

Cimentos odontológicos

PEDRO ALEXANDRE
LEANDRO IRAN ROSA
MARCELO CARVALHO CHAIN

OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM

- Conhecer as características dos cimentos odontológicos e suas aplicações clínicas
 - Apresentar indicações, vantagens e desvantagens dos cimentos odontológicos
 - Compreender os aspectos relacionados à manipulação dos cimentos odontológicos
 - Conhecer as diferentes propriedades dos cimentos odontológicos

LEMBRETE

Entre as aplicações dos cimentos em odontologia, destacam-se cimentação em prótese, obturação de canais radiculares, restaurações provisórias, proteção do complexo dentina-polpa e tratamento de perfurações dentais.

Os cimentos odontológicos apresentam uma composição variada e têm diversas aplicações em odontologia. Os materiais classificados como cimentos são aqueles que sofrem reação ácido-base durante a reação de presa, logo após a mistura do material. Os cimentos são fornecidos pelo fabricante nas formas de pó e líquido, sendo que o pó tem natureza básica, e o líquido, o caráter ácido. Quando o pó e o líquido são misturados, sofrem uma reação ácido-base, exceto no caso dos cimentos resinosos, em que ocorre uma reação de polimerização.

Entre as principais características atribuídas a um cimento odontológico, destacam-se:

- adequada espessura de película e viscosidade satisfatória, para ótima fluidez no caso da cimentação de uma peça protética;
- tempo de trabalho e presa adequados;
- manuseio fácil e consistência ideal no caso de restaurações provisórias.

Há ainda outras características importantes, que serão discutidas posteriormente no decorrer deste capítulo.

CIMENTO DE HIDRÓXIDO DE CÁLCIO



A principal característica do cimento hidróxido de cálcio consiste em estimular a deposição de dentina, participando do processo reparador e de proteção do complexo dentina-polpa e auxiliando na formação de dentina reparadora. Esse cimento possui baixos valores de propriedades mecânicas como elasticidade, resistência à

compressão e tração, o que restringe seu uso basicamente a forramentos cavitários em áreas que não suportem forças oclusais excessivas.

ATENÇÃO

Em razão de suas propriedades mecânicas, o uso do cimento de hidróxido de cálcio restringe-se basicamente a forramentos cavitários em áreas que não suportem cargas excessivas.

FORMA DE APRESENTAÇÃO

O hidróxido de cálcio, por sua ação terapêutica, pode se apresentar na forma de pó, solução, suspensão, pasta única (pó agregado a um veículo) ou em um sistema pasta/pasta (cimento de hidróxido de cálcio) (Quadro 5.1). Este último, o mais utilizado atualmente, é encontrado em pastas base e catalisadora que, quando misturadas, tomam presa rapidamente.

QUADRO 5.1 – Composição química - pasta/pasta

| Pasta-base | Pasta catalisadora |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Tungstato de cálcio • Fosfato de cálcio tribásico • Óxido de zinco em zalicilato de glicol | <ul style="list-style-type: none"> • Hidróxido de cálcio • Óxido de zinco • Estearato de zinco em sulfonamida de etileno tolueno |

MANIPULAÇÃO

O cimento de hidróxido de cálcio é fornecido comercialmente em um sistema de duas pastas de cores diferentes, a pasta-base e a pasta catalisadora. Ambas devem ser dispensadas em quantidades iguais sobre uma placa de vidro ou bloco de papel impermeável descartável. Para a manipulação/mistura, utiliza-se uma espátula metálica nº 72 ou similar. Como o material tem presa rápida, a mistura deve ser rápida e eficiente para alcançar uma cor uniforme e uma viscosidade adequada para a aplicação.

CARACTERÍSTICAS E PROPRIEDADES

ATIVIDADE ANTIMICROBIANA: O hidróxido de cálcio possui pH alcalino (pH 12), e sua atividade antimicrobiana está relacionada à dissociação iônica em íons hidroxila e íons cálcio. A liberação de íons hidroxila altera as propriedades da membrana citoplasmática bacteriana, incluindo alteração do pH, prejudicando funções vitais como metabolismo, crescimento e divisão celular.

EFEITO MINERALIZADOR: A dissociação do hidróxido de cálcio em íons cálcio ativa enzimas teciduais como a fosfatase alcalina, estimulando a produção de dentina secundária. Além disso, o pH básico do hidróxido de cálcio é levemente irritante para o tecido pulpar vivo, gerando uma necrose superficial das células pulpares em contato com o cimento ou próximas a ele. Essa necrose celular faz as células mesenquimais indiferenciadas se diferenciarem em odontoblastoides, os quais produzirão dentina reparadora e ponte de dentina.

TEMPO DE PRESA: Varia entre 2,5 e 5,5 minutos. Os ingredientes responsáveis pela presa são o hidróxido de cálcio e o salicilato.

RADIOPACIDADE: Os materiais que promovem a proteção pulpar devem apresentar preferencialmente uma densidade óptica com radiopacidade maior do que a das estruturas dentárias, permitindo ao profissional visualizar a presença do material forrador durante o exame radiográfico. Para alcançar essa propriedade, são adicionadas à composição do cimento partículas de tungstato de cálcio ou sulfato de bário.

ISOLAMENTO TÉRMICO: Possui baixa condutibilidade térmica; porém, como é utilizado em finas camadas para o forramento, essa propriedade não é evidenciada.

INDICAÇÕES DO CIMENTO DE HIDRÓXIDO DE CÁLCIO

SAIBA MAIS

Outros materiais à base de hidróxido de cálcio são utilizados na desinfecção de cavidades (soluções), em curativos temporários (pastas) e como parte da composição de cimentos obturadores e de fixação de próteses provisórias.

O hidróxido de cálcio é indicado para as seguintes aplicações:

- capeamento pulpar direto e indireto;
- pulpotomia;
- forramento cavitário de cavidade profundas;
- cimentação provisória.

AGREGADO TRIÓXIDO MINERAL (MTA)

Na busca por um material que, além de ser biocompatível, estimulasse a regeneração tecidual com baixo índice de estímulo inflamatório, foi desenvolvido um cimento mineral conhecido como MTA (agregado de trióxido mineral), utilizado com o propósito de selar a comunicação entre o dente e a superfície periodontal.

O cimento MTA consiste em um pó formado por finas partículas hidrofílicas que toma presa quando em contato com a umidade. Ao encontrar um ambiente úmido, o pó torna-se um gel coloidal que em seguida forma uma estrutura rígida. A especialidade odontológica que mais utiliza esse cimento é a endodontia.

COMPOSIÇÃO QUÍMICA

A composição química do MTA é apresentada no Quadro 5.2.

QUADRO 5.2 – Principais componentes do MTA

- | | | |
|----------------------|-----------------------|----------------------------------|
| • Silicato tricálcio | • Óxido de silicato | • Aluminato tetracálcio |
| • Silicato dicálcio | • Óxido de bismuto | • Tetracálcio aluminoférrico |
| • Óxido tricálcio | • Aluminato tricálcio | • Sulfato de cálcio di-hidratado |

MANIPULAÇÃO

O MTA deve ser preparado imediatamente antes de seu uso e sob umidade controlada, pois esta age como um ativador da reação química. O pó deve ser dosado conforme as instruções do fabricante e misturado em água deionizada ou soro fisiológico sobre uma placa de vidro ou bloco de espatulação, com espátula plástica ou de metal.

CARACTERÍSTICAS E PROPRIEDADES

ATIVIDADE ANTIMICROBIANA: Imediatamente após a mistura, o pH é de 10,2 e se eleva para 12,5 após 3 horas. A formação de um pH altamente alcalino e a liberação de substâncias favorecem a atividade antimicrobiana. O potencial antimicrobiano depende da concentração de MTA.

TEMPO DE PRESA: Varia de 2 horas e 45 minutos até 4 horas, conforme o tamanho das partículas, a relação água/pó, a temperatura e a presença de umidade e bolhas de ar. O longo tempo de presa proporciona alta estabilidade dimensional e baixo índice de infiltração.

RADIOPACIDADE: A presença do óxido de bismuto confere radiopacidade ao MTA, gerando maior radiopacidade que a dentina, mostrando-se facilmente distinguível em análises radiográficas.

SELAMENTO: Gera baixos índices de infiltração por corantes, bactérias ou toxinas bacterianas em testes laboratoriais, quando comparados a materiais seladores como IRM e amálgama. Além disso, a contaminação por sangue, no momento da inserção do MTA, não afeta a sua capacidade de selamento. A ocorrência de pequena expansão pós-presas do material pode aumentar sua capacidade de selamento.

REMINERALIZAÇÃO: A capacidade de estimular a produção de tecido mineralizado na superfície de uma polpa exposta ocorre por meio da formação de uma camada de estrutura cristalina na superfície pulpar em contato direto com o cimento. A reação química ocorre com o contato do pó de MTA com a água, formando o óxido de cálcio e o fosfato de cálcio. A reação entre os fluidos teciduais e o óxido de cálcio formará o hidróxido de cálcio, que entrará em contato com o dióxido de carbono (CO₂) presente na corrente sanguínea, formando o carbonato de cálcio.

BIOCOMPATIBILIDADE: É um material biocompatível, com capacidade de criar um ambiente favorável ao reparo e estimular a proliferação celular.

INDICAÇÕES

As indicações do MTA são descritas no Quadro 5.3.

QUADRO 5.3 – Indicações do MTA

- | | |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Capeamento pulpar em caso de pulpite reversível • Apacificação e apicogênese • Reparo de perfurações radiculares • Material retro-obturador • <i>Plug</i> coronal após obturações • Reparo de fraturas verticais e antes de clareamento interno | <ul style="list-style-type: none"> • Material restaurador temporário • Capeamento pulpar direto de dentes permanentes • Pulpotomia de dentes permanentes e decíduos • Reabsorções radiculares |
|--|---|

CIMENTO DE ÓXIDO DE ZINCO E EUGENOL

Material formado a partir da reação entre o óxido de zinco e o eugenol. Geralmente encontrado na forma de pó e líquido, é utilizado principalmente como cimento temporário, base ou forramento, restaurador provisório e na obturação de canais radiculares, sendo que uma consistência diferente é utilizada para cada fim. O produto é constituído por um pó branco levemente acinzentado e um líquido límpido, levemente amarelado, o qual tem odor característico predominante do eugenol, isento de partículas em suspensão ou sedimentos.

COMPOSIÇÃO

A composição química do cimento de óxido de zinco e eugenol é apresentada no Quadro 5.4.

QUADRO 5.4 – Composição química do cimento de óxido de zinco e eugenol

| Componentes do pó | Componentes do líquido |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • Óxido de zinco • Colofônia hidrogenada • Colofônia • Sulfato de bário • Borato de sódio anidro | <ul style="list-style-type: none"> • Eugenol • Óleo de amêndoas • Ácido acético glacial |

CLASSIFICAÇÃO

A especificação nº 30 da Associação Dental Americana (ADA) classifica em quatro tipos os cimentos de óxido de zinco e eugenol, de acordo com suas formulações e usos:¹

- **Tipo I:** cimento provisório (indicado para cimentações temporárias);
- **Tipo II:** cimento definitivo (cimentações permanentes de restaurações indiretas);
- **Tipo III:** materiais restauradores temporários e bases;
- **Tipo IV:** forradores cavitários (proteção do complexo dentina-polpa).

MANIPULAÇÃO

A dosagem de pó e líquido deve ser feita de acordo com a aplicação/ indicação de cada cimento, obedecendo às recomendações do fabricante. Geralmente, para fins obturadores em endodontia, recomenda-se a mistura de uma porção de pó para 0,25 de líquido (1:0,25), de maneira que o cimento fique bem fluido. O pó deve ser adicionado lentamente ao líquido em uma placa de vidro, inicialmente em pequenas porções e aumentando gradativamente. No caso de restaurações provisórias, deve-se obter um material com viscosidade bem maior, na forma de massa, para facilitar a inserção na cavidade e permitir ótimas propriedades mecânicas e terapêuticas (dentro das limitações do produto).

Apesar das possíveis variações, devem ser obedecidos os seguintes tempos, contados a partir do início da mistura:

- tempo de mistura – 3 minutos;
- tempo de trabalho – cerca de 30 minutos;
- tempo de presa na placa de vidro – cerca de 2 horas.

LEMBRETE

Quando o cimento de óxido de zinco e eugenol se descola tanto da placa como da espátula, está na consistência adequada para o uso em restaurações provisórias.

REAÇÃO QUÍMICA

A reação de presa é uma reação de quelação que envolve basicamente o óxido de zinco e o eugenol. Na presença de água, esses compostos formam uma matriz de eugenolato de zinco. A água hidrolisa o óxido de zinco, tornando-o hidróxido de zinco. A seguir, duas moléculas de eugenol reagem com o hidróxido de zinco para formar sal eugenolato de zinco e água. O Quadro 5.5 apresenta as principais vantagens e desvantagens desse material.

QUADRO 5.5 – Vantagens e desvantagens do cimento de óxido de zinco e eugenol

| Vantagens | Desvantagens |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Radiopacidade • Tempo de presa adequado • Fácil aplicação • Baixa solubilidade (0,1 a 3,5%) • Bom escoamento • Economia | <ul style="list-style-type: none"> • O eugenol irrita os tecidos • Sabor desagradável • Em caso de restaurações provisórias, o eugenol interfere na polimerização dos monômeros resinosos. |

CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO

CONCEITO

Desenvolvido em 1971 por A. D. Wilson e B. E. Kent,² o cimento de ionômero de vidro (CIV) é um material extremamente popular, formado a partir de uma reação ácido-base entre um pó de vidro fluoraminossilicato e uma solução à base de ácido poliacrílico. Ele possui principalmente indicações restauradoras e cimentadoras permanentes, valendo-se de suas propriedades adesivas e remineralizadoras.

