Van Dijken, 1986; Vanherle et al., 1986). A sorção de água pelo material e a conseqüente lixiviação de componentes contribuem para a baixa estabilidade de cor das resinas compostas ao longo do tempo. As resinas compostas ativadas quimicamente apresentam menos estabilidade de cor que as resinas fotoativadas, uma vez que seus iniciadores são mais suscetíveis à hidrólise (Inokoshi et al., 1996).

Além da sorção de água, outros fatores contribuem para a alteração da cor das resinas compostas, dentre eles: o tamanho das partículas de carga e a rugosidade superficial. Resinas macroparticuladas, por exemplo, sofrem mais pigmentação superficial e são, portanto, menos estáveis no que se refere à cor. Sob a mesma lógica, resinas que possibilitam maior lisura superficial (microparticuladas) e que são menos suscetíveis a desgaste a longo prazo (micro-híbridas), são capazes de manter a estabilidade de cor por mais tempo. O acabamento e polimento das resinas compostas contribuem para uma melhor lisura superficial. Dessa forma, consultas periódicas ao dentista para a realização de polimento podem prolongar a estabilidade de cor das resinas compostas (Van Dijken, 1986).

Propriedades Mecânicas

Diversas propriedades mecânicas são utilizadas para comparar as categorias de resinas compostas presentes no mercado. Dentre elas podemos citar: resistência à flexão, à compressão, à tração diametral, módulo de elasticidade entre outras. Todas essas propriedades têm a função de estimar o comportamento clínico dos materiais quando inseridos na cavidade bucal.

Resistência à compressão

A resistência de algumas resinas compostas à compressão está discriminada na tabela 5.8. Se compararmos a resistência de alguns tipos de resina composta com a resistência do tecido dentários (esmalte e dentina) e com a resistência do amálgama, pode-se concluir que a maioria das resinas disponíveis atualmente apresenta desempenho satisfatório nesse requisito. O método de mensuração da resistência de resinas compostas à compressão é relativamente simples de ser reproduzido em laboratório. Apesar disso, a interpretação dos valores obtidos é bastante difícil, pois o modo de fratura das resinas compostas sob compressão, dado fundamental para compreender os resultados, pode variar consideravelmente. Entretanto, é interessante notar que uma resina composta, cuja indicação principal seja a restauração de dentes anteriores, pode apresentar resis-

tência à compressão similar àquela verificada em resinas compostas tipicamente indicadas para restauração de dentes posteriores, muito embora os motivos que definem a indicação de cada um desses materiais sejam regidos por princípios diferentes.

Embora a resistência à compressão sirva como ferramenta de comparação das diferentes resinas compostas, clinicamente é muito mais provável que o bom desempenho dessa categoria de material esteja limitado por sua baixa resistência à tração. Contudo, a alta resistência de uma determinada resina composta à compressão não pode ser utilizada para prever a capacidade do material de resistir às tensões de tração. Dessa forma, em termos comparativos, a resistência das resinas compostas à compressão não é o melhor indicador da resistência do material à fratura. Por essa razão é que essa propriedade é pouco discutida na maioria dos livros-texto quando da comparação do desempenho entre diferentes resinas compostas e entre estas e os outros materiais restauradores indicados para as mesmas situações clínicas. Da mesma forma que a resistência à compressão, o teste de tração não é o mais adequado para comparar os diferentes tipos de resinas compostas, devido à natureza frágil desse material. Outras propriedades como a resistência à flexão ou o módulo de elasticidade são mais apropriadas para avaliar essa categoria de materiais dentários.

Tabela 5.8 – Resistência à compressão de resinas compostas de média viscosidade, amálgama, esmalte e dentina. (Dados extraídos de Powers, Farah, 1975; Craig, Peyton, 1958; Craig et al., 1961; Willems et al., 1992.)

Material	Produto e marca comercial	Resistência à compressão (MPa)
Resinas microparticuladas	Durafill VS(Kulzer)	463
	Heliomolar (Kulzer)	325
Resinas micro-híbridas	Herculite XRV(Kerr)	397
	Z100 (3M ESPE)	448
Amálgama de fase dispersa	Dispersalloy (Dentsply/Caulk)	423
Esmalte		384
Dentina		297

Resistência à flexão e ao módulo de elasticidade

No teste de resistência à flexão desenvolvem-se tensões complexas: tração, compressão e cisalhamento semelhantes às que podem causar a fratura do corpo de uma restauração e, portanto, é a propriedade mais empregada na comparação do desempenho dos materiais restauradores estéticos. Restaurações de Classe II MOD estão sujeitas a tensões complexas como aquelas que ocorrem em um de flexão. Outra propriedade bastante empregada é o módulo de elasticidade que está vinculado à rigidez do material. Diferentes métodos são empregados para mensurar essa propriedade, o que acarreta discrepância nos valores encontrados em livros-texto e artigos científicos. O módulo de elasticidade pode ser calculado através de qualquer ensaio de resistência, como à flexão, tração ou compressão, porém é mais comum que seja aferido por ensaios de flexão.

Uma resina composta com baixo módulo de elasticidade pode se fraturar ou se deformar frente às tensões mastigatórias. Por outro lado, materiais com rigidez excessiva absorvem muito pouco as tensões provenientes das cargas mastigatórias e têm o inconveniente de transferir quase que totalmente as tensões desse impacto à interface de união e às estruturas duras do dente (Reinhardt et al., 1994). Além disso, resinas com alto módulo de elasticidade geram altas tensões durante o processo de polimerização, o que também pode acarretar na ruptura da interface de união.

Genericamente, as propriedades mecânicas dependem do percentual de carga da resina composta. As resinas compostas micro-híbridas ou de partículas pequenas com viscosidade de média a alta tendem a possuir propriedades mecânicas superiores às das resinas compostas microparticuladas e resinas de baixa viscosidade, como apresentado pelos dados de resistência à flexão nas tabelas 5.9 e 5.10. Isso indica que estes últimos materiais não podem ser utilizados

em cavidades de Classes I e II, sem que estejam associados a outros materiais com propriedades superiores. Em cavidades de Classe IV, resinas micro-híbridas devem ser empregadas, podendo ou não ser associadas às resinas microparticuladas, pois nesse tipo de cavidade há necessidade de materiais com propriedades mecânicas superiores.

Outros dados importantes, que podem ser tirados dessas tabelas (Tabelas 5.9 e 5.10), se referem às resinas compactáveis ou de alta viscosidade. Os valores de resistência desse material à flexão não são maiores que os das resinas micro-híbridas, como poderia se imaginar.

Da mesma forma, como generalizado para a resistência à flexão, o módulo de elasticidade tem estreita relação com o percentual de carga das resinas. Assim, as resinas com menor percentual de carga, como as microparticuladas e as de baixa viscosidade apresentam módulo de elasticidade menor que o das resinas micro-híbridas, tanto de média como de alta viscosidade (Tabelas 5.11 e 5.12). Contudo, como sempre, existem exceções à regra. Observe o módulo de elasticidade (Tabela 5.12) e resistência à flexão (Tabela 5.10) da resina composta Solitaire. Ela apresenta um módulo de elasticidade inferior ao das resinas compostas de micropartículas e também baixa resistência à flexão em comparação com os seus similares. Apesar de esse material ser comercializado como uma resina compactável, com indicação exclusiva para dentes posteriores, ela deveria ser contra-indicada em cavidades sob as quais recaiam grandes esforços mastigatórios. Estudos clínicos que avaliaram restaurações de Solitaire em dentes posteriores, verificaram que esse material possui adaptação marginal ruim, uma combinação de cor restrita e, acima de tudo alta incidência de fraturas após curtos períodos de vida clínica (Loguercio et al., 2001c; Oberländer et al., 2001).

