DEPARTAMENTO DE BIOMATERIAIS E BIOLOGIA ORAL

Disciplina ODB 400 – Biomateriais para uso direto

Roteiro de estudos – Março/2021

Professor: Roberto Braga

Compósitos Restauradores

Aula 1: Conceitos básicos (duração: 19 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

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. Atualmente, os **dimetacrilatos** e os **compósitos resinosos** não são encontrados apenas em materiais restauradores, mas também cimentos para fixação, materiais para capeamento pulpar, cimentos endodônticos e blocos para CAD/CAM.

1. Por que gostamos das resinas compostas?

1.1 Estética: característica (super)valorizada nos procedimentos restauradores atuais.

1.2 Tempo de trabalho controlado pelo dentista: no caso de materiais fotopolimerizáveis, o que é muito confortável para o cirurgião-dentista.

1.3 "Adesão" à estrutura dentária: a resina composta se adere ao dente micro-mecanicamente através do sistema adesivo. Assim, o preparo cavitário se restringe à remoção apenas do tecido cariado. Por outro lado, materiais não-adesivos (por ex., amálgama) necessitam de preparos retentivos, o que muitas vezes significa remover tecido dentário sadio. Portanto, os preparos para restaurações em compósito são mais conservadores.

1.4 A questão ambiental: o amálgama é uma liga metálica que contém mercúrio. Os resíduos de amálgama, quando descartados de maneira incorreta, representam uma fonte de contaminação do solo. Por este motivo, a Organização Mundial de Saúde está se mobilizando para eliminar o uso do amálgama a médio prazo.

IMPORTANTE: comparado ao amálgama, restaurações posteriores em resina composta apresentam porcentagem de falha duas vezes maior do que restaurações em amálgama no período de 5 a 7 anos. Isso significa que ao longo da vida o paciente provavelmente necessitará de um maior número de trocas dessas restaurações em compósito, o que representa maiores perdas de estrutura dentária (além de maior custo para o paciente).

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.

2.1 Matriz orgânica (fase resinosa): Constituída pelos monômeros e iniciadores da polimerização, que irão formar um polímero reticulado, evolvendo a fase de reforço. É responsável pela coesão do material

2.2 Fase de reforço (carga ou fase inorgânica): constituída por partículas de vidro de diferentes tamanhos, resultando em um alto empacotamento. A variedade de tamanhos faz com que não existam regiões extensas do material sem partículas (o que é importante para as suas propriedades físicas).

Aula 2: Matriz orgânica (duração: 15 minutos; para acessar os slides, **clique aqui**)

1. Fatores determinantes das propriedades físico-químicas dos compósitos

1.1 Composição: (A) monômeros presentes na matriz orgânica, que formarão o co-polímero, (B) características da fase de reforço (principalmente a distribuição de tamanho das partículas) e (C) proporção carga:matriz (porcentagem em volume de carga).

1.2 Grau de conversão: é a porcentagem de ligações duplas de carbono (presentes na estrutura dos monômeros) consumidas na reação de polimerização. É o principal indicador da qualidade da rede polimérica formada após a reação de polimerização. O grau de conversão depende da composição do material (definida pelo fabricante) e do seu uso correto pelo cirurgião-dentista. Um material com baixo grau de conversão terá propriedades mecânicas baixas e apresentará degradação mais rápida no meio bucal. Consequentemente, a restauração precisará ser substituída em um tempo menor do que o esperado.

2. Principais monômeros

IMPORTANTE: compósitos apresentam matrizes resinosas com diferentes combinações de monômeros e em diferentes proporções. Cada fabricante tem a sua "receita secreta" para fabricar um compósito. As possibilidades são ilimitadas, pois além de variações na composição da matriz os fabricantes podem ajustar as características da fase inorgânica e do sistema de ativação para criar o material com as características desejadas.

2.1 BisGMA (dimetacrilato de glicidila bisfenol A): apresenta alto peso molecular (512 g/mol), o que contribui para uma baixa contração de polimerização (5 vol%). Isoladamente, apresenta grau de conversão

baixo pois (A) sua estrutura é pouco flexível devido à presença dos anéis benzênicos (o que reduz a chance de um monômero encontrar um radical livre em posição favorável para se ligar à cadeia em crescimento e (B) sua viscosidade é muito alta (600 a 1000 Pa.s) devido à presença de grupos hidroxila (OH^-), que formam ligações de hidrogênio intermoleculares.