COMPOSIÇÃO

O Quadro 5.6 apresenta a composição básica do cimento de ionômero de vidro.

O líquido é tipicamente uma solução de 47,5% de um copolímero de ácido poliacrílico/ácido itacônico, e o pó é basicamente um vidro de fluoraluminossilicato de cálcio, que pode conter quantidades relativas de sílica (SiO), alumina (Al₂O₃) e fluoreto de cálcio (CaF₂), dependendo de cada fabricante.

QUADRO 5.6 – Composição básica do ionômero de vidro

| Componentes do pó | Componentes do líquido |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Vidro de fluoraluminossilicato de cálcio • SiO₂ (sílica) • Al₂O₃ (alumina) • CaF₂ (fluoreto de cálcio ou de potássio) • Óxidos de ferro (pigmentos) • NaF (fluoreto de sódio) | <ul style="list-style-type: none"> • Ácido poliacrílico/ácido itacônico • Água • Ácido tartárico |

REAÇÃO DE PRESA

A reação de presa do material envolve uma reação ácido-base entre o ácido poliacrílico e o vidro de aluminossilicato. Durante a reação, a superfície das partículas de vidro é degradada pelo ácido orgânico, liberando íons como Al³⁺ e Ca²⁺. Esses cátions liberados são então quelados pelos grupos carboxílicos do polímero, atuando como elo da cadeia de poliácidos. Após a presa total, tem-se um compósito de partículas de vidro circundadas por um gel de sílica em uma matriz de poliânions (Ca²⁺, Al³⁺, F⁻) unidos por ligações cruzadas. Desse modo, o cimento pronto consiste em uma matriz de polissal embebida com partículas de vidro cercadas por um gel de sílica (Fig. 5.1).

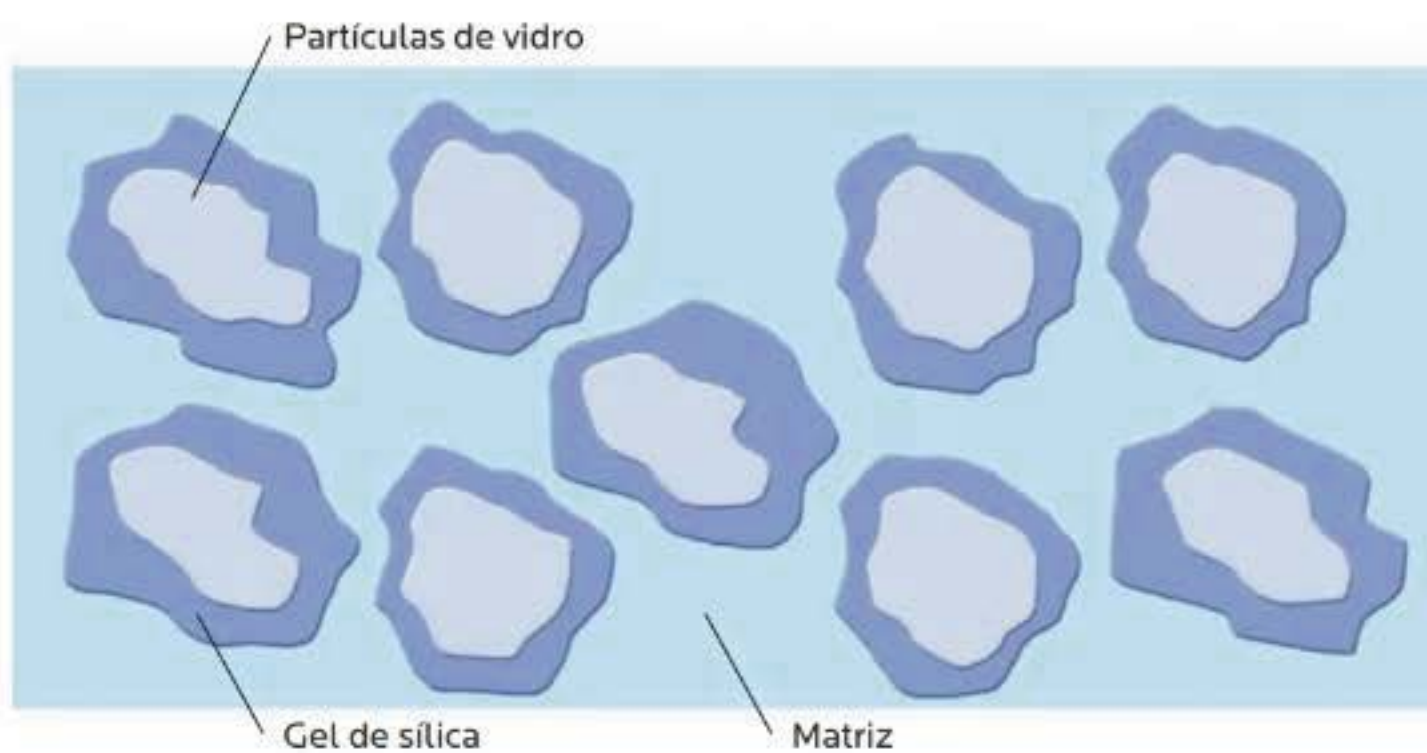


Figura 5.1 – Estrutura final do cimento de ionômero de vidro após a presa.

CLASSIFICAÇÃO

A classificação dos CIVs pode ser feita de acordo com sua composição química ou de acordo com sua indicação, e ambas as formas são muito utilizadas.

CLASSIFICAÇÃO DE ACORDO COM A COMPOSIÇÃO QUÍMICA (TRÊS GRUPOS)

CONVENCIONAL/ANIDRO: Os cimentos convencionais são aqueles nos quais o pó contém basicamente partículas de alumínio-silicato de cálcio, e o líquido consiste em uma solução aquosa de ácido poliacrílico (ver Quadro 5.5). Já os cimentos anidros possuem composição similar, com a diferença de que o ácido é liofilizado, seco a vácuo e incorporado ao pó, ficando como líquido somente a água destilada.

REFORÇADO POR METAIS: Nesse caso, o líquido é similar ao dos cimentos convencionais, e o pó é composto de uma mistura do pó convencional com partículas de liga de amálgama ou liga de prata, sinterizadas com as partículas de vidro. Eles são conhecidos também como CERMETS (cerâmica e metal).

MODIFICADO POR RESINAS: Também conhecido como metacrilato modificado, esse tipo de cimento possui adição de resina (HEMA – hidroxil metacrilato), componente que substitui parte do ácido poliacrílico do líquido. Esse material é bastante utilizado pela facilidade de tomar presa após a fotoativação, além de se unir quimicamente a resinas compostas e adesivos, graças aos seus grupos metacrilatos. Cimentos modificados por resina podem apresentar duas ou três presas.

CLASSIFICAÇÃO DE ACORDO COM A INDICAÇÃO DO MATERIAL (QUATRO GRUPOS)

Tipo 1: cimentações (*inlays*, *onlays*, coroas, bandas ortodônticas).

Tipo 2: restaurações (definitivas em áreas de baixa tensão).

Tipo 3: forramento e bases de restaurações definitivas.

Tipo 4: selamento de fissuras e obturação de canais em endodontia.

SAIBA MAIS

A classificação segundo a indicação do material pode apresentar pequenas modificações em virtude da existência de grande variedade de materiais e sugestões de aplicação dos CIVs. Além disso, um cimento para restaurações (tipo 2), por exemplo, pode ter diferentes composições, ou seja, pode ser convencional, anidro, metacrilato modificado ou um CERMET.

INDICAÇÕES

A seguir, são descritas as principais indicações do cimento de ionômero de vidro:

- restaurações de Classes III e V;
- restaurações provisórias;
- cimentações de peças protéticas;
- selamento de cicatrículas e fissuras;
- selamento de cavidades entre sessões do tratamento endodôntico;
- forramento de cavidades na técnica de “sanduíche” (associação com resina composta);
- tratamento restaurador atraumático (ART);
- cimentação de bandas e braquetes ortodônticos.

O Quadro 5.7 apresenta as principais vantagens e desvantagens dos cimentos de ionômero de vidro.

QUADRO 5.7 – Vantagens e desvantagens do cimento de ionômero de vidro

| VANTAGENS | DESVANTAGENS |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Excelente biocompatibilidade • Estética favorável • Liberação de flúor • Adesão química ao esmalte e dentina • Manipulação fácil e rápida, não exige equipamentos especiais | <ul style="list-style-type: none"> • Deve ser protegido da umidade para evitar sorção de água • Baixa resistência ao desgaste • Baixa resistência à tração |

APRESENTAÇÃO COMERCIAL

As Figuras 5.2 a 5.4 ilustram algumas das apresentações comerciais do cimento de ionômero de vidro.



Figura 5.2 – Cimento de ionômero de vidro convencional restaurador.



Figura 5.3 – Cimento de ionômero de vidro modificado por resina, utilizado para cimentação.



Figura 5.4 – Cimento de ionômero de vidro modificado por resina, utilizado para cimentação.

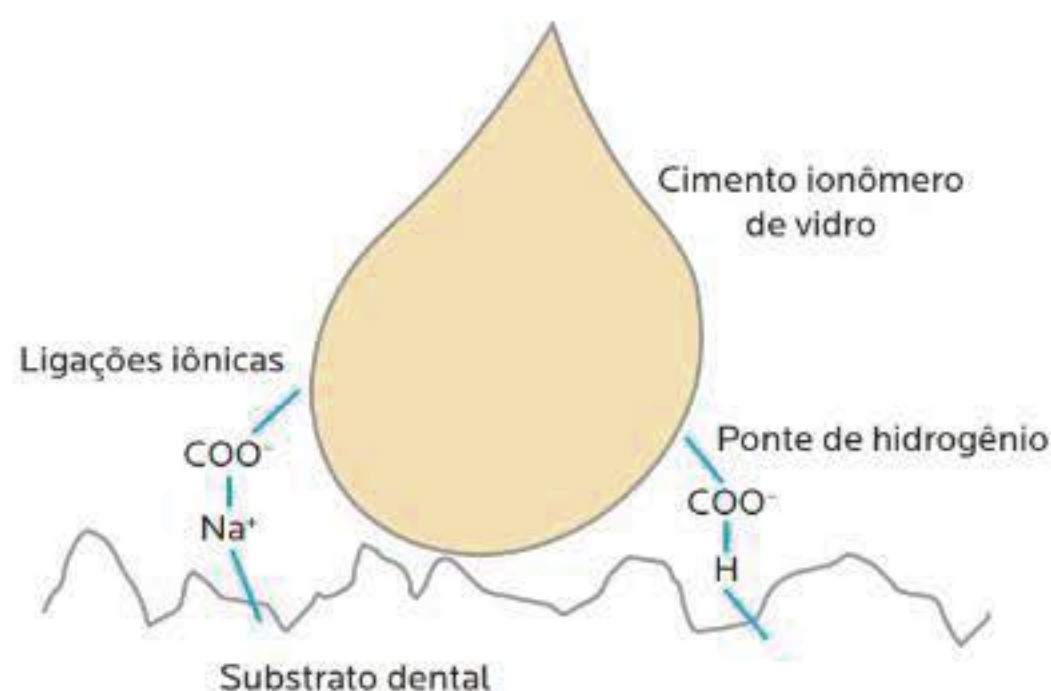
MECANISMO DE ADESÃO DENTAL DOS CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO

Uma particularidade dos ionômeros, herdada do cimento de policarboxilato de zinco, é a adesão à estrutura dental. Como se sabe,

adesão pode ser definida como a atração existente entre moléculas de diferentes materiais e suas interfaces.

Acredita-se que a adesão envolva quelação de cálcio da estrutura dental. Sugere-se ainda a possibilidade de que, além da quelação do cálcio, ocorra também uma reação do CIV com o aminoácido e o radical carboxílico presentes no colágeno da dentina.

Durante a espatulação do cimento e a aplicação da pasta fluida no dente, uma hipótese discutida é a de que ocorra inicialmente a formação de pontes de hidrogênio. Essa adesão seria promovida pelos grupos carboxílicos presentes na pasta ainda em processo de presa. Com o passar do tempo, ocorre uma progressiva substituição dessas ligações fracas por ligações iônicas, sendo que os íons positivos são deslocados tanto da estrutura dental, na figura da hidroxiapatita, quanto do cimento em reação de formação da cadeia polimérica. Desse modo, haveria a formação de pontes salinas entre grupos carboxílicos livres no cimento (negativos) e íons carregados positivamente na superfície da apatita no esmalte e na dentina, como o cálcio, por exemplo. Sugeriu-se ainda que ocorra também uma complexa troca de íons no processo de adsorção do ácido poliacrílico na hidroxiapatita, no qual o ácido poliacrílico reage com a superfície liberando fosfato e cálcio da estrutura dental.



SAIBA MAIS

Os mecanismos de adesão dos CIVs ainda não foram bem elucidados, porém não restam dúvidas de que existe uma interação mediada por fatores químicos, e não mecânicos. Portanto, o ionômero de vidro tem adesão química à estrutura dental.