Poderíamos continuar descrevendo as observações clínicas de cada um dos materiais apresentados nessas tabelas. Contudo o mais importante é entender o significado

Tabela 5.9 – Resistência à flexão (MPa) de resinas compostas de média viscosidade. (Dados extraídos de Prospectos da 3M ESPE; Ferracane, Mitchem, 1994; Loguercio et al., 2001a.)

Resinas de média viscosidade	Produto e marca comercial	Resistência à flexão (MPa)
Microparticuladas	Filtek A110 (3M ESPE)	80
	Silux Plus (3M)	80
	Durafill (Kulzer)	100
	Heliomolar (Kulzer)	80-110
Micro-híbridas	TPH Spectrum (Dentsply)	158-163
	Filtek Z250 (3M ESPE)	155
	Herculite XRV (Kerr)	158
	Charisma (Kulzer)	105

Tabela 5.10 – Resistência à flexão (MPa) de resinas compostas micro-híbrida ou partículas pequenas. (Dados extraídos de Prospectos da 3M ESPE; Bryant, Mahler, 1986; Bayne et al., 1998; Manhart et al., 2000; Choi et al., 2000; Loguercio et al. 2001a.)

Resinas micro-híbridas ou de partículas pequenas	Resina e marca comercial	Resistência à flexão (MPa)
Baixa Viscosidade	FloRestore (Dent Mat)	148
	Aeliteflow (Bisco)	112
	Ultraseal XT (Ultradent)	158
	Revolution (DenMat)	112
Alta viscosidade	Alert (Jeneric Pentron)	67-130
	Surefil (Dentsply)	132-168
	Solitaire (Kulzer)	120-124
	Filtek P60 (3M ESPE)	150-176
Amálgama de fase dispersa	Dispersalloy (Dentsply/Caulk)	122

Tabela 5.11 – Módulo de elasticidade (GPa) de resinas compostas de média viscosidade. (Dados extraídos de Prospectos da 3M ESPE; Ferracane, Mitchem, 1994; Loguercio et al., 2001a; Labella et al., 1999; Braga et al., 2003.)

Resinas de média viscosidade	Resina e marca comercial	Módulo de elasticidade (GPa)
Microparticuladas	Filtek A110 (3M ESPE)	6,25
	Silux Plus (3M)	6-6,8
	Durafill (Kulzer)	3,2-6,4
	Heliomolar (Kulzer)	5
Micro-híbridas	TPH Spectrum (Dentsply)	11,5
	Filtek Z250 (3M ESPE)	11-12,3
	Herculite XRV (Kerr)	14-16
	Charisma (Kulzer)	7,3

Tabela 5.12 – Módulo de elasticidade (GPa) de resinas compostas micro-híbridas ou de partículas pequenas. (Dados extraídos de Prospectos da 3M ESPE; Labella et al., 1999; Choi et al., 2000; Manhart et al., 2000; Loguercio et al., 2001a; Braga et al., 2003.)

Resinas micro-híbridas ou de partículas pequenas	Resina e marca comercial	Módulo de elasticidade (GPa)
Baixa viscosidade	Flow-it (Jeneric Pentron)	6,5
	Aeliteflow (Bisco)	4,8
	Filtek Flow (3M ESPE)	5,3
	Heliomolar Flow (Kulzer)	4,1
	Permaflo (Ultradent)	8,2
	FloRestore (DenMat)	8,1
Alta viscosidade	Alert (Jeneric Pentron)	13-18
	Surefil (Dentsply)	11,7-12,3
	Solitaire (Kulzer)	3,8-4,4
	Filtek P60 (3M ESPE)	10,9-11,7

dessas propriedades e interpretá-las durante a leitura crítica de textos que avaliem as propriedades dos materiais odontológicos.

Dureza Superficial das Resinas Compostas

A dureza superficial das resinas compostas pode ser mensurada por uma série de métodos. Para esse tipo de material, a ponta penetradora mais comumente empregada é aquela que registra a chamada dureza Knoop. Para mais detalhes sobre o teste de dureza consulte o capítulo de Princípios Básicos para a Caracterização dos Materiais (Cap. 1). A dureza Knoop da maioria das resinas composta é relativamente baixa se comparada com a do esmalte dental (343 kg/mm²) e com o da maioria dos amálgamas (cerca de 110 kg/mm²). De modo geral, as resinas compostas micro-híbridas apresentam um valor de dureza Knoop (55-80 kg/mm²) maior que a das resinas compostas microparticuladas (23-36 kg/mm²), um reflexo de que essa propriedade está relacionada ao volume fracional de partículas de carga presente em cada material. Esses valores indicam que para os materiais com maior conteúdo volumétrico de carga

há tendência de que a resistência à penetração seja maior que aquela verificada para materiais com menor volume de carga. A dureza da resina composta também depende de outro fator: o grau de conversão da matriz orgânica da resina. Assim, as manobras clínicas que resultam em aumento da taxa de conversão de ligações duplas entre carbonos para ligações simples podem, potencialmente, determinar um aumento nos valores de dureza do material.

Até certo ponto do desenvolvimento histórico das resinas compostas, inferia-se que a dureza era uma medida capaz de indicar o grau de resistência de uma determinada resina composta ao desgaste. De fato, a incorporação de carga inorgânica à matriz da resina acrílica, por exemplo, determinou um aumento significativo da dureza desse material e, simultaneamente, de sua resistência ao desgaste. Contudo, nas formulações de resinas compostas atuais, nota-se que o aumento gradativo de carga, que determina o aumento da dureza superficial do material nem sempre previne o desgaste demasiado de certas resinas compostas. Atualmente, acredita-se que a dureza não deve ser o fator principal na predição da resistência das resinas compostas a desgaste,

sobretudo daqueles cujo volume de carga é consideravelmente alto.

Desgaste

O mecanismo de desgaste das resinas composta é bastante complexo, e basicamente as diversas teorias que o explicam surgiram após observações clínicas. Como por exemplo, sabe-se que: (1) restaurações em molares se desgastam mais rápido que restaurações em pré-molares (Bayne et al., 1992); (2) restaurações amplas desgastam-se mais que as conservadoras (Bayne et al., 1992); (3) as taxas de desgaste tendem a diminuir ao longo do tempo (Leinfelder et al., 1986) e, por último; (4), resinas híbridas e de partículas pequenas se desgastam *menos* mais que as microparticuladas (Zantner et al., 2004). Essas constatações clínicas, não garantem, porém, que as resinas microparticuladas possam ser empregadas em dentes posteriores. Além da resistência ao desgaste, outras propriedades mecânicas são requeridas aos materiais que pretendem restaurar dentes posteriores que, frequentemente, são submetidos a grandes esforços mastigatórios. É fundamental, por exemplo, que as resinas compostas possuam alto módulo de elasticidade. Na ausência dessa propriedade, é comum o aparecimento de alto percentual de fratura, ocorrência essa reportada em avaliação clínica a curto prazo (2 anos), quando do uso de resinas microparticuladas em dentes posteriores (Tyas et al., 1989).