2.2 TEGDMA (dimetacrilato de trietilenoglicol): seu peso molecular é relativamente baixo (286 g/mol) e, consequentemente, sua contração é alta (12 vol%). Sua viscosidade é baixa (0,05 Pa.s) e os grupos éter (-O-) em sua estrutura tornam a molécula bastante flexível. O TEGDMA é considerado um "diluente" do BisGMA e a combinação desses dois monômeros resulta em uma matriz orgânica com grau de conversão elevado.

2.3 UDMA (dimetacrilato de uretano): seu peso molecular é 470 g/mol e não apresenta o anel benzênico. Sua viscosidade é intermediária (11 Pa.s). Apresenta grupos amino que formam ligações de hidrogênio, porém não tão fortes quanto aquelas entre grupos hidroxila. Alguns fabricantes utilizam o UDMA como monômero-base em suas formulações por considerarem ser mais seguro no aspecto biológico do que o BisGMA, cuja degradação resulta na formação de bisfenol A (BPA).

2.4. BisEMA (BisGMA etoxilado): é um monômero muito semelhante ao BisGMA, com alto peso molecular (540 g/mol), porém baixa viscosidade (3 Pa.s) devido à ausência das hidroxilas na molécula.

Aula 3: Fase inorgânica, silano e sistemas de ativação (duração: 20 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Classificação dos compósitos de acordo com o tamanho das partículas

1.1 Macroparticulados ("macrofill", final dos anos 1960*):* apresentam apenas valor histórico, pois correspondem à formulação descrita por Bowen e adotada nos primeiros materiais comerciais (ex: Adaptic©). Esses compósitos apresentavam partículas de vidro de quartzo com tamanho entre 10 µm e 50 µm. Limitações: polimento ruim, resultando em maior manchamento e facilitando o acúmulo de biofilme sobre a restauração. Apresentava desgaste excessivo em dentes posteriores.

1.2. Microparticulados ("microfill", no final dos anos 1970*)*:* contém partículas de sílica coloidal com tamanho ao redor de 40 nm (note que em 1970, o prefixo "nano" não era difundido; porém, esses materiais podem ser considerados "nanoparticulados"). O polimento é excelente; no entanto, não é possível formular materiais microparticulados com elevado conteúdo de carga. Portanto, apresenta propriedades mecânicas relativamente baixas.

1.3. Híbridos (anos 1980): combinavam partículas de sílica coloidal com partículas de vidros de metais pesado (por ex., bário, estrôncio) com tamanho médio ao redor de 10 µm. Aliavam polimento aceitável com boas propriedades mecânicas (devido à maior proporção de carga).

1.4 "*Microhibridos", divididos em* "*minifill"* (de 0,6 – 1 µm + 40nm) e "midfill" (até 10 µm + 40 nm), anos 1990:* primeiros compósitos chamados de "universais" porque podem ser usados tanto na região posterior como na anterior. Os compósitos do tipo *midfill* caíram em desuso pois apresentavam um polimento apenas regular. Os *minifill* apresentam maior empacotamento das partículas, consequentemente propriedades mecânicas elevadas, aliado a um polimento excelente.

*1.5 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.

OBSERVAÇÃO: aqueles marcados com asterisco estão disponíveis no mercado. Os termos "microhíbrido" e "nanohíbrido" são denominações criadas pelo mercado. Note que qualquer compósito "microhíbrido" (termo utilizado há 30 anos) pode ser considerado "nanohíbrido", dependendo da distribuição de tamanho das partículas.

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

2.1 Propriedades mecânicas: de modo geral, quanto maior a proporção de carga no compósito, maiores são a resistência à fratura, módulo de elasticidade, dureza, tenacidade à fratura e demais propriedades mecânicas.

2.2 Contração de polimerização: de modo geral, quanto maior a proporção de carga no material, menor é a sua contração. A contração é consequência da aproximação e união dos monômeros na formação do polímero. Assim, um compósito com 60% de carga terá uma menor quantidade de monômeros (por unidade de volume) e consequentemente menor contração em comparação a outro material com 40% de carga (assumindo que os dois materiais têm a mesma formulação monomérica).

