



DEPARTAMENTO DE BIOMATERIAIS E BIOLOGIA ORAL
Disciplina ODB 400 – Materiais para uso direto
Roteiro de estudos
Professor – Roberto Ruggiero Braga
Compósitos Restauradores I

1. Introdução

- O uso dos **Compósitos resinosos** não se restringe somente a materiais restauradores, também é utilizado como base para materiais com diversas aplicações (cimentos resinosos, hidróxido de cálcio fotoativado, cimento endodôntico, blocos para CAD/CAM para restauração indireta, entre outros).
- **Histórico:** em 1962, Rafael Bowen patenteou um material restaurador dentário composto por polímeros resinosos e sílica fundida silanizada. O monômero BisGMA, desenvolvido por Bowen, baseava-se na já conhecida química do metacrilato de metila (resina acrílica). A diferença estava no alto peso molecular (que resultava em uma menor contração de polimerização) e no fato de ser um monômero bifuncional (ou seja, formava um polímero reticulado). O material começou a ser usado em grande escala a partir dos anos 70, como material restaurador estético para dentes anteriores.
- **Por que gostamos das resinas compostas**
 - **Estética**
 - **Tempo de trabalho controlado pelo dentista:** no caso de materiais fotopolimerizáveis
 - **Conservação da estrutura dentária:** a resina composta se adere ao dente micromecanicamente através do sistema adesivo. Assim, o preparo cavitário se restringe à remoção apenas do tecido cariado. Ao contrário do amálgama que precisa de um preparo retentivo, com maior desgaste da estrutura dentária (retenção macro-mecânica), muitas vezes com remoção de tecido dentário sadio.
 - **Ausência de mercúrio:** diferentemente do amálgama, que é uma liga que contém mercúrio em sua formulação. Por este motivo, a Organização Mundial de Saúde está se mobilizando para eliminar o uso do amálgama a médio prazo. No entanto, comparado ao amálgama, uma restauração posterior em resina composta apresenta um risco duas vezes maior de falha pelo desenvolvimento de cárie secundária após 5 a 7 anos.

2. O que é um compósito dentário

Material que possui pelo menos dois componentes (duas fases) com propriedades químicas e físicas distintas em sua composição e que, quando misturadas, apresentam propriedades únicas que não poderiam ser obtidas com apenas um destes materiais. A resina composta contém uma fase polimérica e uma fase cerâmica.

- **Matriz resinosa (fase orgânica)**
 - Constituída pelos monômeros e iniciadores da polimerização (todos são **di**metacrilatos; portanto, formam um polímero reticulado).
- **Fase de reforço (carga ou fase inorgânica)**
 - Quanto maior o empacotamento das partículas na matriz (conseguido pela utilização de partículas de diferentes tamanhos), melhores são as propriedades físico-químicas do compósito.

As propriedades físico-químicas e o desempenho clínico dos compósitos dependem dos seguintes fatores:

- Composição do material
 - Matriz orgânica (co-polímero)
 - Fase de reforço (distribuição de tamanho das partículas de carga)
 - Proporção carga:matriz (conteúdo de carga no material, expresso como % em volume)
- Grau de conversão (% de ligações duplas de carbono consumidas na reação de polimerização)
 - Composição do material (monômeros)
 - Uso correto do material (fotoativação)
 - Um material com baixo grau de conversão terá propriedades mecânicas baixas e degradação mais rápida no ambiente oral.