Uma dessas teorias de desgaste baseia-se no princípio de microfaturas. Devido ao maior módulo de elasticidade das partículas de carga, em relação a matriz, elas comprimem a matriz orgânica menos rígida durante a mastigação produzindo pequenas fraturas. Sob cargas mastigatórias repetidas, essas microfaturas crescem e coalescem predispondo ao desgaste (Leinfelder et al., 1986). Atualmente, a rigidez das partículas inorgânicas empregadas nas resinas compostas é bem inferior à das partículas de quartzo empregadas nas resinas compostas

de primeira geração, que possuíam desgaste generalizado em torno de 100-150 μm por ano (Leinfelder et al., 1986). A substituição de partículas de quartzo por partículas de vidro foi um dos grandes fatores que proporcionaram a redução do desgaste das resinas compostas atuais.

Outra teoria considera que o desgaste da resina composta pode se dar pela degradação hidrolítica dos polímeros e do agente de união. Esse fenômeno deixaria partículas de carga soltas dentro da matriz, que seriam arrancadas durante o processo mastigatório (Soderholm, 1981).

Os menores índices de desgaste das resinas microparticuladas podem ser explicados pela distância entre as partículas de carga. Foi postulado que se essa distância for inferior a 0,1 μm , o desgaste é evitado, pois as finas partículas abrasivas presentes no bolo alimentar não conseguem entrar em contato direto com a matriz orgânica de resina, pois está protegida por partículas de carga inorgânicas de maior rigidez (Jorgensen, 1978).

A teoria da proteção, já descrita, também pode ser utilizada para explicar outras diferenças intrabucais relativas ao desgaste intra-oral. Em termos macroscópicos, essa teoria pode ser interpretada como o grau de proteção contra o bolo alimentar proporcio-

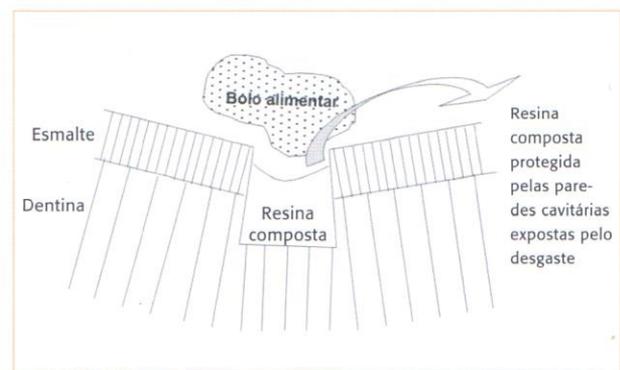


Fig. 5.27

Desenho esquemático de um bolo alimentar desgastando a superfície de uma restauração de resina composta. Esta seria uma das justificativas dos menores índices de desgaste que ocorre ao longo do tempo com as resinas compostas.

nada por dentes adjacentes a restaurações de resina composta. Isso explica porque restaurações pequenas possuem mais resistência ao desgaste e porque as taxas de desgaste tendem a reduzir com o tempo (Fig. 5.27). Com o passar do tempo, as restaurações tendem a ser proporcionalmente protegidas pelas paredes cavitárias expostas pelo desgaste (Bayne et al., 1992). Restaurações maiores são mais suscetíveis a desgaste, pois estão mais expostas ao bolo alimentar que restaurações com dimensões menores.

Praticamente, com a evolução das partículas inorgânicas, houve significativo decréscimo do desgaste médio anual das resinas compostas. De acordo com as normas da ADA (American Dental Association, 1989), o desgaste anual aceitável de uma resina composta para uso irrestrito em dentes posteriores deve ser menor ou igual a 50 μm após 2 anos e menor ou igual a 100 μm após 4 anos na cavidade bucal. Atualmente, as resinas compostas micro-híbridas de média e alta viscosidade, assim como as resinas microparticuladas, apresentam baixos índices de desgaste e essa propriedade deixou de ser um empecilho para o emprego de re-

sinas compostas em dentes posteriores. O gráfico 5.1 mostra o desgaste comparativo de diferentes materiais. As resinas Surefil, Heliomolar e a liga de amálgama Dispersalloy apresentam as menores taxas de desgaste após serem submetidos à ciclagem mecânica (400.000 ciclos). A resina TPH Spectrum é micro-híbrida e apresenta, dentre os materiais avaliados, o maior desgaste após ciclagem mecânica que os outros materiais. Porém, essa taxa de desgaste é muito inferior à apresentada pelas resinas compostas de primeira geração e já é suficiente para empregá-la em dentes posteriores, como demonstrado por estudos clínicos (Turkun et al., 2003; Loguercio et al., 2006).

Há uma diferença entre o desgaste que ocorre em função do bolo alimentar entre dentes antagonistas (desgaste de três corpos) e aquele que ocorre em função dos contatos cêntricos (desgaste de dois corpos). Nesse último caso, o desgaste é maior e mais difícil de ser detectado clinicamente. Em função desse aspecto é que os contatos oclusais devem ser sempre averiguados antes da inserção de uma restauração de resina composta. O ideal é evitar essas áreas de contatos cêntricos, muito embora isso seja, muitas vezes, de difícil execução.

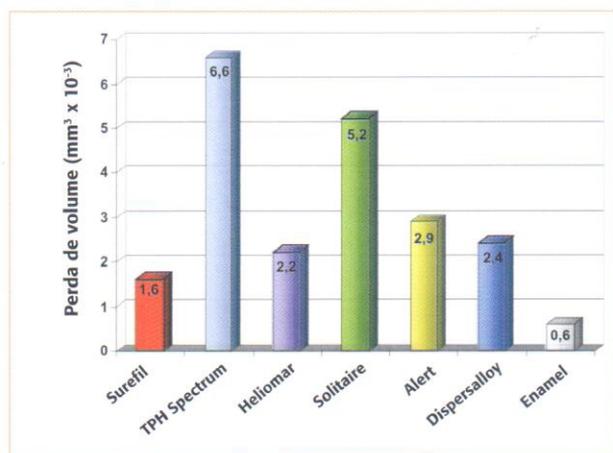


Gráfico 5.1

Desgaste in vitro de resina composta após 400.000 ciclos mecânicos. (Dispersalloy é uma liga de amálgama com alto teor de cobre e de fase dispersa; Surefil, Solitaire e Alert são resinas compactáveis; Heliomolar e TPH Spectrum são resinas microparticuladas e micro-híbridas respectivamente). (Adaptado de Hammesfahr, 1998.)

Acabamento e Polimento

O acabamento e polimento de restaurações de resina composta são passos fundamentais para melhorar a estética e a longevidade dos dentes restaurados. A rugosidade superficial, associada ao acabamento e polimento inadequados, pode resultar em aumento do desgaste, menos estabilidade de cor e acúmulo de placa, comprometendo o desempenho da restauração (Jefferies, 1998; Bollen et al., 1997; Reis et al., 2003).