2.3 Sorção de água: de modo geral, quanto maior a proporção de carga (ou seja, menor quantidade de matriz) no compósito, menor será a sorção de água. Consequentemente, o material apresentará menor degradação e alteração da cor ao longo do tempo do que um material com maior proporção de fase orgânica.

2.4 Coeficiente de expansão térmica linear (CETL): polímeros (ou seja, a fase orgânica dos compósitos) apresentam maior CETL do que materiais cerâmicos (ou seja, a fase de reforço dos compósitos). 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).

2.5 Viscosidade: de modo geral, uma proporção de carga mais alta torna o material mais viscoso (menos fluido) e menos pegajoso.

2.6 Radiopacidade: a matriz resinosa é radiolúcida (ou seja, não é visível em radiografia). A radiopacidade é uma característica importante em materiais restauradores para permitir a avaliação radiográfica da restauração e verificar, por exemplo, se ocorreu recidiva da lesão de cárie não identificada no exame clínico.

2. Resistência ao desgaste e polimento

Duas propriedades de grande importância clínica definidas pela fase de reforço são a resistência ao desgaste (pela ação de forças oclusais, mastigação e escovação) e a capacidade de polimento. Ambas se relacionam à durabilidade da restauração. O desgaste excessivo leva à perda do ajuste oclusal, da anatomia da restauração e da textura superficial, enquanto o polimento está relacionado não apenas estética (brilho e textura), mas principalmente ao manchamento do compósito e acúmulo de biofilme na superfície do material.

3. Fase de reforço – variáveis de interesse

3.1 Fração volumétrica: porcentagem em volume da carga no material. Microfill: <50%, microhibrida: 60 – 70%, nanoparticuladas: até 78%.

3.2 *Tamanho médio das partículas:* quanto maior o tamanho médio, pior o polimento o do compósito.

3.3 Distribuição de tamanhos: o valor fornecido pelo fabricante (por ex., 0,1 μm) se refere à média ou à mediana. Uma distribuição ampla favorece o empacotamento (ou seja, a incorporação de uma maioproporção de partículas no material).

4. 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-trimetoxisilano**.** O silano se liga à partícula através de seu grupo silanol (Si-O) e à matriz resinosa pelo seu grupo metacrilato. Se não houver união química entre a partícula e a matriz, a fase inorgânica enfraquecerá o material ao invés de reforçá-lo.

Aula 4: Características e propriedades – parte 1 (duração: 13 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Pegajosidade: alguns compósitos podem ser pegajosos nos instrumentos, dificultando sua inserção, o que pode comprometer a sua adaptação às paredes da cavidade. Uma alternativa são os compósitos "flowable" (ou compósitos de baixa viscosidade), de consistência fluída e aplicados à cavidade com uma seringa. Entretanto, este material só é indicado para a restauração de cavidades em áreas com baixa solicitação mecânica.

2. Inserção em incrementos de no máximo de 2 mm: 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. Porém, a maior translucidez pode comprometer a estética.

Aula 5: Características e propriedades – parte 2 (duração: 14 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Fratura sob ação de cargas oclusais: restaurações extensas estão mais propensas à fratura devido à maior exposição às cargas oclusais. Esta é uma das principais causas de fracasso da restauração (juntamente com cárie secundária). A resistência à fratura do compósito é definida por sua composição e pela presença de defeitos no interior do material (por ex., poros). Defeitos concentram tensões facilitando o início da fratura sob cargas relativamente baixas. A tenacidade à fratura é a propriedade que expressa a capacidade de um material resistir à propagação de uma trinca que provocará a sua fratura. Partículas de reforço tenacificam o material, pois são um obstáculo para a propagação da trinca. De modo geral, quanto maior a fração inorgânica do material, melhores as suas propriedades mecânicas. No entanto, a relação entre o conteúdo de carga e uma determinada propriedade mecânica não é linear. Por exemplo, a tenacidade à fratura pode parar de aumentar a partir de um determinado valor de conteúdo inorgânico, enquanto que o módulo de elasticidade não aumenta muito até que se atinja um determinado valor de porcentagem de carga.

2. Sorção de fluidos: está relacionada ao manchamento e à hidrólise da matriz resinosa, provocando redução nas propriedades mecânicas. O compósito não é impermeável aos fluidos encontrados no meio bucal. Os grupos éster presentes nos monômeros (ou "meros" da rede polimérica) são suscetíveis à hidrólise. As esterases, (enzimas capazes de quebrar ligações éster) também provocam a degradação da matriz resinosa.