SAIBA MAIS

A diferença dos cimentos de ionômero de vidro em relação aos cimentos de silicato (precursor do ionômero e menos utilizado) é ser formado por cadeias poliméricas, as quais formam pontes nos *gaps* existentes entre o corpo do cimento e o substrato.

Figura 5.5 – Ilustração do mecanismo de adesão do ionômero de vidro à estrutura dental.

RESISTÊNCIA DE UNIÃO

A resistência de união dos cimentos de ionômero de vidro à estrutura dental (esmalte e dentina) é da ordem de 2,8 a 5,1 MPa, em comparação com a resistência de união entre a resina composta e o esmalte condicionado, que é da ordem de 15 a 30 MPa. Já a resistência de união do ionômero híbrido (modificado por resina) à dentina é de aproximadamente 10 a 14 MPa.

Tem-se observado que a força de adesão depende em grande parte do tipo de poliácido utilizado, sendo que cimentos à base de ácido poliacrílico tendem a apresentar maiores valores de adesão. Uma observação que pode ser feita é que o pré-condicionamento da dentina e do esmalte com ácido poliacrílico tende a melhorar a resistência de união entre esses substratos e os cimentos de ionômero de vidro.

CIMENTO DE FOSFATO DE ZINCO

DEFINIÇÃO

Cimento bastante antigo, de coloração branco-opaca, apresentado comercialmente na forma de pó e líquido. O pó é composto basicamente por óxido de zinco, e o líquido é uma solução aquosa de característica ácida (ácido fosfórico). A reação de presa do cimento ocorre após a incorporação do pó ao líquido (mistura) e a espatulação do material. Em virtude de sua coloração, é um cimento odontológico usado geralmente para a cimentação de peças protéticas, a maioria metálicas.

VANTAGENS E DESVANTAGENS

SAIBA MAIS

No processo de calcinação, os componentes utilizados são aquecidos em temperaturas que variam de 1.000 a 1.300°C durante um período de 4 a 8 horas. Esse processo resulta em uma massa que é triturada e peneirada para a formação do pó.

Apesar de apresentar alto grau de solubilidade, o cimento de fosfato de zinco ainda é muito utilizado na cimentação definitiva de peças protéticas, em razão dos excelentes resultados ao longo dos anos. Esse tipo de cimento apresenta ainda custo reduzido em relação aos cimentos à base de metacrilatos e até mesmo aos ionômeros de vidro. Como desvantagem, ele apresenta grau de solubilidade maior que os cimentos resinosos, coloração branca opaca e menor resistência de união.

COMPOSIÇÃO BÁSICA

SAIBA MAIS

O ácido fosfórico, o zinco e o alumínio proporcionam a neutralização parcial do líquido, que controla a reação e permite a formação de um cimento com lisura adequada e não granuloso, facilitando a manipulação.

Cerca de 90% da composição do cimento de fosfato de zinco é um pó à base de óxido de zinco. Outros componentes, adicionados com o objetivo de melhorar as características finais desse material, são apresentados no Quadro 5.8.

QUADRO 5.8 – Componentes adicionados ao cimento de fosfato de zinco

| Componentes do pó | Componentes do líquido |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> Óxido de magnésio (reduz temperatura do processo de calcinação) Dióxido de silício (facilita a calcinação) Trióxido de bismuto (dá lisura a massa) Fluoreto de tanino (fonte de íons flúor) | <ul style="list-style-type: none"> Ácido fosfórico e água Zinco Alumínio |

APRESENTAÇÃO COMERCIAL

A Figura 5.6 ilustra uma das apresentações comerciais do cimento de fosfato de zinco.



Figura 5.6 – Cimento de fosfato de zinco pó e líquido.

REAÇÃO QUÍMICA



O cimento de fosfato de zinco tem reação química exotérmica, ou seja, durante a mistura do pó no líquido, a superfície do pó é dissolvida, resultando em uma reação com liberação de calor. Nessa reação, o ácido fosfórico ataca as partículas liberando zinco para o líquido, e o alumínio, por sua vez, forma um complexo com o ácido fosfórico, atacando o zinco e formando um gel de aluminofosfato de zinco sobre a superfície das partículas remanescentes. O resultado da reação é uma rede amorfa de fosfato de zinco hidratada ao redor das partículas de óxido de zinco parcialmente dissolvidas.

ATENÇÃO

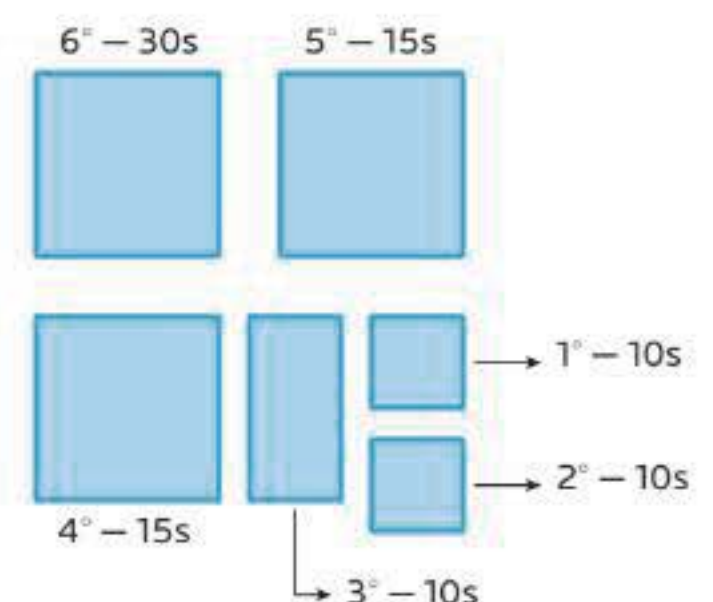
Por ser a água um componente importante da reação química do cimento de fosfato de zinco, sua evaporação do frasco do líquido pode dificultar a reação do material. Um líquido turvo já apresenta sinal de degradação.

MANIPULAÇÃO

Assim como todo material que necessita de mistura, o cimento de fosfato de zinco requer cuidados especiais na sua manipulação, para que resulte em um produto com propriedades adequadas e não agrida a estrutura dental pelo calor gerado de sua reação química. Desse modo, os seguintes cuidados devem ser tomados sempre:

- utilizar uma placa de vidro grossa, de preferência resfriada entre 18 e 24°C;
- utilizar toda a extensão da placa na espatulação, a fim de dissipar o calor ao máximo;
- acrescentar o pó ao líquido de maneira lenta e proporcional, como mostra a Figura 5.7, para permitir que a neutralização do líquido durante a reação ácido-base ocorra aos poucos, dissipando o calor da reação;
- evitar a adição de água (p. ex., placa de vidro úmida), pois atrapalha a reação.

Figura 5.7 – Sequência e tempos indicados para a espatulação do cimento de fosfato de zinco. Observe que a porção do cimento deve ser dividida em 6 partes (1/16, 1/16, 1/8, 1/4, 1/4 e 1/4), as quais devem ser misturadas nesta ordem e respectivamente por 10, 10, 10, 15, 15 e 30 segundos, totalizando um tempo de 90 segundos.



APLICAÇÕES CLÍNICAS

O cimento de fosfato de zinco tem as seguintes indicações:

- cimentação de peças protéticas;
- cimentação de bandas ortodônticas;
- base ou forramento sob restaurações metálicas.

PROPRIEDADES

As propriedades dos cimentos aquosos para uso odontológicos estão incluídas na especificação de nº 96 da ADA (ISO 9917) da ANSI/ADA.³

ESPESSURA DE PELÍCULA: Após manipulado, o cimento deve formar uma espessura de película/filme que deve ser no máximo de 25 µm.

VISCOSIDADE: Tem influência também na solubilidade do cimento. Para os cimentos baseados em água, como o fosfato de zinco, quanto mais viscoso menos solúvel ele se torna.

TEMPO DE PRESA: O tempo de trabalho do cimento é constituído pelo tempo utilizado para a manipulação do material e pelo tempo de presa, os quais devem ser suficientes para permitir um correto assentamento das peças. De acordo com a especificação, esse tempo fica entre 2,5 e 8 minutos, para uma temperatura corporal de 37°C.

RESISTÊNCIA: A resistência mínima à compressão para os cimentos de fosfato de zinco deve ser de 70 MPa após 24 horas.

SOLUBILIDADE E DESINTEGRAÇÃO: Todos os cimentos são solúveis em algum grau, e essa solubilidade pode aumentar no caso de o cimento ter contato prematuro com água ou saliva durante o período de presa. Segundo a especificação, quando um cimento é testado com erosão ácida por ácido láctico, pela técnica de pancadas a jato, sua taxa de desintegração deve ser de no máximo 0,1 mm/h.

ESTABILIDADE DIMENSIONAL: Os cimentos de fosfato sofrem, em um período de 7 dias, uma contração de aproximadamente 0,04 a 0,06%, o que é considerado muito bom do ponto de vista clínico.

ATENÇÃO

A manipulação inadequada do cimento de fosfato de zinco pode resultar em alteração no tempo de presa, em geral, acelerando-a.

LEMBRETE

Quanto menos solúvel for o cimento, melhor será sua estabilidade ao longo do tempo diante aos desafios da cavidade oral.

CIMENTOS RESINOSOS

A evolução da odontologia estética e dos procedimentos restauradores indiretos passa invariavelmente pela utilização dos cimentos resinosos. Esses materiais permitem a reabilitação da função e da estética, aliando resistência de união elevada, baixa solubilidade e alta resistência à tração e à compressão. Além disso, permitem o uso de restaurações ultraconservadoras, como os laminados cerâmicos, por exemplo, sem influenciar na estética. Tais materiais fazem o elo entre o substrato e a peça protética com qualidade e longevidade.

COMPOSIÇÃO E REAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

A composição da maioria dos modernos cimentos resinosos é similar àquela das resinas compostas usadas como material restaurador, nas

quais a base é o sistema monomérico Bisfenol A – metacrilato de glicidila (Bis GMA) ou uretano dimetacrilato (UDMA) em combinação com outros monômeros de menor peso molecular, como o trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA). A adoção de grupamentos funcionais hidrófilos, nos quais estão incluídos os sistemas organofosfonatos, hidroxietil metacrilato (HEMA) e 4-metacriloxietil trimelitano anidro (4-META), modificou a composição orgânica do cimento resinoso em relação às resinas compostas e permitiu a união com a superfície da dentina, que frequentemente fica exposta na maioria dos preparos dentais.

Para completar a composição, a resina aglutinante é combinada com partículas cerâmicas e sílica coloidal. As partículas inorgânicas se apresentam nas formas angulares, esféricas ou arredondadas, com conteúdo de 36 a 77% em peso e diâmetro variável entre 10 e 15 μm , dependendo do produto.

SAIBA MAIS

A diferença básica existente entre os cimentos e as resinas compostas é o menor percentual volumétrico de partículas incorporadas ao aglutinante, a fim de adequar a viscosidade do material às condições desejáveis de um material para cimentação.

CLASSIFICAÇÃO

Os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com a reação de presa ou de acordo com a forma de aplicação.

CLASSIFICAÇÃO DE ACORDO COM A REAÇÃO DE PRESA DO CIMENTO

Autopolimerizados: As reações químicas de polimerização em geral são iniciadas pelo peróxido de benzoíla com aminas terciárias.

Ativados pela emissão de luz visível ou fotoativados: Nesses sistemas, a reação de polimerização é iniciada por monômeros fotossensíveis, como as cetonas aromáticas (canforquinona).

Dupla ativação ou dual (ativados pela luz e por reação química): Os sistemas de dupla ativação combinam as duas formas anteriores de ativação, que se completam na iniciação da reação.

CLASSIFICAÇÃO DE ACORDO COM A FORMA DE APLICAÇÃO OU ABORDAGEM DO SUBSTRATO

Cimentos resinosos convencionais: Necessitam da aplicação de um sistema adesivo.

Cimentos resinosos autocondicionantes ou autoaderentes: Usados diretamente sobre o substrato.

APLICAÇÃO CLÍNICA

Os cimentos resinosos podem ser utilizados com eficiência na cimentação de todos os tipos de peças protéticas, bem como em cimentações de bandas ortodônticas e braquetes, desde que seja obtido um adequado isolamento da superfície. As vantagens e desvantagens desse tipo de cimento são apresentadas no Quadro 5.9.

QUADRO 5.9 – Vantagens e desvantagens dos cimentos resinosos

| VANTAGENS | DESVANTAGENS |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> Alta resistência à compressão (100 a 200 MPa) Alta resistência à tração (20 a 50 MPa) Dureza Baixa solubilidade (0,05% em peso) União micromecânica aos tecidos dentais, ligas metálicas e superfícies cerâmicas | <ul style="list-style-type: none"> Sensibilidade à técnica de aplicação Baixa rigidez Possibilidade de infiltração marginal Sensibilidade dental Dificuldade na remoção dos excessos |

APRESENTAÇÃO COMERCIAL

Os cimentos resinosos podem se apresentar de diferentes maneiras, dependendo de sua composição e/ou aplicação. Os cimentos puramente fotoativados, indicados para situações em que a luz atravesse a peça protética, geralmente se apresentam em uma seringa, utilizada para dispensar o material diretamente sobre a peça. Para os cimentos duais, a apresentação geralmente é na forma de duas seringas (base e catalisador), ou uma seringa com dois êmbolos separados paralelos que culminam em uma ponta helicoidal misturadora, utilizada para aplicação direta na peça. Há ainda apresentações na forma de *clicker*, que a cada pressionada dispensam porções iguais do material a ser misturado.