Vários fatores influenciam na rugosidade superficial das resinas compostas após os procedimentos de acabamento e polimento. Alguns desses fatores são inerentes ao material, tais como o tamanho, dureza e quantidade de partículas de carga, enquan-

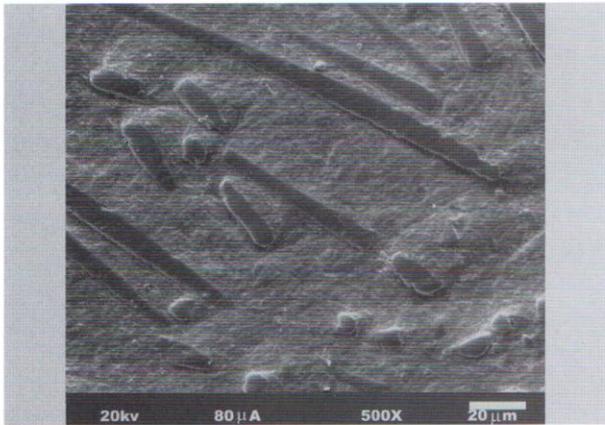


Fig. 5.28

Fotomicrografia eletrônica de varredura de uma superfície de resina composta compactável (Alert, Jeneric/Pentron) após o acabamento e polimento. Observe que as partículas filamentosas desta resina estão protruídas na superfície, o que clinicamente se reflete como maior rugosidade superficial. (Fotomicrografia gentilmente cedida por André Reis, Faculdade de Odontologia UNG, Guarulhos/SP.)

to outros fatores são ditados pelas características dos materiais para acabamento e polimento, tais como a flexibilidade dos instrumentos abrasivos, a dureza do abrasivo e a granulação (Strassler, 1998). Ainda não podem ser desconsiderados a quantidade de pressão empregada e o tempo gasto durante esse passo clínico (Türkun, Türkun, 2004). Para que um sistema de acabamento e polimento seja efetivo, é necessário que as partículas abrasivas possuam uma dureza relativamente maior que a das partículas de carga presentes nas resinas compostas. Caso isso não ocorra, o agente para acabamento e polimento será capaz de remover apenas a matriz resinosa, e deixar protruídas na superfície, as partículas de carga, como pode ser visto na figura 5.28.

As resinas compostas microparticuladas e micro-híbridas tendem a apresentar lisura superficial semelhante após a realização do mesmo procedimento de acabamento e polimento (Hoelscher et al., 1998; Türkun, Türkun, 2004; Yap, 2004a) (Gráfico 5.2). Discrepâncias maiores entre a rugosidade de superfície após o acabamento e polimento

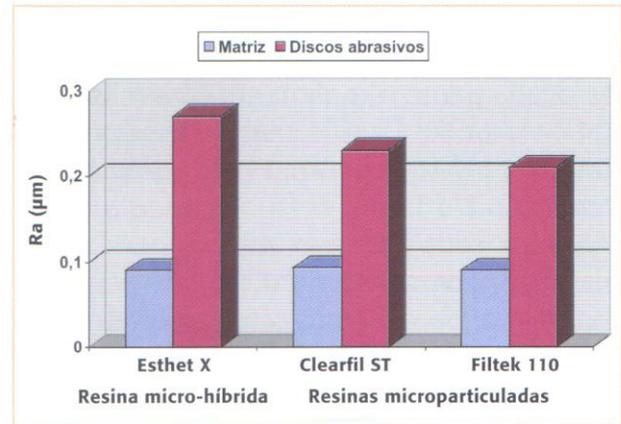


Gráfico 5.2

Rugosidade superficial (Ra) em micrômetros de duas resinas compostas microparticuladas (Clearfil ST, Kuraray e Filtek A110, 3M ESPE) e uma resina micro-híbrida (Esthet X, Dentsply) após a polimerização em contato com uma matriz de poliéster, e após acabamento e polimento com discos impregnados com óxido de alumínio (Soft-Lex Pop On, 3M ESPE). (Adaptado de Türkun, Türkun, 2004.)

são encontradas com as resinas macroparticuladas, pois, durante esse procedimento, as resinas macroparticuladas tendem a ser deslocadas ao invés de serem desgastadas, o que causa irregularidades superficiais detectáveis (Craig, Powers, 2002).

A viscosidade não exerce nenhuma influência na capacidade de polimento das resinas compostas. Isso significa que as resinas compostas de baixa, média ou alta viscosidade que tenham tamanho, dureza e faixa de tamanho de partículas de carga semelhantes tendem a possuir lisura final semelhante para um dado sistema de acabamento e polimento (Ryba et al., 2002). Entretanto, no grupo das resinas compactáveis, há resinas com partículas de carga diferenciadas, ou resinas na qual se incluem fibras filamentosas (que é o caso da resina Alert, Tabela 5.13) ou que a faixa de tamanho das partículas é um pouco maior que a das resinas macroparticuladas. Nesses casos, a capacidade de lisura final desses materiais é bastante inferior aos sistemas micro-híbridos (Ryba et al., 2002; Reis et al., 2003; Pontes et al., 2003; Jung et al., 2003)

Curiosamente, a superfície mais lisa não é aquela alcançada após os procedimentos de acabamento e polimento, e sim aquela obtida quando a resina composta se polimeriza em contato com uma matriz de poliéster (Gráfico 5.2 e Tabela 5.13). Quando a resina é ativada sem estar em contato com a matriz, a camada mais superficial não polimeriza, resultando em uma camada externa pegajosa e de baixa consistência. Infelizmente, são raros os casos em que restaurações de resina composta não necessitam de acabamento para refinamento anatômico da restauração, remoção de pequenos excessos e definição ou retificação de detalhes anatômicos específicos. De maneira geral, no acabamento pode-se empregar:

- ▶ lâminas de bisturi;
- ▶ brocas *carbide* multilaminadas com 12-16 lâminas;
- ▶ pontas de diamante de granulação fina (24 a 45 μm);
- ▶ pontas de diamante de granulação extrafina (15 a 30 μm);
- ▶ discos e tiras de lixa de granulações média e grossa.

O polimento pode ser compreendido como a etapa que promove maior lisura e brilho da restauração, que objetiva tornar a superfície dessa mais semelhante possível à superfície do dente. Com certa frequência, a obtenção de uma superfície de resina composta perfeitamente lisa e permanentemente brilhante pode ser muito difícil de ser al-

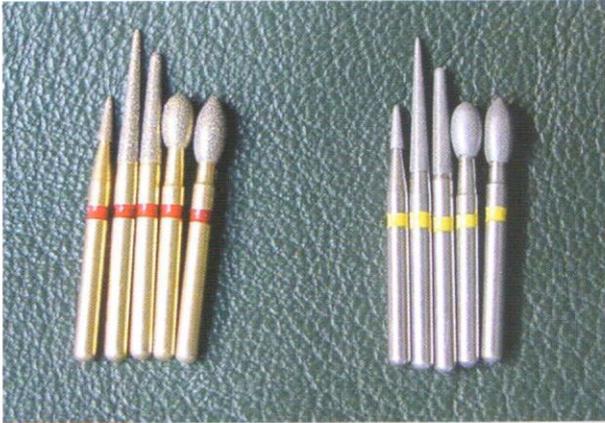
cançada, exigindo que polimentos periódicos sejam feitos. O poder de corte ou desgaste dos instrumentos utilizados no polimento é menor que aquele verificado para os instrumentos utilizados no acabamento das restaurações. Nas manobras de polimento, comumente são utilizadas:

- ▶ brocas *carbide* multilaminadas (20-30 lâminas);
- ▶ tiras e discos de lixa flexíveis de granulações fina e ultrafina;
- ▶ borrachas impregnadas por abrasivos (finos e ultrafinos);
- ▶ discos de feltro e pastas para polimento diamantadas ou de óxido de alumínio.