3. Ciclo da degradação dos compósitos: a sorção de água provoca a hidrólise da matriz que, juntamente com a ação das esterases, provocam o amolecimento da matriz. A matriz amolecida é mais suscetível ao desgaste, expondo a camada subjacente – que passa a sofrer hidrólise.

4. Solubilidade: o trânsito de fluidos no interior do compósito provoca a saída de componentes que não estão unidos à rede polimérica, por exemplo, monômeros que não se uniram à rede polimérica ("monômeros residuais"). A perda de massa do compósito resultante de componentes que não estão unidos ao polímero é maior nas primeiras 24 horas após a confecção da restauração. Essa saída de componentes é inversamente proporcional ao grau de conversão do compósito.

Aula 6: Características e propriedades – parte 3 (duração: 15 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Riscos biológicos

Produtos da degradação: ácido metacrílico (resultado direto da quebra da ligação éster), metacrilato de trietilenoglicol (TEGMA, ou seja, a separação entre um dos grupos metacrilato e o restante da molécula do TEGDMA) e bis-HPPP (formado pela quebra dos dois grupos éster na molécula do BisGMA), bisfenol A (BPA). As concentrações liberadas são da ordem de nm/mm^2 (nanomol por milímetro quadrado).

Não existem evidências clínicas indicando que compósitos resinosos representem risco à saúde. Porém, isso não significa que o indivíduo não esteja ingerindo componentes liberados por estes materiais. Por exemplo, existe relação entre o número de superfícies com selante e a concentração de BPA na urina de crianças. Mais estudos são necessários para verificar a segurança desses materiais à longo prazo.

2. Contração de polimerização: durante a polimerização, a aproximação entre os monômeros necessária para o estabelecimento de ligações covalentes resulta em uma redução no volume do material (contração). Esta característica dos compósitos é tão importante que muitos fabricantes fazem questão de enfatizar que seus materiais têm "baixa contração". A contração de polimerização está relacionada aos seguintes fatores:

2.1Massa molecular (tamanho) dos monômeros: quanto maior o tamanho dos monômeros presentes na matriz, em um dado volume de material, haverá um número menor de monômeros. Consequentemente, durante a polimerização haverá menos monômeros se unindo, o que resultará em menor contração quando comparado ao mesmo volume de outro material, com a mesma fração inorgânica porém contendo monômeros menores.

2.2 Fração inorgânica (conteúdo de carga em volume) – Quanto maior a porcentagem de carga no compósito, menor será a sua contração. Mais carga corresponde a uma menor porcentagem de matriz, que é a responsável pela contração (partículas de carga não contraem). Porém, é importante lembrar que a contração de polimerização não é determinada somente pelo conteúdo de carga. Se isso fosse verdade, materiais com mesmo conteúdo de carga apresentariam contrações semelhantes, independentemente da composição monomérica da matriz, o que não é conformado na prática. Ou seja, a contração está relacionada tanto à composição da matriz resinosa quanto à porcentagem de carga.

2.3 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 + liquido) contrai 7%; o BisGMA (homopolímero, sem carga) contrai 5% e o TEGDMA (homopolímero, sem carga) contrai 12%.

Aula 7: Características e propriedades – parte 4, considerações finais (duração: 14 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Tensões de polimerização

Quando o material polimeriza, ele contrai e adquire propriedades elásticas, com aumento da sua rigidez (aumento do módulo de elasticidade). Como o material se encontra aderido às paredes da cavidade, ele não consegue contrair livremente. Além disso, a rigidez do material impede que ele se deforme elasticamente para se acomodar à redução de volume. Estas duas características associadas geram tensões na interface dente/restauração.

2. Implicações clínicas da tensão de polimerização

2.1 Se a interface 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. Essa linha é resultado do rompimento do esmalte ao redor da restauração. Outra possibilidade é a ocorrência de deflexão das cúspides. Essa deformação do elemento dentário pode provocar sensibilidade pós-operatória ou mesmo fratura do dente (em dentes fragilizados).

2.2 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 das margens. Mas isso não significa que novas lesões de cárie no local da fenda são inevitáveis, pois estas dependem de outros fatores (higiene do paciente, dieta e microbiota). A presença de fendas também provoca o acúmulo de pigmentos na interface, prejudicando a estética da restauração.