Matriz orgânica

- BisGMA: dimetacrilato de glicidila bisfenol A
 - Peso molecular (512 g/mol) → baixa contração (5 vol%)
 - Pouco flexível → por conta dos anéis benzênicos, que dificultam a rotação do monômero, diminuindo assim a probabilidade dela encontrar um radical livre durante a polimerização.
 - Muito viscoso → 600 a 1000 Pa.s. Pela presença das hidroxilas que formam pontes de hidrogênio entre os monômeros.
 - Como consequência dos dois item anteriores, o homopolímero de BIS-GMA apresenta baixo grau de conversão. Este é um dos motivos pelos quais os fabricantes combinam o BIS-GMA com outros monômeros.
- TEGDMA: dimetacrilato de trietilenoglicol
 - Peso molecular baixo (286 g/mol) → contrai muito (12 vol%)
 - Baixa viscosidade → 0,05 Pa.s
 - Muito flexível → excelente diluente para o BisGMA
- UDMA: dimetacrilato de uretano
 - Peso molecular (470 g/mol)
 - Mais flexível → não tem anel benzênico (maior probabilidade de polimerizar)
 - Viscosidade intermediária → 11 Pa.s. Apresenta grupos amino que formam pontes de hidrogênio.
 - Substitui o BisGMA → compósitos de BIS-GMA podem liberar bisfenol A (BPA) que é uma molécula análoga ao estrogênio e poderia causar um desequilíbrio hormonal.
- BisEMA: BisGMA etoxilado
 - Baixa viscosidade → 3 Pa.s (devido à ausência de hidroxilas).
 - Peso molecular (540 g/mol).
- O fabricante define a “receita” da matriz orgânica, combinando dois ou mais monômeros e levando em consideração a quantidade e distribuição de tamanho da fase de reforço.

Fase inorgânica (classificação dos compósitos de acordo com o tamanho das partículas; aqueles marcados com “*” são encontrados atualmente no mercado)

- Macroparticulados (macrofill): como desenvolvido pelo Bowen, a resina composta contém partículas de vidro de quartzo que variam em tamanho de 10 – 50 μm (primeiro produto comercial: Adaptic). Problema: polimento ruim (maior manchamento e acúmulo de placa) e desgaste excessivo.
- Microparticulados (microfill)*: apareceram no final dos anos 70, apresentando partículas entre 40 - 50 nm. O polimento é excelente; no entanto, não é possível formular materiais

microparticulados com elevado conteúdo de carga. Portanto, apresenta propriedades mecânicas relativamente baixas.

- Híbrido: mistura das partículas de quartzo e sílica coloidal de tamanho de 40 - 50 nm com partículas de 10 µm. Polimento aceitável com alta quantidade de carga.
- Microhíbrido*: separados em dois grupos: minifill (de 0,6 – 1 µm + 40nm) e midifill (até 10 µm + 40 nm). Chamados de compósitos “universais” porque podem ser usados tanto na região posterior como na anterior. O midifill caiu em desuso com o passar do tempo pois apresentava um polimento apenas regular. O minifill apresenta melhor empacotamento das partículas, consequentemente consegue ter um polimento excelente com propriedades mecânicas elevadas.
- Nanoparticulado (nanofill)*: de 5 a 100nm. Desenvolvimento de nanopartículas menores do que 40 nm possibilitou a incorporação de grandes quantidades de carga (78 vol%). Apresentam boas propriedades mecânicas e polimento excelente.

Funções da fase inorgânica (em relação à resina sem carga):

- Melhora as propriedades mecânicas
- Reduz a contração de polimerização
- Diminui a sorção de água: é o polímero que absorve água; portanto, quanto maior é a quantidade de carga (ou seja, menor quantidade de matriz), menor sorção de água e, consequentemente, menor degradação e alteração da cor.
- Reduz o CETL: o polímero tem maior CETL comparado com a cerâmica (carga). Assim, quanto maior a fração de carga, menor o CETL do material e menor a possibilidade de se descolar da cavidade (pois passa a se comportar termicamente de maneira semelhante ao dente).
- Controla a viscosidade
- Confere radiopacidade ao material
- Duas propriedades importantes definidas pela fase de reforço:
 - Resistência ao desgaste
 - Capacidade de polimento: relacionado com o manchamento e acúmulo de placa na superfície do material

A contribuição da carga para as propriedades do compósito está relacionada:

- À fração volumétrica: porcentagem em volume da carga. Microfill (<50%), microhíbrida (60 – 70%), nanoparticuladas (até 78%)
- Ao tamanho médio das partículas: quanto maior o tamanho, pior o polimento.
- À distribuição de tamanho: O valor fornecido pelo fabricante se refere à média ou à mediana. Se a distribuição for ampla, haverá maior empacotamento.