As pontas diamantadas são geralmente comercializadas em duas granulações, com diferentes formatos, conforme pode ser visualizado na figura 5.29. As pontas douradas são de granulação fina (24 a 40 μm) e as pontas prateadas são de granulação extrafina (15 a 30 μm). Em alguns livros-texto de técnicas operatórias, as pontas diamantadas de granulação extrafina são classificadas como instrumentos para polimento. A tabela 5.13 mostra a rugosidade superficial de resinas compostas após serem desgastadas com pontas diamantadas finas (F) e extrafinas (FF), borrachas abrasivas com óxido de alumínio (Enhance, Dentsply) e pastas diamantadas com granulação de 1 μm . Pode-se observar que a rugosidade após o tratamento com a ponta

Tabela 5.13 – Média da rugosidade superficial – (R_a , μm) de resinas compostas micro-híbridas de acordo com o tipo de acabamento e polimento superficial. (Dados extraídos de Pontes et al., 2003.)

Tipo de resina	Resina e marca comercial	Matriz de poliéster	Ponta diamantada F	Ponta diamantada FF	Borracha abrasiva	Pasta diamantada + feltro
Média viscosidade	Charima (Kulzer)	0,12	1,90	1,00	0,52	0,28
	Tetric Ceram (Vivadent)	0,06	1,97	1,12	0,49	0,37
	Filtek Z250 (3M ESPE)	0,12	1,71	0,94	0,57	0,44
Alta viscosidade	Alert (Jeneric/Pentron)	1,49	2,66	1,20	0,86	0,88
	Surefil (Dentsply)	1,30	1,81	0,94	0,52	0,50

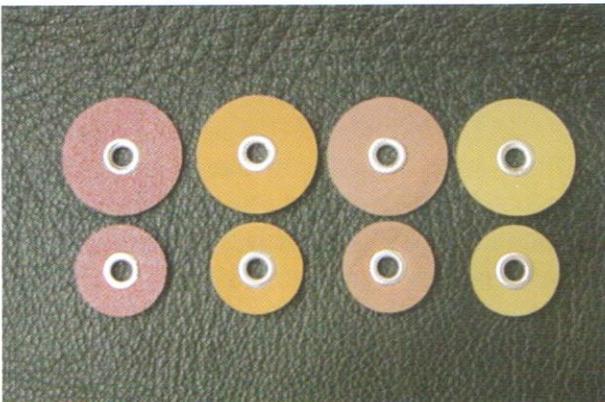
**Fig. 5.29**

Pontas diamantadas para acabamento e polimento de resinas compostas. As pontas à esquerda são de granulação fina (F) e as da direita são de granulação extrafina (FF). Os diferentes formatos são designados para as diferentes regiões de dentes anteriores e posteriores.

diamantada ainda é alta e pode ser bastante reduzida com procedimentos adicionais de polimento.

Os discos para acabamento e polimento geralmente são impregnados com óxido de alumínio, cuja dureza Knoop é aproximadamente 2100 kg/mm² (Anusavice, 2003). Essa partícula é mais dura que o esmalte (340-421) e, portanto, deve-se ter cuidado durante as manobras de acabamento e polimento para evitar o desgaste do esmalte adjacente à restauração.

A maioria das marcas comerciais de discos disponibiliza quatro granulações diferentes, que são decrescentes. Na figura 5.30A, que mostra o sistema para acabamento Sof-Lex Pop On (3M ESPE), os dis-

**Fig. 5.30A**

Discos impregnados por óxido de alumínio para acabamento e polimento de restaurações de resina composta. Em (A), Sof-Lex Pop ON (3M ESPE) e em (B), Diamond (FGM). As cores mais escuras indicam as granulações mais grossas.

**Fig. 5.30B****Fig. 5.31A**

Borrachas abrasivas para polimento impregnadas por óxido de alumínio. À esquerda, está apresentado o sistema Enhance (Dentsply) e à direita, o Sistema de Silicone Viking (KG Sorensen).

**Fig. 5.31B**

cos são impregnados por óxido de alumínio. Os discos com cores vermelho e laranja-escuro possuem granulação de 100 e 29 μm , respectivamente, e são usualmente designados para o procedimento de acabamento. Os discos laranja-claro e amarelo, na mesma figura, possuem granulação de 14 e 5 μm , respectivamente, e são empregados para polimento de restaurações de resina composta.

Outra forma de se utilizar o abrasivo de óxido de alumínio é através de sua impregnação em borrachas, conforme pode ser visto na figura 5.31. Quanto mais flexível for a matriz impregnada com o abrasivo, menor será sua tendência de propiciar um bom polimento da superfície (Ryba et al., 2002)

Diversos sistemas para acabamento e polimento, além dos citados neste capítulo, estão disponíveis no mercado. Independentemente do sistema, deve-se utilizar refrigeração com água quando se estiver utilizando a turbina de alta rotação e lubrificantes com as borrachas abrasivas e discos montados em baixa rotação. Muito calor é gerado e transmitido para a polpa durante o acabamento e polimento de resinas compostas e, se esse inconveniente não for minimizado, o aumento da temperatura pode ser de tal magnitude que pode comprometer a vitalidade pulpar. Esse aspecto associado à possível formação de defeitos superficiais pelo acabamento e polimento deve limitar esse procedimento para o mínimo necessário (Ferracane et al., 1992).

Reparo de Restaurações de Resina Composta

Com o desenvolvimento das resinas atuais e os sistemas adesivos mais modernos, é possível realizar restaurações com alta longevidade. Entretanto, as restaurações de resinas compostas também estão sujeitas a fraturas e falhas durante uso clínico.

Felizmente, devido às propriedades destes materiais, essa falha não implica necessariamente substituição nem mesmo realização de retenções macromecânicas (Shen

et al., 2004). Sabe-se que a remoção total da restauração acarreta ampliação da cavidade preexistente e mais perda de tecido dentário (Szep et al., 2002), enquanto a criação de retenções resulta em área de concentração de tensões, devido à dificuldade de preencher completamente esses espaços com resina composta reparadora.

Por essa razão, o reparo de uma restauração defeituosa, ao invés de sua substituição total, deve ser vista como primeira opção clínica, desde que a restauração esteja clinicamente aceitável, ou seja, sem lesão de cárie recidivante na interface adesiva, ou ampla degradação. Diversos estudos mostram que a resistência interfacial da resina composta reparada varia de 25 a 80% da resistência coesiva do material sem reparo (Shahdad, Kennedy, 1998), e essa variação depende das inúmeras variáveis decorrentes do procedimento de reparo. Apesar de não haver dados laboratoriais nem clínicos que nos permitam inferir sobre o mínimo de resistência interfacial necessária para o sucesso do reparo, opta-se pela realização de técnicas que permitam a máxima recuperação da resistência. Os seguintes procedimentos asseguram resistência interfacial maior que 50% durante o reparo de restaurações de resina composta:

- ▶ asperização da resina composta antiga com ponta diamantada ou com jato de óxido de alumínio (Shahdad, Kennedy, 1998; Oliveira et al., 1997; Kupiec, Barkmeier, 1996);
- ▶ limpeza da superfície de resina a ser reparada, com ácido fosfórico a 37%, por 30 s (Swift et al. 1994);
- ▶ aplicação de uma camada de resina ou adesivo de baixa viscosidade entre a resina antiga e a nova (Boyer et al., 1984; Pucket et al., 1991; Shahdad, Kennedy, 1998).

Esses procedimentos também devem ser realizados quando a restauração de resina composta recém-inserida for contaminada por saliva ou quando for necessário realizar o reparo logo após os procedimen-

tos de acabamento e polimento (Lewis et al., 1998; Kupiec, Barkmeier, 1996).