3. Compósitos PRECISAM do sistema adesivo

A retenção do compósito na cavidade e o vedamento da interface dente/restauração dependem do sistema adesivo. A aplicação do adesivo é uma etapa crítica e demorada do procedimento restaurador. Pensando em reduzir o tempo necessário para a confecção de uma restauração, alguns fabricantes lançaram compósitos auto-adesivos. Esses compósitos contêm monômeros ácidos semelhantes aos encontrados em sistemas adesivos auto-condicionantes e, semelhante ao que ocorre com os adesivos auto-condicionantes, o padrão de condicionamento em esmalte é inferior ao conseguido com o ácido fosfórico. Por esse motivo, os fabricantes recomendam o "condicionamento ácido seletivo", ou seja, o dentista deverá condicionar apenas as margens em esmalte com ácido fosfórico. São compósitos de baixa viscosidade ("flowable"), pois isso facilita o contato do material com o substrato dentinário.

4. Por que restaurações falham?

4.1 Fratura do material: o risco é maior risco em restaurações extensas sujeitas a grandes cargas oclusais. A fratura ocorre devido à baixa tenacidade à fratura e à degradação hidrolítica ao longo do tempo.

*4.*2 Novas lesões de cárie nas margens da restauração ("cárie secundária"): resultante do descolamento da interface adesiva (pelas tensões de polimerização, ou à longo prazo pela degradação do adesivo), associado à presença de biofilme cariogênico.

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

Aula 8: Fotoativação – parte 1 (duração: 18 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Histórico

- Final dos anos 1960: materiais resinosos restauradores de ativação química
- Anos 1970: primeiros compósitos fotoativados com luz UV.
- Início dos anos 1980: materiais fotoativados com luz visível (lâmpadas QTH)
- Meio da década de 1980: compósitos de ativação dupla (serão abordados na aula sobre cimentos para

fixação)

- Meio da década de 1990: fotopolimerizadores de luz laser
- Início do século XXI: fotopolimerizadores de LED

2. Compósitos quimicamente ativados ("self cure")

Utilizam o peróxido de benzoíla como iniciador e uma amina terciária como ativador, que quebra o peróxido de benzoíla ao meio, formando dois radicais livres.

2.1 Desvantagens: (A) Tempo de trabalho não é controlado pelo dentista, (B) a espatulação das duas pastas provoca incorporação de poros (enfraquecem o material, pois concentram tensões e se comportam como defeitos; os poros contêm ar no seu interior; portanto, ao redor dos poros a resina encontra-se menos polimerizada, pois o oxigênio atua como inibidor da polimerização; finalmente a presença de poros compromete o resultado estético, pois a luz é desviada pelos poros dando uma aparência pouco natural e opaca), (C) incompatíveis com sistemas adesivos de pH ácido (exemplo: adesivos auto-acondicionantes ou sistemas de dois passos com *primer* e *bonding* misturados no mesmo frasco)

2.2.Vantagem: grau de conversão uniforme em toda a espessura da restauração.

2.3 *Indicação atual:* cimentos para fixação de restaurações indiretas (não existe mais compósito resinoso restaurador quimicamente ativado)

3. Compósitos fotoativados ("light cure")

3.1.Vantagens: (A) dispensam espatulação (menos poros), (B) tempo de trabalho e de presa sob controle do profissional, pois a polimerização é iniciada quando o profissional expõe o material à luz do fotopolimerizador, (C) técnica incremental favorece a estética: é uma técnica que demanda mais tempo; no entanto, é possível utilizar cores diferentes a cada camada (se for necessário) e dessa forma obtém-se uma restauração de aspecto mais natural.

3.2. Desvantagens: (A) necessidade de fotopolimerizador, (B) grau de conversão uniforme apenas em espessuras de até 2 mm, tornando obrigatória a inserção em camadas (técnica incremental), à exceção dos compósitos "bulk fill".

3.3 Geração de radicais livres: um composto fotossensível (canforoquinona para a maioria dos materiais), quando exposto à luz de comprimento de onda específico (468 nm para a canforoquinona) passa a um estágio chamado de "triplet". Na presença da amina, a CQ-triplet forma um complexo que, ao se desfazer

resulta na formação de dois radicais livres, correspondentes às duas aminas com elétrons não-pareados.