Silano

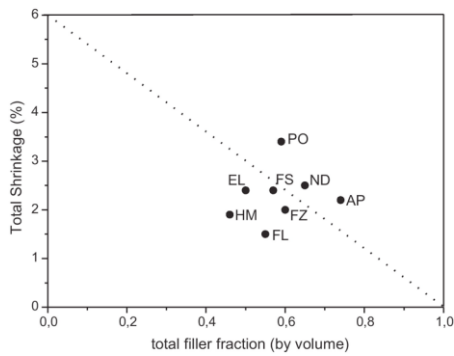
Um material só é considerado um “compósito” se houver união química entre carga e matriz. No caso dos compósitos resinosos dentários, essa união se dá através do composto metacriloxipropil-trimetoxissilano. O silano se une através de seu grupo silanol à partícula, e à matriz pelo seu grupo metacrilato. Assim, a partícula silanizada se adere à matriz durante a polimerização. Se não houver união a partícula, esta enfraquecerá o material ao invés de reforçá-lo.

3. O que não gostamos nos compósitos

- **Pegajosidade:** alguns compósitos podem ser pegajosos nos instrumentos de inserção. Isto dificulta a manipulação do material, podendo comprometer a sua adaptação à cavidade. Uma alternativa é a resina “flowable” (ou de baixa viscosidade), que por ter uma consistência

fluída, é aplicada com uma seringa. Entretanto, este material só é indicado para cavidades muito pequenas ou em casos específicos, devido à suas propriedades mecânicas baixas.

- **A inserção do compósito deve ser feita em incrementos de no máximo de 2mm:** a luz do fotopolimerizador perde intensidade à medida que atravessa o compósito. Portanto, camadas com espessura maior do que 2 mm terão grau de conversão mais baixo em sua região mais profunda. Isso obriga o dentista a inserir o compósito na cavidade em pequenas porções (técnica incremental), o que aumenta muito o tempo necessário para se preencher toda a cavidade. Por este motivo, os fabricantes desenvolveram compósitos “bulk-fill”, que podem ser inseridos em um incremento único de até 4 mm. Estes materiais são mais translúcidos, o que permite um maior grau de conversão mesmo na parte mais profunda do incremento. No entanto, não é o material de primeira escolha esteticamente.
- **Podem fraturar sob ação de cargas oclusais:** restaurações extensas estão mais propensas à fratura (por estarem mais expostas às cargas oclusais) e esta é uma das principais causas de fracasso da restauração (juntamente com cárie secundária). Resistência a fratura: relacionada à composição e presença de defeitos no interior do material (poros), pois concentram tensões facilitando o início da fratura. Tenacidade à fratura: capacidade do material resistir à propagação de uma trinca. Partículas de reforço tenacificam o material, pois são um obstáculo para a propagação da trinca. De forma geral, a resistência à fratura está relacionada à manipulação e processamento do material enquanto a tenacidade à fratura é uma propriedade intrínseca.
- **Sofrem degradação ao longo do tempo:** degradação hidrolítica da matriz resinosa pela ação de alterações de temperatura e pH provoca redução nas propriedades mecânicas, além de alterar a cor da restauração.
- **Apresentam contração de polimerização:** durante a polimerização, os monômeros se unem. A aproximação entre os monômeros necessária para o estabelecimento de ligações covalentes resulta em uma redução no volume de material (contração). Esta característica dos compósitos é tão importante que muitos fabricantes fazem questão de afirmar que seus materiais “contraem pouco” ou “contraem menos que o concorrente”.
 - Do que depende a contração do material?
 - Massa molecular (tamanho) dos monômeros da matriz – em geral, para um dado conteúdo de carga, materiais contendo monômeros de peso molecular maior contraem menos, pois quanto maior o tamanho dos monômeros presentes na matriz, em um dado volume de material, haverá um número menor de monômeros. Consequentemente, no momento em que eles se unirem, haverá uma menor contração.
 - Fração inorgânica (conteúdo de carga em volume) – Quanto mais carga, além de melhores propriedades mecânicas, há também uma menor contração, uma vez que aumentando quantidade de carga, estaremos diminuindo a quantidade de monômeros (as partículas de carga não contraem).
 - Grau de conversão (GC) - Um maior GC significa que mais duplas ligações de carbono foram quebradas e mais monômeros se uniram, logo há maior contração.
 - Um compósito micro (ou nano) híbrido com cerca de 60vol% de carga e 40vol% matriz contrai aproximadamente 2% (em volume). Para fins de comparação, a resina acrílica (pó + líquido) contrai 7%; o BisGMA (homopolímero, sem carga) contrai 5% e o TEGDMA (homopolímero, sem carga) contrai 12%.