Figura 5.8 – Cimentos resinosos autopolimerizáveis Multilink Automix (Ivoclar-vivadent®), um sistema pasta-pasta em uma seringa dupla acoplada a uma ponta misturadora.



Figura 5.9 – Cimento resinoso de dupla ativação (dual) (ParaCore, Coltène – Whaledent). Material indicado para cimentação e confecção de núcleos em um sistema pasta-pasta de seringa dupla acoplada a uma ponta misturadora.

MANIPULAÇÃO

LEMBRETE

Uma rápida e completa mistura evita a inclusão de bolhas e mantém as propriedades dos materiais.

Nos sistemas pasta-pasta, o trabalho é facilitado, pois a proporção das pastas em geral é em quantidades iguais 1:1. Em alguns produtos, a mistura é executada automaticamente por meio de pontas misturadoras na saída das pastas. O tempo de mistura é reduzido a aproximadamente 30 segundos.

PROPRIEDADES



As propriedades físicas dos cimentos resinosos são determinadas pelo tipo, pela distribuição e pelo conteúdo das partículas inorgânicas.

Os cimentos resinosos atuais apresentam alto volume de carga, com propriedades comparáveis às das resinas compostas autopolimerizáveis. As propriedades físicas também sofrem influência do grau de conversão dos monômeros em polímeros, que, como no caso das resinas compostas, não é completa, mesmo sob ótimas condições de polimerização.

O ótimo desempenho dos cimentos resinosos decorre da sua capacidade de umedecimento, fluidez e espessura de película. Embora não exista especificação para padronizar o valor máximo de espessura de película para os cimentos resinosos, a ISO 9917⁴ recomenda 25 μm como valor máximo para a obtenção de uma adequada adaptação das restaurações indiretas usando cimentos tradicionais. Espessuras de película acima de 100 μm , além de causarem desadaptação da restauração à estrutura do dente, também dificultam a distribuição de tensões de forma homogênea sobre a restauração, tornando-a mais suscetível à fratura e propiciando maior absorção de fluídos orais, além de contribuírem para a expansão do cimento resinoso.

Há também um limite mínimo de espessura para conferir a resistência necessária ao conjunto dente-cimento-restauração sob cargas de mastigação. O fato de a reconstrução dental envolver materiais restauradores rígidos e friáveis, com diferentes módulos de elasticidade e resiliências em relação aos tecidos dentais, contribui para uma menor resistência à fratura do material restaurador se a espessura de película do cimento resinoso não for suficiente para absorver as tensões provenientes dos esforços mastigatórios.

O desenvolvimento de tensões advindas da contração de polimerização dos cimentos resinosos é outro fator a ser considerado. Como o material restaurador e o tecido dental são estruturas rígidas, a compensação da contração ocorre no interior da massa de cimento e pode desenvolver altos níveis de tensões na interface de união, tanto no lado do material restaurador quanto no substrato dental. Quando o escoamento do cimento resinoso é satisfatório, as tensões geradas pela contração podem ser menores do que a resistência de união das interfaces, preservando, dessa maneira, a integridade marginal da restauração. Além disso, com a evolução constante dos materiais, a contração de polimerização tem sido reduzida, apesar de ainda ser uma característica inerente aos materiais à base de metacrilatos.

LEMBRETE

Um importante fator usado para reduzir a contração de polimerização é o potencial de escoamento do cimento resinoso, que aumenta a capacidade de deformação plástica do cimento durante e após a polimerização.

Amálgama dental

JOÃO ADOLFO CZERNAY
MARCELO CARVALHO CHAIN

OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM

- Conhecer a composição do amálgama e suas características
- Compreender as reações de presa do amálgama
 - Conhecer as diferentes propriedades do amálgama
- Orientar a seleção e o uso do amálgama a partir de suas características e aplicações clínicas

LEMBRETE

O uso do amálgama está relacionado a uma menor recidiva das lesões de cárie, motivo pelo qual esse material é indicado especialmente para pacientes nos quais é difícil manter controle sobre os fatores de risco a essa doença.

Atualmente a conduta preventiva vem aos poucos dando lugar a materiais adesivos que conservam a estrutura dental e têm forte apelo estético. Apesar disso, o amálgama dental continua sendo utilizado na restauração de dentes posteriores, em virtude de sua facilidade de manipulação e dos ótimos resultados avaliados ao longo de 150 anos, além de seu baixo custo.

A composição básica do amálgama dental e as técnicas para sua aplicação foram definidas por Black em 1895, consistindo em uma liga predominante de prata e estanho que era misturada com o mercúrio. Desde a sua invenção, a composição do amálgama sofreu alterações com o objetivo de promover melhorias na durabilidade e no desempenho clínico das restaurações.

O sucesso das restaurações de amálgama, quando corretamente indicadas, está relacionado diretamente à técnica, que envolve desde o preparo cavitário até o polimento final da restauração. Assim, o conhecimento sobre a composição, os tipos de ligas e as propriedades do amálgama é fundamental para a aplicação clínica desse material restaurador.

COMPOSIÇÃO

A concepção original do amálgama dental, segundo a especificação nº 1 da American Dental Association (ADA),¹ é a de um material formado a partir da mistura do mercúrio líquido com uma liga sólida, composta principalmente por prata (65%), estanho (29%), cobre (6%) e quantidades não especificadas de zinco, ouro e mercúrio.



O **cobre**, mesmo que em pequenas concentrações (abaixo de 6%), tem por finalidade aumentar a dureza e a resistência do material. O zinco, além de aumentar a plasticidade do amálgama durante a escultura, também age como desoxidante, unindo-se ao oxigênio para diminuir a

produção de óxidos. Quando a concentração de zinco está abaixo de 0,01%, tem-se a denominação de ligas de amálgama sem zinco.

Durante a década de 1970, ocorreu uma modificação nas ligas de amálgama dental, principalmente na quantidade de cobre adicionada. Os amálgamas com até 6% de cobre em sua composição foram denominados amálgamas com baixo teor de cobre, tradicionais ou convencionais. Já as ligas modificadas e enriquecidas com cobre foram denominadas ligas com alto teor de cobre, pois possuem até 30% na sua concentração, proporcionando uma melhora importante nas propriedades do amálgama.

Além da classificação pelo teor de cobre, as ligas também podem ser classificadas de acordo com o tipo de partícula. Os amálgamas tradicionais eram compostos por partículas em forma de limalha com baixo teor de cobre. A incorporação de partículas esféricas com alto teor de cobre às partículas em forma de limalha gerou uma liga composta por dois tipos de partículas, denominada liga tipo mistura ou de fase dispersa. A incorporação do cobre em uma única partícula gerou um terceiro grupo, denominado liga de composição única ou eutética.

No Quadro 6.1, estão relacionadas as marcas de algumas limalhas de amálgama disponíveis atualmente no mercado.

QUADRO 6.1 – Exemplos de ligas encontradas no mercado

| Marca comercial | Conteúdo de cobre | Tipo de partículas | Apresentação |
|-----------------------------|-------------------------|---------------------|--------------|
| Tytin Plus (SSWhite) | Alto | Mistura | Granel |
| Velvalloy (SSWhite) | Baixo | Irregulares | Granel |
| Permite (SDI) | Alto, com zinco | Esferoidais | Encapsulada |
| GS80 (SDI) | Alto, sem zinco | Mistura | Encapsulada |
| Logic + (SDI) | Alto, sem zinco, com Pt | Esferoidais | Encapsulada |
| Septalloy NG 50 (Septodont) | Alto, sem zinco | Composição única | Encapsulada |
| Septalloy NG70 (Septodont) | Alto, sem zinco | Mistura (homogênea) | Encapsulada |

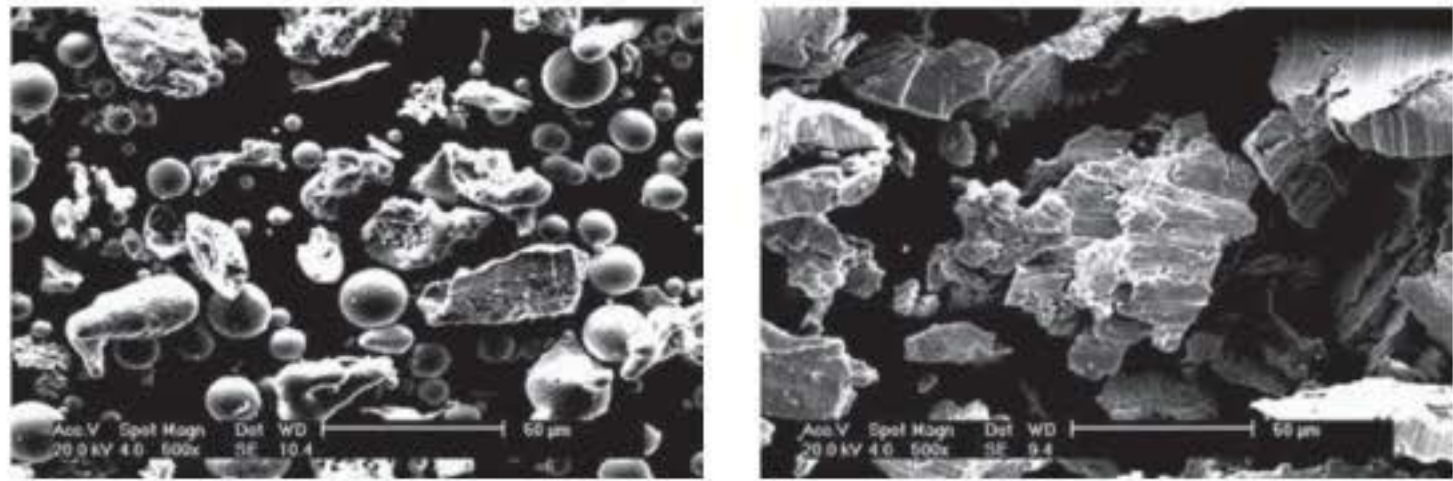
PRODUÇÃO E MORFOLOGIA

As partículas de amálgama dental (pó) podem ter forma de limalha ou esférica (Fig. 6.1). Quando em forma de limalha, são produzidas por meio de um processo de usinagem; já as partículas esféricas são obtidas pelo processo de atomização. Após a obtenção das partículas, estas são submetidas a um tratamento da superfície para aumentar sua reatividade e a um tratamento térmico para aliviar as tensões induzidas durante a fabricação.

SAIBA MAIS

Os amálgamas costumavam ser compostos por partículas em forma de limalha com baixo conteúdo de cobre. Atualmente, são mais encontradas as ligas com alto teor de cobre e de fase dispersa.

Figura 6.1 – Imagem por microscópio eletrônico de varredura (MEV) de alguns tipos de ligas.



REAÇÃO DE PRESA – FASES METALÚRGICAS DO AMÁLGAMA

A reação de presa ou de cristalização ocorre quando o mercúrio (líquido) entra em contato com a superfície das partículas da liga (sólido), difundindo-se em seu interior e formando o amálgama dental. Este é composto por uma matriz e por partículas parcialmente dissolvidas, e sua microestrutura é descrita por fases, designadas por letras gregas (Quadro 6.2).



Cada tipo de liga disponível no mercado tem diferentes conteúdos de cobre e tipos de partículas, o que resulta em propriedades singulares. Portanto, para a seleção do tipo de liga, é imprescindível o conhecimento de sua reação de presa, visto ser este um dos fatores que determinam a qualidade das restaurações.

QUADRO 6.2 – Símbolos e fases da microestrutura do amálgama

| Fases das ligas de amálgama | Fórmula |
|-----------------------------|----------------------------|
| γ (Gama) | Ag_3Sn |
| γ_1 (Gama 1) | Ag_2Hg_3 |
| γ_2 (Gama 2) | Sn_{7-8}Hg |
| ϵ (Epsilon) | Cu_3Sn |
| η (Eta) | Cu_6Sn_5 |

LIGAS COM BAIXO CONTEÚDO DE COBRE – TIPO LIMALHA

Após a dissolução superficial das partículas pelo mercúrio, é formada uma matriz composta por partículas parcialmente dissolvidas (fase γ) circundadas pelas fases γ_1 e γ_2 e por espaços (poros) formados durante a reação de cristalização (crescimento dos cristais). Por causa da diferença de solubilidade entre a prata e o estanho, a fase γ_1 precipita

antes da fase γ_2 (Fig. 6.2). As propriedades do amálgama dependem diretamente dos percentuais das fases formadas. De todas as fases, a fase γ_2 é a mais fraca e menos estável no meio oral (sofre maior corrosão), representando 10% da dureza da fase γ_1 , enquanto a dureza da fase γ é maior do que a de γ_1 .

Somente as partículas que reagiram com o mercúrio, ou seja, as partículas parcialmente dissolvidas têm forte efeito no aumento da resistência do amálgama. As partículas que não reagiram funcionam isoladamente, atuando como cunhas no interior do material.