4. Fotoativação: aspectos qualitativos

4.1. Comprimento de onda: o comprimento de onda emitido pelo fotopolimerizador tem que ser compatível com o fotoiniciador que está presente no material. Em outras palavras, o espectro de emissão da fonte de luz (irradiância emitida pelo fotopolimerizador em cada comprimento de onda de luz) deve coincidir tanto quanto possível com o espectro de absorção do fotoiniciador (eficiência de absorção de luz pelo fotoiniciador em cada comprimento de onda).

*4.*2. Máxima absorção dos fotoiniciadores: canforoquinona: λ= 468nm luz, Lucerin-TPO: λ=380nm

Aula 9: Fotoativação – parte 2 (duração: 20 minutos; para acessar os slides, clique aqui)

1. Fotoativação: aspectos quantitativos

1.1 Irradiância (unidade: mW/cm^2): potência da luz emitida por unidade de área. A irradiância depende da potência (em Watts) da fonte de luz, da qualidade dos espelhos, filtros e feixe de fibras ópticas do aparelho e da área irradiada (cm^2). Como o feixe de luz é divergente, a área irradiada depende não apenas do diâmetro da ponta, mas também da distância entre a ponta e a superfície do compósito. Aparelhos fotopolimerizadores de boa qualidade fornecem irradiâncias acima de 1000 mW/cm^2.

Além disso, a irradiância não é uniformemente distribuída em toda a área da ponta. De acordo com o perfil do feixe de luz (que pode variar entre equipamentos de marcas diferentes), torna-se importante posicionar a ponta do fopolimerizador em diferentes regiões na superfície da restauração.

1.2. Dose ou densidade de energia (unidade: mJ/cm^2): é calculada multiplicando-se a irradiância pelo tempo de exposição. Para a maioria dos compósitos, a dose necessária para garantir um alto GC em uma espessura de 2 mm de material está entre 12 e 18 J/cm^2 (12.000 – 18.000 mJ/cm^2). Acima de 18 J/cm^2 não se observa aumento nas propriedades mecânicas, pois os materiais atingem o grau de conversão máximo. Ou seja, é inútil prolongar excessivamente o tempo de irradiação.

Portanto, quanto mais concentrado for o espectro de emissão da fonte de luz ao redor de 468nm (para compósitos com canforoquinona), quanto maior for a potência da fonte de luz, quanto menor for a área irradiada e quanto maior for o tempo de irradiação maior será o grau de conversão. Tipicamente, compósitos restauradores atingem graus de conversão entre 60% e 70%.

Dentro de limites, é possível compensar uma baixa irradiância prolongando-se o tempo de irradiação.

2. Fontes de luz

*2.1 Lâmpadas halógenas (quartzo-tungstênio-halogênio, QTH): l*âmpada com filamento incandescente, que emite luz policromática; portanto, necessita de filtros para transmitir apenas o azul. Gera calor, o que é um problema, pois pode causar inflamação pulpar no caso de cavidades profundas. É uma tecnologia de baixa eficiência, pois apenas uma fração mínima da energia luminosa é efetivamente utilizada para fotoativação. O filamento tem vida útil limitada e a potência diminui ao longo do tempo, o que necessita de atenção do dentista para que a polimerização não seja prejudicada.

2.2 Diodos emissores de luz (light-emitting diode, LED): luz produzida por eletroluminescência (movimentação de elétrons em materiais semicondutores submetidos a corrente elétrica). São monocromáticos. Portanto, aparelhos que emitem luz azul não estão indicados para fotopolimerizar compósitos com Lucerin TPO. Aparelhos de LED "polywave" ("multi-onda") apresentam no mesmo aparelho LEDs azul e violeta. Servem tanto para compósitos com canforoquinona quanto para compósitos com Lucerin TPO

2.3 Laser: Monocromático, com feixe colimado (não divergente) e coerente (ou seja, todos os fótons caminham em fase). Aparelho de custo elevado, sem grandes vantagens em relação aos demais que justifiquem o investimento.

2.4 Arco de plasma (PAC lights): policromáticos, com eletrodos de tungstênio em uma cápsula preenchida com gás condutor. O espectro de emissão muito amplo (gera muito calor) e a irradiância é bastante elevada (acima de 1000 mW/cm^2). Estes aparelhos surgiram com a proposta de diminuir substancialmente o tempo de fotopolimerização (para 3 segundos, segundo o fabricante). Porém, os estudos não confirmaram sua eficácia e esses aparelhos são pouco utilizados.