○ O gráfico ao lado demonstra que a contração de polimerização não é determinada somente pelo conteúdo de carga. Se isso fosse verdade, materiais com mesmo conteúdo de carga (por ex., PO, FS e FZ) apresentariam contrações semelhantes. As diferenças nos valores de contração ocorrem devido a diferenças na composição da fase orgânica.

- **Contração volumétrica + módulo de elasticidade = tensões de polimerização.** Quando o material polimeriza, ele contrai e vai adquirindo rigidez (aumento do módulo de elasticidade). Estas duas características associadas geram tensões de polimerização na interface dente/restauração.
- Implicações clínicas da tensão de polimerização:
 - *Se a camada adesiva não se romper (ou seja, resistir às tensões de polimerização) – não haverá descolamento do adesivo, mas poderão surgir trincas no esmalte resultantes das tensões de polimerização.* Clinicamente se observa uma linha branca ao redor da restauração, próximo às margens. Outra possibilidade é a ocorrência de deflexão de cúspide. A deformação do elemento dentário pode provocar sensibilidade pós-operatória ou mesmo fratura do dente (em dentes fragilizados).
 - *Se ocorrer o descolamento da interface adesiva – a presença de uma fenda entre o dente e a restauração pode favorecer o surgimento de novas lesões de cárie.* Uma restauração feita em laboratório em condições ideais apresenta entre 10% a 20% de fendas ao longo da interface. Mas isso não significa que novas lesões de cárie no local da fenda são inevitáveis, pois estas dependem de múltiplos fatores tais como higiene do paciente e microbiota. A presença de fendas também provoca o acúmulo de pigmentos na interface, prejudicando a estética da restauração.
- **Compósitos PRECISAM do sistema adesivo:**
 - Para retenção do material na cavidade
 - Para vedamento da interface dente/restauração

Se não houver adesivo, o material irá se contrair livremente e, conseqüentemente, abrirá uma fenda maior.

Compósitos autoadesivos: são materiais que dispensam o uso de sistemas adesivos, como alguns cimentos resinosos (para fixação de próteses). Utilizando a tecnologia destes cimentos foram desenvolvidos recentemente alguns materiais restauradores autoadesivos. Estes materiais apresentam monômeros contendo um grupo fosfato, que se ioniza e consegue se unir ao cálcio do dente.

4. Por que restaurações falham?

- Fratura do material (maior risco em restaurações extensas sujeitas a grandes cargas oclusais):
 - Baixa tenacidade à fratura
 - Degradação hidrolítica

- Novas lesões de cárie (cárie secundária)
 - Descolamento da interface adesiva
 - Presença de biofilme cariogênico – mesmo possuindo uma fenda entre dente/restauração, se o paciente tiver uma atividade de cárie baixa não vai desenvolver lesão de cárie

De modo geral, quanto maior é a restauração, menor será a sua durabilidade.