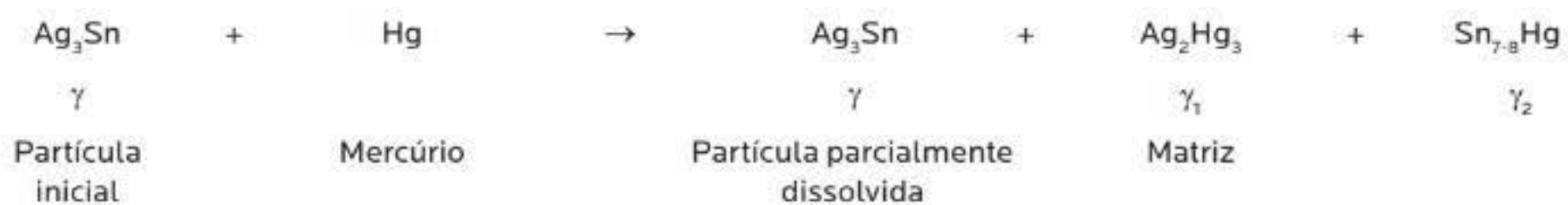


Figura 6.2 – Reação de presa – Fases metalúrgicas do amálgama, ligas com baixo conteúdo de cobre tipo limalha.

LIGAS COM ALTO CONTEÚDO DE COBRE – TIPO MISTURA OU FASE DISPERSA

A reação é semelhante à das ligas com baixo teor de cobre, com a formação da fase γ_1 e da fase γ_2 . A primeira diferença está na incorporação da partícula esférica (rica em cobre), que resulta em uma maior disponibilidade de cobre. Este, por sua vez, reage com o estanho para formar uma nova fase, denominada eta (η), que é a fase mais estável e resistente do material. A segunda diferença em relação à reação das ligas com baixo teor de cobre é que a fase γ_2 , mais fraca e menos estável, aos poucos é substituída pelas fases η e γ_1 , em decorrência de uma segunda reação que ocorre simultaneamente. Isso tudo se deve à maior disponibilidade do cobre presente na mistura, que remove o estanho da fase γ_2 e libera o mercúrio dessa fase para reagir com a prata da partícula esférica. Assim, formam-se mais fases gama 1 e eta, o que melhora as propriedades do material, como alta resistência à compressão, presa mais rápida, diminuição do escoamento e da corrosão (Fig. 6.3).

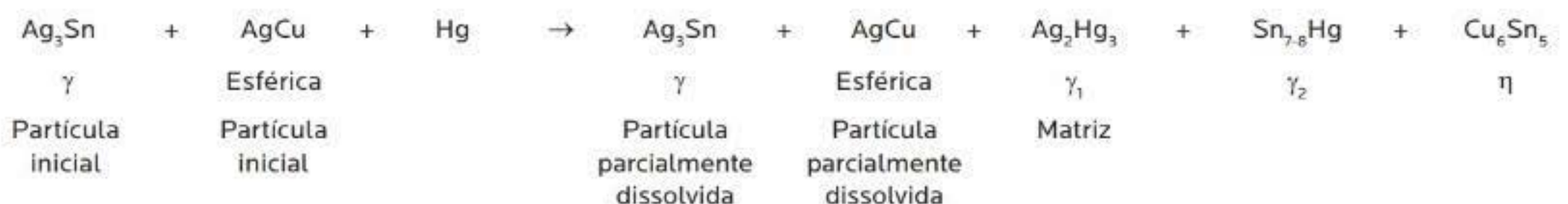


Figura 6.3 – Reação de presa – Fases metalúrgicas do amálgama, ligas com alto conteúdo de cobre – tipo mistura ou fase dispersa.

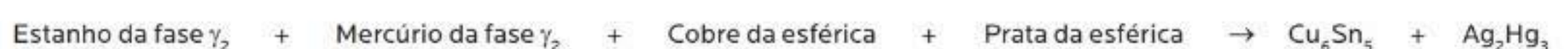


Figura 6.4 – Reação de substituição.

LIGAS COM ALTO CONTEÚDO DE COBRE – TIPO COMPOSIÇÃO ÚNICA

A diferença desse tipo de liga em relação ao tipo de fase dispersa está na substituição de duas partículas por apenas uma, com alto conteúdo de cobre (partícula eutética). Essa mudança melhora ainda mais as propriedades do material, em virtude da quase ausência total da fase gama 2. A diminuição radical da fase gama 2 pode ser explicada primeiramente pelo fato de o cobre estar disponível na mesma partícula (da prata e do estanho). No momento da solubilidade, os componentes praticamente estão lado a lado, a uma distância bem menor quando comparada com a liga do tipo dispersa, na qual o cobre fica em uma partícula e o estanho em outra, o que dificulta a interação entre ambos. Outro fator importante pode ser explicado pela ausência da barreira mecânica, ou seja, não há nenhum tipo de partícula obstruindo a interação do cobre com o estanho, como existe no tipo de fase dispersa.



Figura 6.5 – Reação de presa – Fases metalúrgicas do amálgama, ligas com alto conteúdo de cobre – tipo composição única.

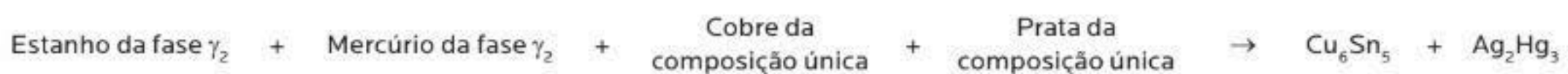


Figura 6.6 – Reação de substituição.

PROPRIEDADES

ESTABILIDADE DIMENSIONAL

Essa propriedade pode ser explicada pela reação do mercúrio com as partículas da liga. Inicialmente, quando o mercúrio causa a dissolução superficial das partículas e reage com a prata, ele torna essas partículas menores e simultaneamente ocorre a formação da fase γ_1 . Porém, à medida que os cristais γ_1 crescem, a colisão entre eles determina uma expansão. Assim, a quantidade de mercúrio está diretamente relacionada à alteração dimensional do material. Amálgamas modernos utilizam uma quantidade menor de mercúrio e, como consequência, exibem uma alteração dimensional negativa. A especificação nº 1 da ANSI/ADA¹ para o amálgama dental permite até 20 $\mu\text{m}/\text{cm}$ de contração ou de expansão. Estudos demonstraram uma alteração dimensional maior para amálgamas com baixo teor de cobre em comparação com ligas modernas de alto teor.

EXPANSÃO TARDIA



A expansão tardia ocorre quando há zinco na composição de um amálgama que é manipulado na presença de umidade. O zinco reage com a água, e o gás hidrogênio produzido no seu interior, que não reage com o amálgama, gera uma pressão que causa a expansão tardia ou secundária do material, alcançando valores maiores que 400 μm . Isso pode causar desde uma protrusão da restauração até uma fratura de cúspide.

CREEP

Creep pode ser definido como a deformação plástica de um material sob uma tensão constante (escoamento), que acontece quando a temperatura do ambiente se aproxima da temperatura de fusão do material. Em odontologia, o único material que apresenta uma temperatura de fusão ligeiramente superior à temperatura do ambiente bucal é o amálgama, o qual pode então estar sujeito a esse tipo de deformação. Quando isso ocorre, pode haver protrusão das margens da restauração, ocasionando possíveis fraturas marginais. A especificação nº 1 da ANSI/ADA¹ determina para o amálgama dental um escoamento máximo de 3%. Testes indicam que os amálgamas com alto teor de cobre exibem um *creep* tão baixo quanto 0,1%. A explicação está na microestrutura do amálgama, em que a fase γ_2 exerce fundamental importância, pois quantidades altas de fase γ_2 aumentam a taxa de escoamento.

LEMBRETE

O cirurgião-dentista deve dar preferência a amálgamas em que praticamente não exista a fase γ_2 , ou seja, amálgamas com alto teor de cobre. Assim, será possível obter restaurações com um *creep* reduzido, o que aumentará sua longevidade.

RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E À TRAÇÃO

Quando pensamos em um material para restaurar, logo pensamos em resistência como uma característica fundamental. Duas são as situações que envolvem resistência. Uma delas é a resistência inicial, testada logo quando o paciente é liberado. Pesquisas demonstram que tanto a resistência à compressão como a resistência à tração são superiores nos amálgamas com alto teor de cobre e de composição única na primeira hora.

A segunda situação importante diz respeito à resistência que o material deve apresentar ao longo do tempo, para desempenhar uma boa longevidade clínica. Estudos sobre a resistência à compressão após 24 horas comprovam que os amálgamas com alto teor de cobre e de composição única são também superiores. No entanto, a resistência à tração é similar para todos os tipos de amálgamas, com alto ou baixo teor de cobre.

A resistência pode ser explicada pelo volume das partículas não consumidas da liga e das fases que contêm mercúrio (γ_1 e γ_2) que formam a matriz, sendo a fase γ_2 a mais fraca de todas. Quanto mais mercúrio disponível, maior a dissolução das partículas, maior a formação da matriz e, portanto, menor a resistência. Outro fator que interfere na resistência são os espaços e as porosidades.



LEMBRETE

O proporcionamento correto da quantidade de mercúrio e uma adequada condensação (manipulação) interferem diretamente na porosidade interna, aumentando a resistência do material.

MANCHAMENTO E CORROSÃO

A corrosão do amálgama é um fenômeno químico que resulta na destruição progressiva real do metal em decorrência da interação com o ambiente bucal. O meio bucal é condutivo e propício para o fenômeno da corrosão, tendo em vista fatores como umidade, flutuação do pH, composição salivar e oscilações de temperatura.



A corrosão acontece na interface dente/restauração e na superfície de restaurações não polidas e acabadas, sendo que esse espaço ou essa fenda gera um processo eletrolítico clássico do tipo célula de concentração, denominado corrosão de fenda. Os produtos da corrosão mais encontrados nessas fendas são os óxidos e os cloretos de estanho. A corrosão excessiva pode levar a aumento da porosidade, redução da integridade marginal, perda da resistência e liberação de produtos para o meio oral. Nos amálgamas de alto teor de cobre, a fase η é a mais resistente à corrosão. Essa fase não existe nos amálgamas com baixo teor de cobre.

O manchamento, que muitas vezes pigmenta a dentina e o esmalte, é devido ao sulfeto de prata, composto que tem origem pela oxidação do amálgama com o oxigênio. Esse escurecimento, além do comprometimento da aparência estética em locais visíveis, pode também enfraquecer o remanescente dental, porque geralmente é removido na substituição da restauração de amálgama por uma de resina composta.

ATENÇÃO

A seleção de ligas com alto teor de cobre e a realização do acabamento e do polimento das restaurações constituem uma etapa clínica muitas vezes negligenciada, porém importantíssima, uma vez que possibilita evitar a corrosão do material e garante maior longevidade das restaurações.

SELEÇÃO E USO DOS AMÁLGAMAS DENTAIS

Após o entendimento da composição, da reação de presa e das propriedades do amálgama, é possível selecionar o tipo de liga ideal e realizar o manuseio desse material restaurador com propriedade. Esta seção não tem como objetivo orientar a realização de restaurações de amálgama, e sim buscar correlacionar o conhecimento do material com a sua aplicabilidade clínica. Para tanto, o primeiro passo diz respeito à análise da oclusão do paciente e ao correto diagnóstico, observando a indicação precisa do amálgama como material restaurador.

SAIBA MAIS

Estudos clínicos demonstram que as ligas enriquecidas com cobre e que contêm zinco apresentam a melhor longevidade (aproximadamente 12 anos em média), seguidas dos amálgamas com alto teor de cobre e sem zinco. Os amálgamas com baixo teor de cobre apareceram em último lugar.

A seguir, procede-se à seleção do tipo de liga pela observação de variáveis como conteúdo de cobre, tamanho e tipo das partículas, variáveis estas que são definidas pelo profissional. Como já foi mencionado, ligas com maior conteúdo de cobre têm maior longevidade. O tamanho das partículas também pode ser observado, devendo-se preferir as ligas com partículas maiores, que são mais resistentes à compressão inicial àquelas com partículas menores. Quanto ao tipo das ligas, as de composição única têm apresentado os melhores resultados.

O terceiro passo segue uma sequência de procedimentos clínicos de importância vital. Tais procedimentos, descritos a seguir, são variáveis do operador que afetam a qualidade final da restauração.

ISOLAMENTO

Um correto isolamento do campo operatório é de fundamental importância. Deve-se dar preferência ao isolamento absoluto, pois a contaminação com a umidade para os amálgamas com zinco pode causar expansão secundária, resultando em uma fratura de cúspide ou mesmo na protrusão do material para fora da cavidade.

PREPARO CAVITÁRIO

Não se deve esquecer que o amálgama tem uma baixa resistência à tração, sendo necessário um preparo cavitário pré-definido, com características próprias, para que sejam evitadas situações de fratura do material e do remanescente dentário.

PROPORCIONAMENTO (RELAÇÃO MERCÚRIO:LIGA)

Esta relação é descrita pela quantidade de mercúrio e liga, em peso, a serem disponibilizadas. Atualmente, o mercúrio e a liga estão contidos em cápsulas pré-dosadas (Fig. 6.7), sendo que o cirurgião-dentista não precisa se preocupar com a relação mercúrio e liga. Essa é a apresentação mais indicada, padronizada e segura. Nos casos em que o profissional determina a relação, atualmente preconiza-se a técnica do mercúrio mínimo (técnica de Eames), que determina que a mistura deve conter uma quantidade de mercúrio suficiente para “molhar” as partículas da liga e conseguir uma mistura coesa e plástica, sempre respeitando as recomendações do fabricante.