Outra variação da técnica, que ainda é fonte de estudos, se refere à aplicação de ácido fluorídrico a 9,5%, com posterior uso de silano. Estudos realizados com resinas macroparticuladas indicaram que esse pré-tratamento era essencial para atingir boa resistência interfacial entre o substrato novo e o antigo. A resina macroparticulada, quando asperizada com pontas diamantadas, apresenta grande percentual de área exposta composta por partículas vítreas ou de quartzo (Söderholm, 1985). Nesses casos, o silano é capaz de estabelecer uma nova união química entre as partículas inorgânicas e a matriz orgânica da resina reparadora.

Esse tratamento com silano também é benéfico quando é necessário reparar resinas compostas indiretas (Trajtenberg, Powers, 2004a,b). Devido ao maior grau de conversão da matriz orgânica das resinas indiretas, há menos carbonos insaturados disponíveis para ligação com a matriz orgânica da resina reparadora. Nesses casos, a retenção mecânica pela asperização e química com a matriz inorgânica, exposta, é que garante resistência interfacial.

Entretanto, apesar dos achados descritos, a silanização é desnecessária com as resinas microparticuladas e micro-híbridas disponíveis atualmente para uso direto (Azarbal et al., 1986; Crumpler et al., 1989; Swift et al., 1994; Oliveira et al., 1997).

Desempenho Clínico e Considerações Finais

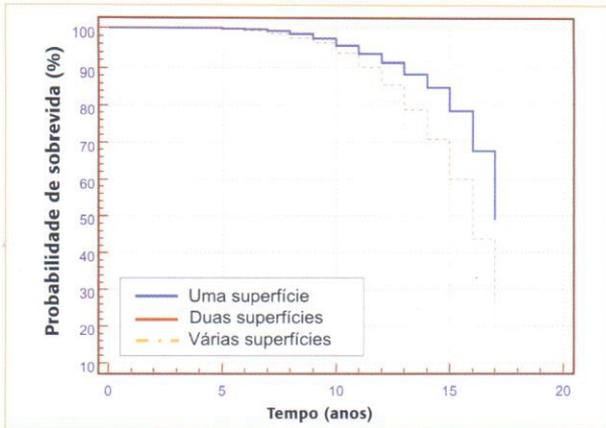
A falha de restaurações é um dos principais problemas encontrados na prática odontológica, principalmente em dentes permanentes. Já foi demonstrado que cerca de 60% do tempo de trabalho em uma clínica odontológica é gasto na troca de restaurações (Mjör, 1989), o que onera o tratamento odontológico. A troca de restaurações também trazem outras implicações para o dente em questão. Sabe-se que há ampliação da cavidade dentária da ordem de 1,2

mm (Szep et al., 2002), quando é realizada a substituição de uma restauração de resina composta. Essa ampliação da cavidade dentária enfraquece o dente e torna a restauração subsequente mais propensa à falha, pois a probabilidade de falha está diretamente relacionadas ao tamanho da cavidade dentária. Observe, por exemplo, as curvas de sobrevida dos gráficos 5.3 e 5.4. Pode-se notar que em ambos os casos a probabilidade de sobrevida das restaurações de resina composta é menor quando a cavidade envolve a crista marginal (cavidades Classe II em dentes posteriores) ou mais de uma superfície (Rodolpho et al., 2005).

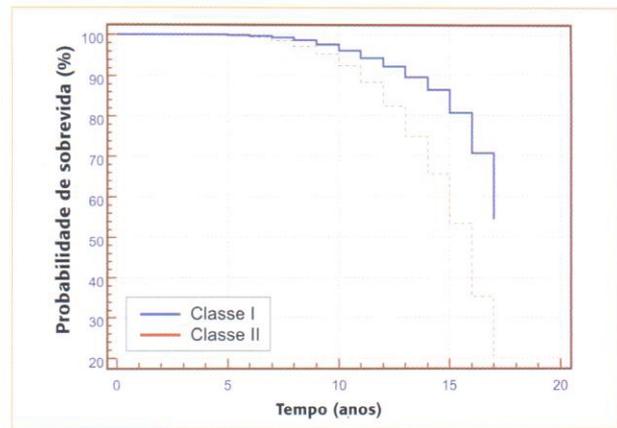
Cirurgiões-dentistas são bastantes questionados sobre a longevidade relativa de restaurações de resina composta em comparação com restaurações de amálgama. O amálgama é um material empregado por mais de cem anos em Odontologia e seu tempo de sobrevida médio é aproximadamente 8 anos (Burke et al., 2001; Manhart et al., 2004). Comparativamente ao amálgama, a resina é um material bastante jovem. Se considerarmos que foram com as resinas de partículas pequenas e híbridas e com a técnica de fotoativação com luz visível que esse material passou a ter desempenho clínico favorável, só dispomos de dados clínicos de no máximo 20-25 anos. Assim, mesmo em função desta grande discrepância em tempo de uso em Odontologia, as resinas compostas diretas possuem tempo de sobrevida médio de quase 6 anos (Burke et al., 2001; Manhart et al., 2004) (Gráfico 5.5).

Em função de esses valores médios serem obtidos de estudos transversais e não de delineamentos experimentais controlados e longitudinais, pode-se inferir que tempos médios superiores de sobrevida podem ser obtidos desde que restaurações de resina composta sejam realizadas rigorosamente segundo técnica restauradora específica.

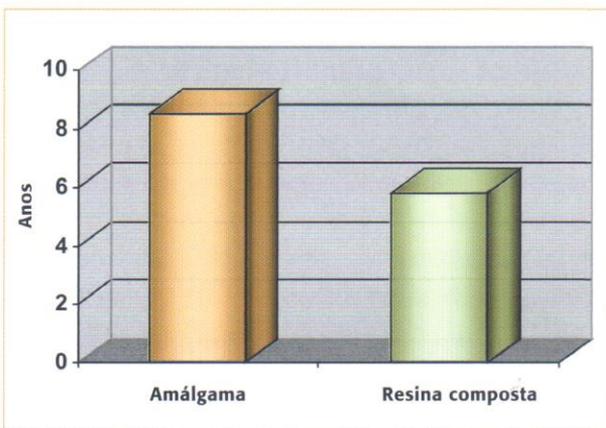
As razões mais comuns de falhas de restaurações de resina composta são cárie secundária e fraturas marginais (Burke et al., 2001; Hicks et al., 2002), como pode ser observado no gráfico 5.6.

**Gráfico 5.3**

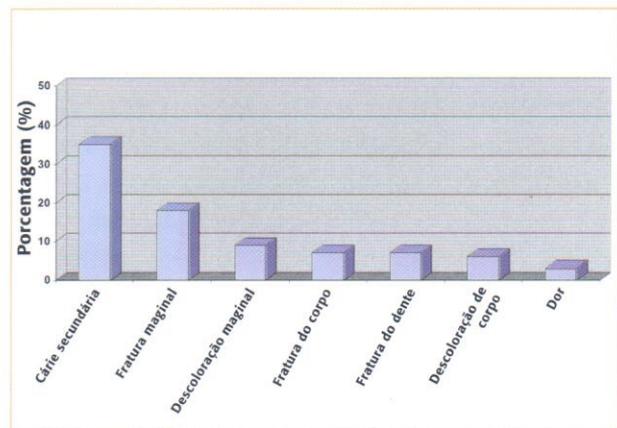
Probabilidade de sobrevivência de restaurações de resina composta ao longo do tempo (anos) para restaurações de resina com uma, duas ou várias superfícies envolvidas. Observe que a probabilidade de sobrevivência diminui à medida que aumenta o número de faces envolvidas. (Adaptado de Rodolpho et al., 2006.)