Glossário

Amálgama: material restaurador direto metálico, constituído por uma liga contendo prata, estanho, cobre e mercúrio.

Bisfenol A (BPA): polímero utilizado como matéria-prima para a produção de utensílios plásticos. Foi proibido em diversos países, inclusive no Brasil para algumas aplicações, pois apresenta estrutura análoga

ao estrógeno e é considerado um “disruptor endócrino”, podendo desencadear diversos efeitos nocivos à saúde.

Coeficiente de expansão térmica linear (CETL): é a propriedade que descreve a variação de comprimento de um material em função da temperatura (unidade: $^{o}C^{-1}$).

Co-polímero: polímero constituído pela união de mais de um tipo de monômero.

Deflexão de cúspides: deformação da estrutura dentária mensurada a partir da mudança da distância entre as pontas de cúspides opostas (vestibular e lingual/palatina)

Dimetacrilato: monômero que apresenta dois grupos metacrilato em sua estrutura. Por esse motivo, monômeros dimetacrilatos formam polímeros reticulados.

Hidrólise: degradação do polímero devido à exposição prolongada a fluidos.

Ligação de hidrogênio: interação (intra- ou intermolecular) entre átomos de hidrogênio ligados covalentemente a um átomo mais eletronegativo. É uma ligação do tipo secundária, porém mais forte do que forças de van der Waals.

Monômero bifuncional: monômero que apresenta dois grupos reativos em sua estrutura, por ex., dimetacrilatos. Formam polímeros reticulados.

Monômeros residuais: monômeros que não foram incorporados à rede polimérica e, por estarem “soltos” na estrutura do material, podem ser removidos pela passagem de fluidos.

Resinas/compósitos fotopolimerizáveis: materiais cuja reação de polimerização é iniciada quando um composto fotossensível presente em sua composição é exposto à luz de comprimento de onda específico.

Radical livre: molécula eletricamente neutra, porém que apresenta um elétron não-pareado na camada de valência de um dos seus átomos, o que a torna bastante reativa (ávida por estabelecer ligações ou subtrair átomos de outras moléculas).

Técnica incremental: usada para a confecção de uma restauração em resina composta, na qual a cavidade é preenchida em incrementos (porções) com no máximo 2 mm de espessura, a fim de garantir o máximo grau de conversão para cada incremento.

Viscosidade: propriedade que indica a resistência de um fluido à deformação (escoamento) sob tensões de cisalhamento ou tração. Descreve a fricção interna entre as camadas de um fluido em movimento. Um fluido com alta viscosidade resiste ao movimento porque sua estrutura molecular é responsável por elevada fricção interna (unidade: Pa.s, Pascal multiplicado por segundo)

Material complementar e bibliografia

1. WHO/UNEP Promoting the phase down of dental amalgam in developing countries
2. Rasines Alcaraz MG et al. Cochrane Database Syst Rev 2014
3. Gajewski V et al., Braz dent J 2012
4. Dursun E et al., Open Dent J 2016
5. Ferracane J Dent Mater 2011
6. Anusavice K et al., Phillips-Materiais Dentários, Elsevier 2013
7. Santos et al., Oper Dent 2007
8. Shimokawa C et al Oper Dent 2020
9. Ilie N et al. Clin Oral Investig 2011
10. Braga RR et al. Dent Mater 2012
11. Santerrre JP et al., Crit Rev Oral Biol Med 2001
12. Curtis AR et al. J Dent 2008
13. Ferracane J, J Oral Rehab 1994
14. Van Landuyt KL, Dent Mater 2011
15. McKinney C et al. J Amer Dent Assoc 2014
16. Boaro et al., Dent Mater 2013
17. Kanca 3rd e Suh Am J Dent 1999
18. Tantbirojn et al., Dent Mater 2004
19. Boaro et al., Dent Mater 2014
20. Khvostenko D et al., Dent MAter 2016
21. Banerjee A et al, Brit Dent J 2017
22. Schneider LF et al., Dent Mater 2012
23. Shimokawa C et al., Mater Sci Eng C 2016

24. Calheiros F et al., J Biomed Mater Res B 2007

25. Price RBT et al, J Esthet Rest Dent 2010