Essa relação varia de acordo com o tipo de liga. Para as ligas com alto teor de cobre e em forma de limalhas, é sugerida a proporção de 1:1 (50% de mercúrio); já para as partículas esféricas, recomenda-se aproximadamente 42% de mercúrio, pois tais partículas possuem uma área de superfície menor por volume.



Figura 6.7 – Imagem de uma cápsula de amálgama aberta mostrando a liga, o pistilo (responsável pela trituração) e o mercúrio que estava contido na outra tampa em um compartimento lacrado, agora com o invólucro aberto.

ATENÇÃO

A quantidade de mercúrio deve ser suficiente para que o material adquira uma plasticidade adequada, garantindo uma boa adaptação às paredes da cavidade e a ausência de porosidade interna.

TRITURAÇÃO OU AMALGAMAÇÃO

É o processo mecânico pelo qual se mistura o mercúrio e a liga em um aparelho chamado amalgamador, no qual o profissional regula o

tempo de amalgamação e algumas vezes a relação mercúrio:liga. Existem dois tipos básicos de aparelhos: um no qual as cápsulas pré-dosadas são inseridas em um prendedor de cápsulas (Fig. 6.8) e outro no qual o mercúrio e a liga são colocados em recipientes separados, que posteriormente são ativados de forma a dispensar a quantidade predeterminada pelo profissional. Neste último, pode ocorrer um erro quanto à relação mercúrio:liga.

As recomendações do fabricante, associadas ao conhecimento do amalgamador (frequência do movimento ou ciclos por minuto), são de vital importância, pois geralmente o aumento do tempo ou da velocidade de trituração diminui o tempo de presa e de trabalho. Preconiza-se que as partículas esféricas requerem um tempo mais curto, pois são mais facilmente umedecidas do que as partículas em forma de limalha. No quesito teor de cobre, ligas com alto teor de cobre necessitam de maior velocidade.

O profissional deve determinar clinicamente o tempo da amalgamação. Três tipos de misturas podem ser identificados: a submistura, a mistura normal e a sobremistura. O amálgama submisturado apresenta aparência fosca e granulosa. A mistura normal tem aspecto brilhante e não adere às paredes da cápsula, enquanto a sobremistura tende a ser mais pastosa e aderir à superfície da cápsula. Misturas que se apresentarem esfareladas e secas requerem um tempo maior; já as misturas com aparência molhada e brilhante podem ter o tempo de trituração reduzido.

Outra característica clínica é o tempo de presa. Misturas que tomam presa rapidamente devem ter o tempo de trituração aumentado, pois isso promoverá uma mistura mais plástica e com maior tempo de trabalho. Essas variáveis da mistura podem causar consequências no tempo de trabalho, na alteração dimensional, na resistência e no *creep*. Quando se diminui o tempo de trituração (subtrituração), o mercúrio não "molha" a totalidade da superfície das partículas, resultando em uma mistura macia por mais tempo. A consequência disso é um tempo de trabalho mais longo e a produção de um material com maior quantidade de poros, o que implica diminuição da resistência, diminuição do *creep* e menor suscetibilidade à corrosão. Na dúvida, o amálgama discretamente sobretriturado é mais vantajoso do que o subtriturado.

ATENÇÃO

Mesmo variações discretas de 2 a 3 segundos no tempo de amalgamação podem causar sub ou sobretrituração.



Figura 6.8 – Imagem de uma amalgamador mecânico digital para ligas encapsuladas.

CONDENSAÇÃO

A condensação do amálgama, geralmente manual, tem como objetivo diminuir a quantidade de mercúrio na restauração, bem como adaptar e compactar o material contra as paredes cavitárias, reduzindo a possibilidade de formação de porosidade interna. A condensação é realizada por meio de instrumentos chamados de condensadores, que são disponibilizados em diversas formas e diâmetros e podem ser usados com diferentes pressões, de acordo com o tipo de liga selecionada.



Várias são as consequências do excesso de mercúrio que aflora na superfície de cada incremento da restauração, ou seja, que não é removido. O mercúrio poderá influenciar a alteração dimensional, o *creep* e a resistência à compressão do material, pois todos esses fatores estão relacionados com a quantidade de matriz formada, que é ligada à quantidade de mercúrio. O tempo decorrido durante a condensação do material também é fundamental. Diante de uma demora nessa etapa, o material ficará com uma plasticidade diminuída, o que dificulta o processo de condensação e causa o aumento da porosidade e a formação de camadas isoladas, resultando em um amálgama menos resistente.

O formato da partícula também tem um efeito importante. Desse modo, ligas de partículas em forma de limalha requerem maior quantidade de mercúrio, pois devem sofrer maior pressão durante a condensação para remover o mercúrio residual. É comprovado que restaurações com maiores quantidades de mercúrio após a presa demonstram propriedades clínicas mais desfavoráveis.

LEMBRETE

A resistência à compressão diminui em 1% para cada 1% de aumento de mercúrio acima de 60% na relação mercúrio:liga.

ESCULTURA / ACABAMENTO / POLIMENTO

A etapa final da aplicação clínica do amálgama consiste na escultura, que tem por objetivo reproduzir a anatomia do dente. Após a escultura, a superfície do amálgama apresenta ranhuras e irregularidades microscópicas que podem abrigar ácidos e resíduos alimentares. Além disso, essas depressões devem ser alisadas a fim de evitar corrosão na superfície da restauração. Várias são as técnicas de polimento, mas a regra é a utilização de materiais com abrasividade decrescente.

Quando bem indicado (considerando suas limitações) e utilizado de acordo com as diretrizes técnicas de manipulação, o amálgama ainda pode ser considerado uma ótima opção. Esse material pode estar perfeitamente indicado para restaurações em elementos posteriores, nos quais a estética não é primordial, e especialmente para pacientes de difícil controle dos fatores de risco à cárie. Nesses pacientes, a presença frequente de um baixo pH bucal (ácidos salivares) agride as restaurações estéticas e interfere diretamente na recidiva das lesões diante da contração desses materiais.

Sistemas adesivos e resinas compostas

MARCELO CARVALHO CHAIN
PEDRO ALEXANDRE

OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM

- Conhecer a composição dos sistemas adesivos e das resinas compostas, assim como suas principais características
- Apresentar os diferentes tipos de sistemas adesivos e resinas compostas, com suas diferentes apresentações comerciais
- Conhecer as indicações para o uso de sistemas adesivos e resinas compostas
- Entender o mecanismo de ação dos diferentes sistemas adesivos

Importância de um adesivo. No processo de restauração de uma estrutura dental, o profissional prepara o substrato (esmalte e/ou dentina) e insere um material para substituir o que foi perdido. Tal processo parece fácil, mas o ambiente bucal é tão hostil, com suas variações de temperatura, de pH e seus diferentes tipos de tensões, que há uma grande possibilidade de que ocorram infiltrações na interface dente/material restaurador, as quais são extremamente perniciosas. Por isso, sempre se procurou vedar tal interface, o que é possível com certos materiais como o amálgama, que liberam produtos de corrosão e podem selar as margens da restauração. No entanto, para outras classes de materiais, como a dos polímeros, o uso de uma “cola” é fundamental, pois eles se contraem em decorrência da polimerização e não possuem nenhuma característica própria que possa evitar falhas marginais.

Início da odontologia adesiva. No começo da década de 1950, a resina acrílica era um material muito utilizado para restaurar dentes anteriores, dada sua facilidade de uso e estética. Contudo, sua alta contração de polimerização resultava em severas infiltrações, prejudicando sobremaneira a restauração e o elemento dental. Além disso, ela não se ligava à estrutura dental, o que facilitava seu deslocamento e forçava o profissional a executar canaletas e socavamentos para retê-la, constituindo assim uma agressão desnecessária. Diante desses desafios, em 1955, um cientista de nome Michael Buonocore propôs uma técnica mais conservadora para melhorar a retenção das resinas acrílicas. Essa técnica consistia em atacar a estrutura do esmalte com um ácido (condicionamento ácido do esmalte), a fim de provocar microporosidades (Fig. 7.1) nas quais a resina se impregnasse, a fim de que a restauração tivesse maior longevidade. Essa técnica, apesar de absurda aos críticos da época, foi mundialmente reconhecida 10 anos depois, tornando Buonocore o pai da odontologia adesiva.

A dificuldade de adesão à dentina. No que tange à adesão à dentina, foi proposto o mesmo mecanismo de ação (condicionamento ácido), uma vez que a dentina também é majoritariamente composta de

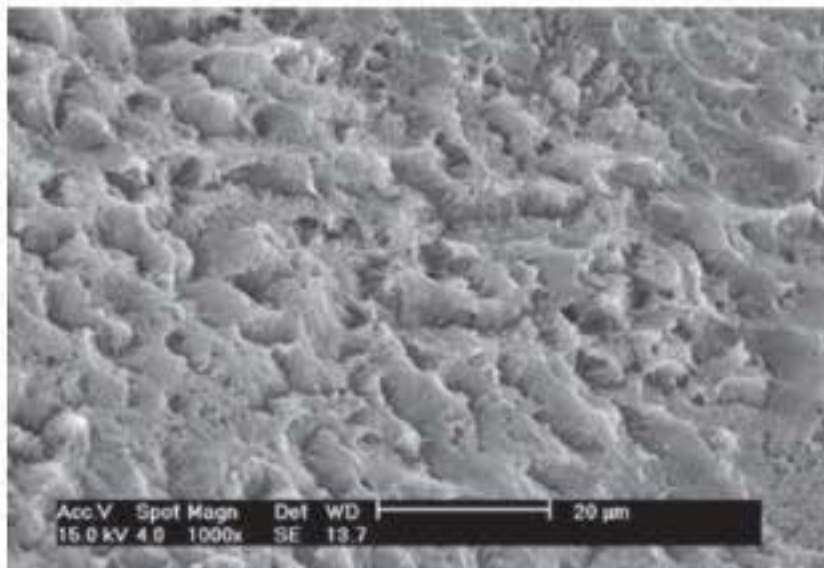


Figura 7.1 – Fotomicrografia do esmalte humano condicionado com ácido fosfórico 37% por 30 segundos. Observe as irregularidades causadas pela dissolução seletiva do esmalte, uma vez que o ácido desmineraliza mais algumas partes do que outras. Os padrões de desmineralização podem ser classificados, como este da foto, um padrão do tipo 3 com dissolução heterogênea dos prismas de esmalte.

minerais. No entanto, as resinas por serem hidrofóbicas não se aderiam bem ao substrato dentinário, que é complexo e dinâmico. Quando se aplicava ácido sobre a dentina, que é úmida, e posteriormente se inseria a resina acrílica, que é hidrofóbica, não existia nenhum imbricamento, pois a resina não se polimerizava adequadamente nesse meio, resultando em deslocamento das restaurações, sensibilidade alta e infiltrações severas.

A necessidade de um adesivo específico. O condicionamento ácido do esmalte não era a solução para adesão à dentina, problema este que impulsionou o desenvolvimento dos complexos sistemas adesivos, líquidos químicos que tinham a missão de colar o material restaurador à estrutura do esmalte e da dentina, provendo um selamento da interface sem sensibilidade dental e uma união duradoura. Esses sistemas adesivos sofreram muitas alterações ao longo dos anos e hoje se encontram na sétima geração, assunto que será abordado mais adiante neste capítulo.

CLASSIFICAÇÃO

Há duas maneiras conhecidas de se classificar um sistema adesivo: a classificação por geração e a que os classifica pelo mecanismo de ação.

CLASSIFICAÇÃO POR GERAÇÃO

Esta classificação necessita de atualizações permanentes, uma vez que muitos adesivos são lançados no mercado todos os anos. Também é importante ressaltar que nem sempre as gerações posteriores representam uma melhoria em relação às anteriores.

PRIMEIRA GERAÇÃO: Desenvolvidos nas décadas de 1950 e 1960, esses adesivos eram baseados em cianocrilatos, poliuretanos, ácido glicerofosfórico dimetacrilato (GPDM) e N-fenilglicina e glicidil metacrilato (NPG-GMA). Eles uniam-se à dentina e ao esmalte por meio da quelação com o cálcio, mas tinham muito baixa resistência de união e decompunham-se facilmente por hidrólise intraoral.

SEGUNDA GERAÇÃO: Surgiu bem depois da primeira, no final da década de 1970. Os adesivos tinham como principal diferença ésteres de fosfato de resinas sem carga derivadas do metacrilato, principalmente o Bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA) e o hidróxi etil metacrilato (HEMA). O mecanismo de ação desses adesivos

baseava-se na ligação iônica com o cálcio presente no esfregaço dentinário (*smear layer*), o qual não era muito eficiente, resultando em baixos valores de adesão.

TERCEIRA GERAÇÃO: Em razão do insucesso das gerações anteriores, os adesivos de terceira geração propuseram o condicionamento ácido da dentina pela primeira vez. Esse condicionamento tinha como objetivo simplesmente remover o esfregaço dentinário ou modificá-lo, a fim de promover melhor união com a dentina subjacente. Os componentes eram os seguintes: (1) um ácido fraco (cítrico, nítrico, maleico, oxálico ou mesmo o fosfórico em baixa concentração), (2) um *primer*, que é um agente promotor de adesão à dentina, molécula bifuncional que tem em um lado monômeros hidrofílicos (p. ex., Bifenil dimetacrilato – BPDM) e no outro grupamentos hidrofóbicos, que se ligavam quimicamente à resina, (3) um adesivo, era o último componente a ser aplicado, que nada mais era do que uma típica resina sem carga para maximizar a ligação do *primer* com a resina composta restauradora. Apesar das melhorias, a adesão ainda se fundamentava no esfregaço dentinário, e os resultados adesivos continuavam frustrantes.