**Gráfico 5.4**

Probabilidade de sobrevivência de restaurações de resina composta ao longo do tempo (anos) para restaurações de resina composta de Classes I e II. Observe que a probabilidade de sobrevivência é menor para restaurações de Classe II. (Adaptado de Rodolpho et al., 2006.)

**Gráfico 5.5**

Tempo de sobrevivência médio de restaurações de amálgama e resina composta, provenientes de estudos transversais. (Adaptado de Manhart et al. 2004.)

**Gráfico 5.6**

Razões para a substituição de restaurações de resina composta. (Adaptado de Burke et al., 2001.)

Agradecimento

Os autores gostariam de agradecer a Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela revisão deste capítulo.

Leitura Sugerida

- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998; 129:567-577.
- Ferracane JL. New polymer resins for dental restoratives. *Oper Dent* 2001; Supl 6:199-209.
- Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001, 3: 45-64.
- Leinfelder KF, Wilder AD Jr, Teixeira LC. Wear rates of composite resins. *J Amer Dent Assoc* 1986; 112:829-833.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105:97-116.
- Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002; 87:364-379.

Referências

- American Dental Association. Council on dental materials, instruments and equipment. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resins. *J Amer Dent Assoc* 1989; 118:649-651.
- Anusavice KJ. Phillips' – *Science of dental materials*. 11th. St. Louis: Saunders, 2003.
- Asmussen E. Penetration of restorative resins into acid etched enamel (I). *Acta Odontol Scand* 1977; 35:175-182.
- Azarbal P, Boyer DB, Chan KC. The effect of bonding agents on the interfacial bond strength of repaired composites. *Dent Mater* 1986; 2:153-158.
- Baratieri LN, Monteiro Jr S, Vieira LCC, Poletto LTA. Restaurações com resinas compostas. In: Baratieri LN et al. *Dentística – Procedimentos preventivos e restauradores*. São Paulo: Ed. Santos, p.201-256, 1995.
- Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater* 1992; 8:305-309.
- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998; 129:567-577.
- Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of literature. *Dent Mater* 1997; 13:258-269.
- Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Oper Dent* 1999; 24:20-25.
- Bowen, RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidil acrylate. U.S Patent nº 3,066,112, Nov, 1962.
- Bowen, RL. Use of epoxy resin in restorative materials. *J Dent Res*, 35:360-369, 1956.
- Boyer DB, Chan KC, Reinhardt JW. Build-up and repair of light-cured composites: Bond strength. *J Dent Res* 1984; 63:1241-1244.
- Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Amer Dent Assoc* 2003; 134:721-728.
- Bryant RW, Mahler DB. Modulus of elasticity in bending of composites and amalgams. *J Prosthet Dent* 1986; 56:243-248.
- Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent* 2002; 87:264-270.
- Burke FJT, Wilson NHF, Cheung SW, Mjör IA. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. *J Dent* 2001; 29:317-324.
- Busato ALS, Barbosa AN, Baldissera RA, Bueno M. Resinas Compostas Restauradoras. In: _____. *Dentística: Restaurações em dentes anteriores*. São Paulo: Artes Médicas, p.69-92, 1997, 475p.
- Busato ALS, Loguercio AD, Reis A, Carrilho MRO. Clinical evaluation of posterior composite restorations: 6-year results. *Am J Dent* 2001; 14:304-308.
- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991; 12:737-740.
- Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent* 2000; 12:216-226.
- Craig R, Powers J. *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby, 2002.
- Craig RG, Peyton FA, Johnson DW. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *J Dent Res* 1961; 40:936-945.

23. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res* 1958; 37:710-718.
24. Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D, Robertson TM. Bonding to resurfaced posterior composites. *Dent Mater* 1989; 5:417-424.
25. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997; 6:435-440.
26. Fahl JR N, Denehy GE, Jackson RD. Protocol for predictable restoration of anterior teeth with composite resins. *Pract Periodontics & Aesthet Dent* 1996; 7:13-21.
27. Farah JW, Powers JM. Resinas compostas micro-híbridas e de micropartículas. *The Dental Advisor* 2001; 8:1-12 (edição em português).
28. Farah JM, Powers JM. Hayered resin composites. *The Dental Advisor*, 2003; 20:749-751.
29. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988; 59:297-300.
30. Ferracane JL, Condon JR, Mitchem JC. Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites. *J Dent Res* 1992; 71:1628-1632.
31. Ferracane JL, Mitchem JC. Properties of posterior composites: results of round robin testing for a specification. *Dent Mater* 1994; 10:92-99.
30. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994; 21:441-452.
31. Ferracane, JL. New polymer resins for dental restoratives. *Oper Dent* 2001; Supl 6:199-209.
32. Ferrari M, Bertelli E, Finger W. A 5-year report on an enamel-dentinal bonding agent and microfilled resin system. *Quintessence Int* 1993; 24:735-741.
33. Garone Netto G. Resinas Compostas. In: Garone Netto N, Carvalho RCR, Russo EMA, Sobral MAP, Luz MAAC. *Introdução à dentística restauradora*. São Paulo: Ed. Santos, p.217-236, 2003, 283p.
34. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J* 1983; 28:156-61.
35. Hammesfahr PD. Introduction of a new high-density posterior restorative material. *International Journal of Dental Symposia* 1998; 5:3.
36. Hicks J, Garcia-Godoy F, Donly K, Flaitz C. Fluoride-releasing restorative materials and secondary caries. *Dent Clin N Am* 2002; 46:247-276.
37. Hirata R, Ampessan RL. Reconstrução de dentes anteriores com resinas compostas – uma seqüência de escolha e aplicação de resinas. *JBC* 2001; 5:15-25.
38. Hoelscher DC, Neme AML, Pink FE, Hughes PJ. Effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent* 1998, 23:36-42.
39. Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent* 1996; 21:73-80.
40. International Organization for Standardization. Dentistry – Resin-based filling materials. (Technical corrigendum 1). Switzerland: ISO, 1988. 11p. [Reference number ISO 4049:1988].
41. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin N Am* 1998;42:613-627.
42. Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater* 1997; 13:89-97.
43. Jorgensen KD. Occlusal abrasion of a composite resin with ultra-fine filler – an initial study. *Quintessence Int* 1978; 6:73-78.
44. Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* 2003; 28:53-59.
45. Knibbs PJ, Smart ER. The clinical performance of a posterior composite resin restorative material, Heliomolar R.O.: 3-year report. *J Oral Rehabil* 1992; 19:231-7.
46. Kupiec KA, Barkmeier WW. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent* 1996; 21:59-62.
47. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15:128-137.
48. Leinfelder KF, Wilder AD Jr, Teixeira LC. Wear rates of composite resins. *J Amer Dent Assoc* 1986; 112:829-833.
49. Leinfelder KF. Do restorations made of amalgam outlast those made of resin-based composite? *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 1186-1187.
50. Lewis G, Johnson W, Martin W, Canerdy A, Claburn C, Collier M. *Shear bond strength of immediately repaired light-cured composite resin restorations*.
51. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985; 64:1396-1401.
52. Loguercio AD, Bauer JRO, Reis A, Poskus LT, Rodrigues Filho LE, Busato ALS. Avaliação de propriedades mecânicas de resinas compostas indicadas para dentes posteriores. *Rev Bras Odont* 2001a; 58:382-385.
53. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int* 2004; 35:29-34.

54. Loguercio AD, Reis A, Bauer JRO, Rodrigues Filho LE, Busato ALS. Avaliação da radiopacidade de resinas compostas indicadas para dentes posteriores. *Rev Fac Odontol UPF* 2001b; 6:49-52.
55. Loguercio AD, Reis A, Hernandez PA, Macedo RP, Busato AL. 3-year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations. *J Oral Rehabil* 2006; 33:144-151.
56. Loguercio AD, Reis A, Rodrigues Filho LE, Busato ALS. One-year clinical evaluation of posterior packable resin composite restorations. *Oper Dent* 2001c; 26:427-434.
57. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behaviour of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000; 16:33-40.
58. Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29:481-508.
59. Millar BJ, Robinson PB, Inglis AT. Clinical evaluation of an anterior hybrid composite resin over 8 years. *Br Dent J* 1997; 182:26-30.
60. Mitra SB, Holmes. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 10:1382-1390.
61. Mjör IA. Amalgam and composite resin restorations: Longevity and reasons for replacement. In: Anusavice K (ed) *Quality evaluation of dental restorations*. Quintessence Publishing, Chicago, 1989, 61-80.
62. Momoi Y, McCabe JF. Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Brit Dent J* 1994; 176:91-96.
63. Moon PC, Tabassian MS, Culbreath TE. Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Oper Dent* 2002; 27:248-253.
64. Nagem Filho H, Castaneda JC, Maia HP. Degradação de resinas compostas. *RBO* 1993; 5:43-45.
65. Oberländer H, Hiller, K-A, Thonemann B, Schmalz G. Clinical evaluation of packable composite resins in Class-II restorations. *Clin Oral Invest* 2001; 5:102-107
66. Oliveira AB, Bocangel JS, Demarco FF, Matson E. Composite repair: influence of different surface treatments. *RPG* 1997; 4:167-172.
67. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil* 2001; 28:1106-1115.
68. Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986; 65:1315-1318.
69. Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 1989; 16:57-61.
70. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105:97-116.
71. Pontes AP, Pacheco, JFM, Martins JL. Avaliação da rugosidade superficial de compósitos micro-híbridos e condensáveis após acabamento e polimento. *Rev Fac Odontol UPF*, 2003; 2:68-71.
72. Powers JM, Farah JW. Apparent modulus of elasticity of dental amalgams. *J Dent Res* 1975; 54:902.
73. Pucket AD, Holder R, O'Hara JW. Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Oper Dent* 1991; 16:136-140.
74. Raptis C, Fan PL, Powers JM. Properties of microfilled and visible light-cured composite resins. *J Am Dent Assoc* 1979; 99:631-633.
75. Reinhardt JW, Boyer DB, Stephens NH. Effects of secondary curing on indirect posterior composite resins. *Oper Dent* 1994; 19:217-20.
76. Reis A, Loguercio AD, Schroeder M, Bauer JRO, Busato ALS. Avaliação da estabilidade de cor inicial de diferentes resinas compostas. *Rev Bras Odont* 2001; 58:348-350.
77. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composites resins. *Dent Mater* 2003; 19:12-18.
78. Reusens B, D'hoore W, Vreven J. In vivo comparison of a microfilled and a hybrid minifilled composite resin in Class III restorations: 2-year follow-up. *Clin Oral Invest* 1999; 3:62-69.
79. Rodolpho PAR, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restoration: a 17-year evaluation. *J Dent* in press, 2006.
80. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium* 1999; 20(Supl 5):S4-S15.
81. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002; 87:364-379.
82. Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent* 2002; 27:243-247.
83. Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent* 2002; 27:243-247.
84. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12:136-51.

85. Shahdad SA, Kennedy JG. Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. *J Dent* 1998; 26:685-694.
86. Shen C, Mondragon E, Gordan VV, Mjör IA. The effect of mechanical undercuts on the strength of composite repair. *J Am Dent Assoc* 2004; 135:1406-1412
87. Smales RJ, Gerke DC. Clinical evaluation of light-cured anterior resin composites over periods of 4 years. *Am J Dent* 1992; 5:208-211.
88. Söderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 1981; 60:1867-1875.
89. Söderholm KJM. Flexure strength of repaired dental composites. *Scand J Dent Res* 1986; 94:364-369.
90. Strassler HE. Polishing composite resins. *J Esthet Dent* 1992;4:177-179.
91. Sturdevant CM et al. *The art and science of Operative Dentistry*, 3^o. Edition, Mosby – Year Book, St Louis, Missouri, 1995.
92. Swift EJ, Cloe BC, Boyer DB. Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths. *Am J Dent* 1994; 7:200-202.
93. Szep S, Baum C, Alamouti C, Schmidt D, Gerhardt T, Heidemann D. Removal of amalgam, glass-ionomer cement and compomer restorations: change in cavity dimensions and duration of the procedure. *Oper Dent* 2002; 27:613-620.
94. Thonemann BM, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dent Mater* 1997; 13:192-197.
95. Toyooka H, Taira M, Wakasa K, Yamaki M, Fujita M, Wada T. Radiopacity of 12 visible-light-cured dental composite resins. *J Oral Rehabil* 1993; 20:615-622.
96. Trajtenberg CP, Powers JM. Bond strength of repaired laboratory composites using three surface treatments and three primers. *Am J Dent* 2004; 17:123-126.
97. Trajtenberg CP, Powers JM. Effect of hydrofluoric acid on repair bond strength of a laboratory composite. *Am J Dent* 2004; 17:173-176.
98. Turkun LS, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int* 2003; 34:418-26.
99. Turkun LS, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent* 2004; 29:203-11.
100. Tyas MJ, Truong VT, Goldman M, Beech DR. Clinical evaluation of six composite resins in posterior teeth. *Austr Dent J* 1989; 34:147-153.
101. Van Dijken JWV, Wing KR, Ruyter IE. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontol Scand* 1989; 47:401-407.
102. Van Dijken JWV. A clinical evaluation of anterior conventional, microfiller and hybrid composite resin fillings. A 6-year follow-up study. *Acta Odontol Scand* 1986; 44:357-367.
103. Van Noort R. *Introduction to dental materials*. St. Louis: Mosby, 1994.
104. Vanherle G, Verschuere M, Lambrechts P, Braem M. Clinical investigation of dental adhesive systems. Part I: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1986; 55:372-376.
105. Watts DC. Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 1987; 15:38-43.
106. Wendt SL Jr, Ziemiecki TL, Leinfelder KF. Proximal wear rates by tooth position of resin composite restorations. *J Dent* 1996; 24:33-9.
107. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992; 8:310-319.
108. Willems G, Noack MJ, Inokoshi S, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Roulet JF, Vanherle G. The radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. *J Dent* 1991; 19:362-365.
109. Yap AUJ, Shah KC, Chew CL. Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage. *J Oral Rehabil* 2003; 30:236-242.
110. Yap AUJ, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004b; 29:269-274.
111. Yap AUJ, Wee KEC. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Oper Dent* 2002; 27:147-153.
112. Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2004a; 29:100-104.
113. Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dent Mater* 2004; 20:277-285.