QUARTA GERAÇÃO: Estes adesivos apresentaram uma mudança radical em todo o conceito de sistemas adesivos, pois preconizam a técnica conhecida como *total etch*, ou condicionamento total (esmalte e dentina). Segundo essa técnica, um ácido forte desmineraliza o esmalte e a parte mineral da dentina, a qual tem seu esfregaço completamente removido e sua malha de colágeno exposta. Para prover uma adesão efetiva, um *primer* bifuncional é aplicado, o qual trabalha muito bem em dentina úmida, e por fim um adesivo hidrofóbico é aplicado, o qual se une covalentemente aos grupamentos metacrilatos das resinas compostas restauradoras. Esses adesivos ainda estão disponíveis no mercado e são considerados os melhores no que tange à adesão a longo prazo. Seu sucesso é devido à formação de uma camada híbrida, uma capa de colágeno impregnada com extensões de resina, muito resistente e impermeável.

QUINTA GERAÇÃO: Com o mesmo mecanismo de ação dos adesivos de quarta geração, estes sistemas possuem a vantagem da simplificação, uma vez que *primer* e adesivo vêm juntos em um único frasco, o que diminui o número de passos operatórios.

SEXTA GERAÇÃO: Esta classe de materiais surgiu pela necessidade de reduzir a sensibilidade pós-operatória muitas vezes causada pelos sistemas adesivos anteriores, que preconizam o condicionamento ácido da dentina. Também surgiu para tentar contornar os problemas associados à nanoinfiltração causada por uma zona porosa sob a camada híbrida, suscetível de sofrer infiltração. Os adesivos de sexta geração então são conhecidos como autocondicionantes de dois passos ou *self etching primers* e reúnem na mesma solução o condicionamento ácido e o *primer*, necessitando de uma aplicação separada da resina adesiva.

SÉTIMA GERAÇÃO: É a última das gerações de adesivos até o momento. Seu sistema é conhecido como *self etching adhesives* ou *all-in-one*, uma vez que possuem todos os componentes (um *primer* acidificado e o adesivo) em um único frasco. Tanto o adesivo de sexta

geração (em dois passos) como o de sétima geração (em um passo só) penetram, dissolvem e incorporam o esfregaço dentinário (*smear layer*) na interface adesiva.

CLASSIFICAÇÃO PELO MECANISMO DE AÇÃO

Parece mais adequado classificar os adesivos atuais de acordo com a sua forma de aplicação, e não pela classificação por gerações. Dessa forma, simplifica-se a classificação por levar em conta a aplicação ou não de ácido em um tempo separado, dividindo-se os sistemas adesivos em dois grandes grupos, conforme mostrado no Quadro 7.1. É interessante observar também que existe uma tênue diferença na forma como a dentina é abordada nos dois grupos. Nos adesivos com condicionamento ácido total, trabalha-se com a dentina úmida; já nos adesivos autocondicionantes, trabalha-se com a dentina seca.

ADESIVOS COM CONDICIONAMENTO ÁCIDO TOTAL OU TOTAL ETCH

Os adesivos de condicionamento total (*total etch*) se dividem em duas categorias: uma em que ácido, *primer* e adesivo são disponibilizados em frascos separados, e outra em que o *primer* e o adesivo são disponibilizados no mesmo frasco, ou seja, apenas o ácido e o sistema adesivo estão em frascos separados.

SISTEMAS DE CONDICIONAMENTO ÁCIDO TOTAL DE TRÊS PASSOS

Esses sistemas adesivos são compostos por ácido, *primer* e adesivo. O ácido é em geral ácido fosfórico a 37%, o qual é responsável pela remoção da *smear layer* ou esfregaço dentinário e pela desmineralização da camada superficial de hidroxiapatita. O *primer* é uma resina hidrofílica, bifuncional (contém um grupo hidrofílico e outro hidrofóbico para ligação com o monômero resinoso), dissolvida em solventes orgânicos e especialmente desenvolvida para promover adesão à dentina.

Os solventes contidos no *primer* têm como objetivo promover a difusão e a infiltração dos monômeros por meio do deslocamento da

QUADRO 7.1 – Classificação dos sistemas adesivos de acordo com a quantidade de tempos operatórios

| Sistema adesivo | Adesivos com condicionamento total | Adesivos autocondicionantes |
|-----------------|---|--|
| ETAPAS | 3 passos (ácido + <i>primer</i> + adesivo) | 2 passos (<i>primer</i> auto-condicionante + adesivo) |
| | 2 passos (ácido + <i>primer</i> adesivo) | 1 passo (<i>all-in-one</i> , ácido, <i>primer</i> e adesivo em frasco único) |

água existente na dentina. Eles evaporam-se deixando uma fina camada de monômeros na superfície. O adesivo nada mais é do que uma resina fluida de baixa viscosidade, composta em geral por Bis-GMA e TEGDMA. Ela pode conter ainda UDMA e, em alguns casos, monômeros hidrófilos como HEMA, sendo essencialmente hidrófoba e compatível com o material restaurador. Tem a função de estabilizar a estrutura de fibras colágenas desmineralizadas pelo ácido e penetradas pelo *primer*.

Os representantes mais conhecidos desse grupo são ilustrados na Figura 7.2. Apesar de sua técnica de aplicação ser mais sensível, esses adesivos são considerados, ainda hoje, padrão-ouro para comparação quanto à sua resistência de união.

SISTEMAS DE CONDICIONAMENTO ÁCIDO TOTAL DE DOIS PASSOS

Os adesivos de dois passos e condicionamento total são aqueles nos quais o *primer* e o adesivo estão em um frasco único (Fig. 7.3). Geralmente o monômero hidrófilo HEMA é o componente mais encontrado, sendo que estes sistemas precisam ser constituídos por monômeros hidrófilos e hidrófobos simultaneamente. Os solventes também podem ser água e acetona, sendo que há diferença entre eles no que tange à sensibilidade da técnica de aplicação. Solventes muito voláteis como a acetona exigem que mais camadas sejam aplicadas para uma adequada penetração do sistema adesivo (Fig. 7.4). Na ordem de sucessão, estão atrás dos adesivos *total etch* de três passos, podendo substituí-los satisfatoriamente.



Figura 7.2 – Sistemas adesivos de condicionamento ácido total de três passos: Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Plus Adhesive (3M), All Bond 3 (Bisco) e Optibond FL (Kerr).



Figura 7.3 – Alguns sistemas de condicionamento total de dois passos: Excite (Ivoclar-Vivadent), Adper Single Bond (3M), Prime e Bond 2.1 (Dentsply), Stae (SDI) e Natural Bond DE (Nova DFL).

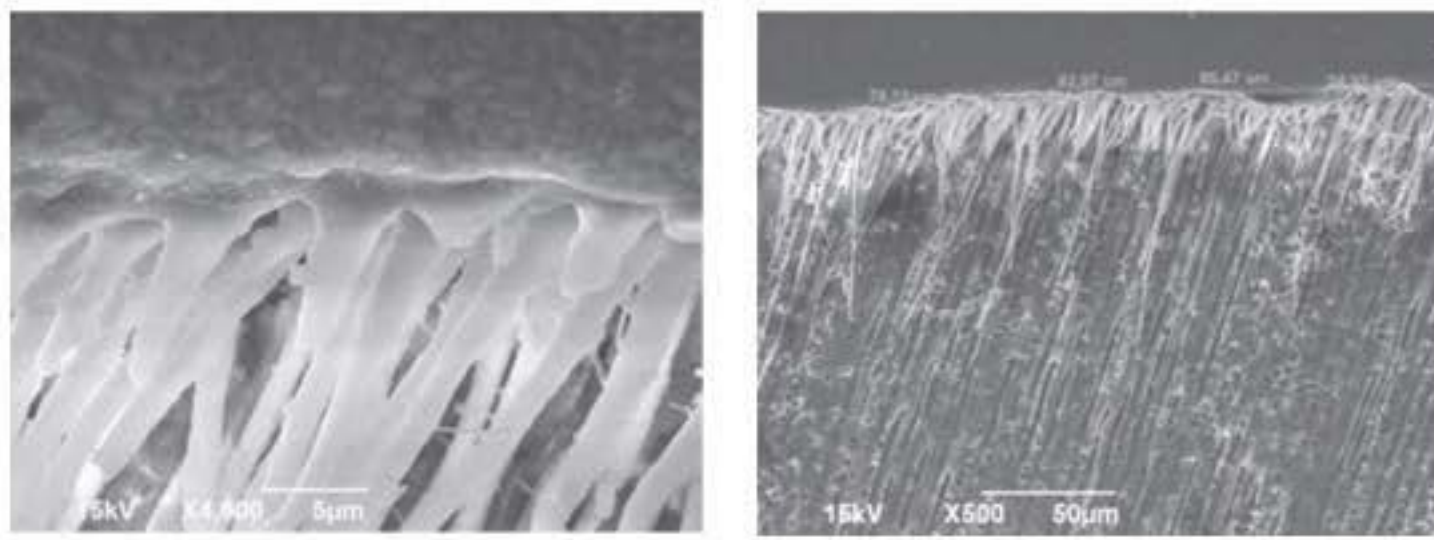


Figura 7.4 – Tags (interdigitações) resinosos formados na estrutura de dentina com um sistema adesivo de condicionamento ácido total de dois passos.

ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES OU SELF ETCH

Apesar do sucesso dos sistemas adesivos de condicionamento ácido total, sempre se buscou a facilitação ou simplificação dos procedimentos clínicos. Além disso, os sistemas de condicionamento ácido total eram acusados de causar sensibilidade pós-operatória em cavidades amplas e/ou profundas, uma vez que o ácido pode desmineralizar mais do que o adesivo poderia preencher, causando vácuos que podem originar sensibilidade. Diante desses desafios, a comunidade científica idealizou os sistemas adesivos autocondicionantes, os quais basicamente penetram à medida que vão desmineralizando, uma vez que são acídicos.

Os sistemas autocondicionantes podem ser encontrados em aplicações de dois passos (dois frascos separados, um *primer* e um adesivo) ou em passo único *all-in-one* (um frasco somente), e representam a vanguarda em adesivos odontológicos. São mais fáceis de aplicar, mas ainda não têm valores de resistência de união em esmalte comparáveis aos sistemas adesivos de condicionamento total. Por isso, sua utilização deve ser criteriosa, observando-se as indicações específicas e a técnica de uso, a fim de evitar problemas com a vida útil das restaurações.

ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES DE DOIS PASSOS

Esses adesivos são geralmente apresentados na forma de dois frascos, sendo o primeiro o *primer* e o segundo, o *bond* ou adesivo (Fig. 7.5). A união propriamente dita é obtida pela aplicação dos monômeros ácidos contidos no *primer* diretamente sobre o esfregaço dentinário (*smear layer*), englobando-o na camada híbrida. Sobre o *primer*, aplica-se então o *bond* ou adesivo, que é basicamente uma resina hidrofóbica sem carga, a qual permite uma ótima união química com a resina composta restauradora.

Os sistemas autocondicionantes provocam uma abertura limitada dos túbulos dentinários, reduzindo assim a permeabilidade dentinária e consequentemente a probabilidade de sensibilidade pós-operatória. Nesses sistemas adesivos, a água é um componente primordial, constituindo de 30 a 40% da composição do *primer* ácido. Essa água permite a formação de íons hidrônio, que, associados a monômeros acídicos, tornam a solução acídica. O frasco do adesivo geralmente possui resina fluida contendo dimetacrilatos livres de água. Apesar de as resistências de união em dentina encontradas com os autocondicionantes serem satisfatórias (15 - 20 MPa), nem sempre a

LEMBRETE

Os sistemas autocondicionantes, de fácil aplicação, representam a vanguarda em adesivos odontológicos.

ATENÇÃO

A utilização dos sistemas autocondicionantes deve ser criteriosa, observando-se as indicações específicas e a técnica de uso, a fim de evitar problemas com a vida útil das restaurações.



Figura 7.5 – Sistema adesivo autocondicionante de dois passos. Clearfill SE (Kuraray).

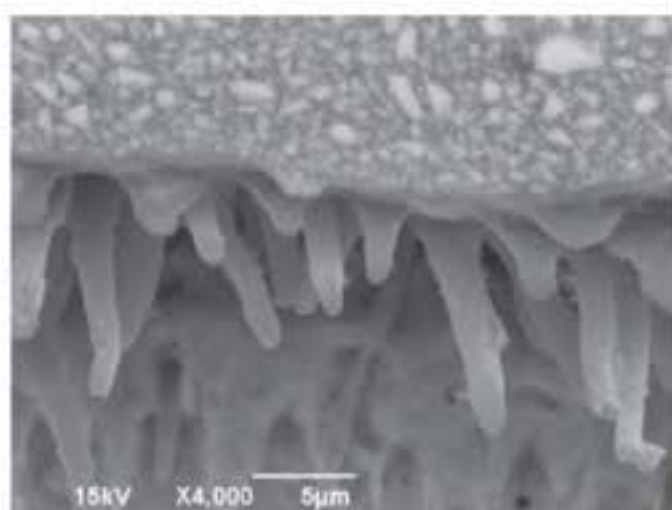


Figura 7.6 – Fotomicrografia que ilustra os tags resinosos formados pelo sistema adesivo autocondicionante AdheSE (Ivoclar Vivadent).

adesão ao esmalte é eficiente, o que sugere uma alteração da técnica de aplicação por meio do condicionamento ácido somente do esmalte.

ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES DE UM PASSO

A nova tendência é realmente a simplificação dos passos, por isso surgiram os adesivos autocondicionantes de passo único, ou *all-in-one adhesives*, que contêm monômeros resinosos hidrófilos e hidrófobos dissolvidos em acetona, etanol, água ou uma combinação deles. Esses monômeros geralmente são fosfatos ácidos metacrílicos como 2-metacrilóxil etil fenil hidrogeno fosfato (Fenil-P); 10-metacrilóxidecil fosfato di-hidrogênio (10-MDP) e metacrilóxietil fenil hidrogenofosfato (MEP). Também podem conter ácidos carboxílicos como 4-metacrilóxietil anidro trimetílico (4-META) e 10-metacrilóxidecil ácido malônico (MAC-10).

QUADRO 7.2 – Silorano

Está disponível no mercado um sistema adesivo chamado Silorano, especificamente indicado para um determinado compósito (Fig. 7.7). Segundo o fabricante, trata-se de um sistema adesivo autocondicionante de dois passos composto por um *primer* autocondicionante seguido de um agente adesivo altamente hidrófobo. Ainda de acordo com o fabricante, esse sistema é compatível apenas com o compósito ao qual se associa, pelo fato de este ser altamente hidrófobo. O gradiente alto de variação entre a parte hidrófila (substrato dental) e a hidrófoba (Silorano) exige esse sistema adesivo especial. Sua composição não difere muito dos demais, sendo que o *primer* autocondicionante contém metacrilatos fosforilados e copolímeros com funcionalidades de ácidos carboxílicos, que provêem adesão química ao cálcio da mesma forma que os ionômeros de vidro.



Figura 7.7 – Sistema restaurador Filtek™ P90 ou Filtek™ Silorano (3M – ESPE).



Figura 7.8 – Sistemas adesivo autocondicionantes de um passo (all-in-one). Adper™ Easy One (3M ESPE), One Coat 7.0 (Coltene-Whaledent) e Optibond All-in-One (Sybron-Kerr).

COMPOSIÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

No processo de diferenciação entre os diversos tipos de adesivos, procuramos mencionar os principais ingredientes de cada um deles. Para tratar da composição dos sistemas adesivos de forma mais didática, vamos dividir seus principais componentes de uma maneira

geral. O leitor, porém, deve considerar que há muitas pequenas variações em cada marca comercial, o que tornaria muito exaustivo o trabalho de listar cada detalhe de todos os produtos disponíveis.

Antes de tratarmos da composição dos adesivos, é preciso lembrar que trabalhamos com dois substratos diferentes: o esmalte e a dentina, sobre os quais queremos a máxima adesão. O esmalte é mais mineralizado e menos complexo, razão pela qual a adesão nele é mais fácil. Basta condicioná-lo com ácido fosfórico para provocar microporosidades, nas quais é aplicada uma resina fluida que sofre polimerização e provê um travamento mecânico. Ou seja, um adesivo para união específica em esmalte pode ser composto somente por monômeros hidrófobos (oligômeros dimetacrilatos Bis-GMA e TEGDMA), sem a necessidade de grupamentos hidrófilos (Fig. 7.9).

Quanto à dentina, a adesão é mais difícil, uma vez que sua estrutura é um substrato dinâmico e complexo composto de até 22% de água. Como os adesivos puramente hidrofóbicos não se polimerizam efetivamente em meio úmido, é preciso que eles recebam grupamentos hidrófilos. As resinas hidrófilas possuem a capacidade de se infiltrar entre as úmidas fibras colágenas expostas após a desmineralização da dentina. Para tanto, elas necessitam de moléculas bifuncionais, nas quais uma ponta contém um grupamento metacrilato hidrofóbico, para a adesão ao material restaurador, e a outra ponta contém um grupamento hidrófilo, composto basicamente por grupamentos fosfatos, para a adesão à dentina. Portanto, podemos dizer que os adesivos universais são basicamente sistemas éster-fosfatos, compostos pelos mesmos monômeros metacrilatos que formam a base das resinas compostas convencionais (Bis-GMA, TEG-DMA).



Figura 7.9 – Adesivo de esmalte com puros grupamentos hidrófobos (Alpha Bond Light, Nova DFL).

COMPOSIÇÃO BÁSICA

Como já foi mencionado, um sistema adesivo pode se apresentar em dois frascos ou em um frasco só. Quando eles se apresentam em dois frascos, são divididos em *primer* e *bond* (adesivo). Quando estão em um frasco só, podem ser chamados somente de adesivo, ou sistema adesivo. A seguir, as composições do *primer* e do adesivo são descritas de forma separada (dois frascos), bastando juntá-las nos casos de frasco único.

PRIMER: É um promotor de adesão, uma resina de baixa viscosidade que contém monômeros resinosos com propriedades hidrofílicas e hidrofóbicas, tendo ao mesmo tempo afinidade pelas fibras colágenas expostas e capacidade de se copolimerizar com o adesivo hidrofóbico aplicado sobre ele. Ele é basicamente composto por moléculas de metacrilato, principalmente HEMA, difenildimetacrilato (BPDM), NPG-GMA, ácido piromelítico dietilmetacrilato (PMDM) e 4-META.

ADESIVO (BOND): É uma resina fluida basicamente hidrofoba, composta basicamente de oligômeros dimetacrilatos, como o Bis-GMA, uretano dimetacrilato (UDMA) e trietileno glicidil dimetacrilato (TEG-DMA). O adesivo pode conter também monômeros hidrofílicos como o HEMA, a fim de facilitar o contato com a dentina.

SOLVENTES: São veículos muito utilizados nos sistemas adesivos que têm como função diminuir a viscosidade do produto e agir muitas vezes como um “perseguidor” de água, levando o sistema adesivo aonde quer que haja umidade, volatilizando-se posteriormente e mantendo os monômeros no local. Os principais solventes utilizados são acetona, água-etanol ou só água, os quais podem chegar a até 90% da composição de alguns sistemas.

PARTÍCULAS DE CARGA: São micro ou nanopartículas de sílica adicionadas à matriz orgânica do adesivo (20 a 40% em peso), a fim de conferir maior resistência coesiva e possivelmente uma camada híbrida (camada composta por adesivo e fibras colágenas) mais resistente. Nem todos os sistemas adesivos possuem carga em sua composição.

INICIADORES E ACELERADORES: A maioria dos sistemas adesivos é fotoativada, compreendendo em sua composição o sistema de aminas aromáticas e fotoiniciadores como a canforquinona. Existem também os sistemas adesivos de polimerização química, os quais possuem o peróxido de benzoíla e aminas terciárias que geram radicais livres e iniciam a polimerização. Os sistemas adesivos de dupla polimerização (foto e química) contêm a composição dos quimicamente ativados e a dos fotoativados, para casos em que a luz não consiga penetrar. Há ainda sistemas de dupla ativação que contêm sulfinatos aromáticos de sódio, componentes diferentes da reação peróxido-amina.

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

SAIBA MAIS

Microinfiltração e nanoinfiltração

A resistência de união é um fator importante a ser analisado, mas a durabilidade dessa união pode ser comprometida pela infiltração de produtos ácidos e bacterianos, seja pela interface dente-restauração, seja por qualquer um dos dois substratos (esmalte e dentina). Além de comprometer a união da restauração, a infiltração pode acarretar danos irreversíveis à polpa dental, como a ocorrência de cáries secundárias, com produtos bacterianos sendo lançados ao tecido pulpar. O que determina o tipo de infiltração é o tamanho das fendas ou lacunas (*gaps*) que há nas interfaces. A microinfiltração é a passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou íons entre as paredes da cavidade e o material restaurador, sendo clinicamente imperceptível. Já a nanoinfiltração pode acontecer entre a camada híbrida e a dentina intacta subjacente, mesmo sem a existência de fendas nas interfaces.

Os sistemas adesivos aderem às estruturas dentais por meio de mecanismos de imbricamento micromecânico, representados pela camada de interdifusão dente e adesivo resinoso. No esmalte, os adesivos penetram nas microporosidades causadas pelo condicionamento ácido seletivo; na dentina, forma-se uma camada híbrida (*smear layer*), composta por fibras colágenas e adesivo, o qual também penetra em microporosidades existentes no mineral dentinário.

Os valores de resistência de união dessas interfaces podem ser medidos por testes de microtração e cisalhamento. O resultado é obtido pela razão entre a força exercida para separar as interfaces e a área destas, sendo os valores expressos geralmente em N/mm² (MPa). Valores da ordem de 20 MPa têm sido reconhecidos como aceitáveis, tanto em testes de microtração como em testes de cisalhamento ou microcisalhamento.

INDICAÇÕES DOS SISTEMAS ADESIVOS

Os sistemas adesivos foram idealizados para promover uma excelente e duradoura adesão à estrutura dental, ou seja, para funcionar como uma cola de alta qualidade, que possa resistir às hostilidades da boca. Portanto, sempre que se pretende aderir um material à estrutura do esmalte ou da dentina, devem-se utilizar os adesivos, principalmente no caso dos polímeros, que sofrem de uma contração de polimerização inerente, a qual propicia a formação de fendas por onde infiltrações podem ocorrer.

Apesar da preocupação de buscar materiais que não se deformem, ou que sejam autoadesivos, como cimentos resinosos e resinas fluidas já disponíveis no mercado, tais materiais ainda necessitam de melhoramentos para chegar ao mesmo desempenho dos sistemas adesivos. As indicações mais comuns dos sistemas adesivos são as seguintes:

- restaurações diretas de resina composta;
- restaurações indiretas de resina composta e cerâmica (facetas, *inlays*, *onlays*);
- pinos fibrorresinosos pré-fabricados;
- dessensibilização dentinária;
- próteses fixas adesivas;
- braquetes ortodônticos.

PARA PENSAR

Os sistemas adesivos são fundamentais na prática odontológica, pois sem eles a odontologia conservadora adesiva não existiria. O clínico deve dominar todos os procedimentos adesivos, a fim de obter excelência nas restaurações. É muito importante, portanto, que o profissional entenda o mecanismo de adesão dos diferentes sistemas, pois a técnica de aplicação é fundamental. Por exemplo, no caso de sistemas em que o *primer* vem separado do adesivo, é importante que o primeiro esteja seco antes da aplicação do segundo, senão a resistência de união é reduzida. Outro detalhe importante é aplicar o *primer* com fricção sobre a dentina por aproximadamente 15 a 20 segundos, para que ele possa penetrar adequadamente e prover boa retenção.

ATENÇÃO

O profissional deve sempre ter em mãos no mínimo dois tipos distintos de adesivo, um autocondicionante e outro convencional, que utilize ácido previamente. Assim, em casos que exijam máxima adesão (p. ex., facetas indiretas), ele utilizará o convencional; já nos casos em que pode haver sensibilidade pós-operatória (p. ex., cavidades profundas), ele deve utilizar os autocondicionantes.

RESINAS COMPOSTAS

Os materiais metálicos tradicionais, apesar de terem um desempenho eficiente até certo ponto, apresentam sérias limitações, tais como remoção desnecessária de tecido vital sadio, descoloração por difusão iônica e principalmente falta de estética, além do suposto risco de intoxicação cumulativa. A obtenção de uma função e uma estética natural, com um mínimo de danos à estrutura hígida remanescente, sempre foi um desafio à odontologia.



As novas abordagens conservativas e a restauração com novos materiais estéticos, quando devidamente selecionados, apresentam

um desempenho eficiente e garantem sucesso a longo prazo. A **resina composta** destaca-se como o material restaurador estético mais utilizado em odontologia, tanto pela facilidade de uso quanto pela excelente relação custo-benefício. Trata-se de um material extraordinário que, quando bem utilizado, apresenta resultados surpreendentes. Contudo, sua técnica de utilização é meticulosa, exigindo cuidados para que não haja erro em nenhum passo da sequência operatória.

HISTÓRIA E EVOLUÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS

Na década de 1850, os materiais restauradores para dentes anteriores eram constituídos de cimentos de oxiclreto de zinco ou outras combinações, como oxiclreto de magnésio e cimento de oxissulfato de zinco, todas muito solúveis e altamente irritantes ao tecido pulpar. Em 1878, foi criado o cimento de fosfato de zinco, com o objetivo de corrigir as falhas dos cimentos anteriores. No entanto, sua estética não era satisfatória, dada sua opacidade, o que levou ao surgimento e à popularização dos cimentos de silicato por volta de 1904, por serem materiais mais translúcidos.

Em 1934, surgiu na Alemanha uma resina acrílica autopolimerizável, ou seja, um plástico capaz de ser usado diretamente na boca. Essa resina era basicamente a mesma usada nas bases de dentaduras, com a diferença de que sua reação de polimerização era desencadeada por reagentes químicos, e não por calor. As resinas acrílicas eram providas como um sistema pó-líquido no qual o pó era composto de partículas poliméricas de mono metil metacrilato (MMA) e aceleradores de amina terciária, enquanto o líquido continha monômeros de MMA e iniciadores peróxido de benzoíla, causando uma reação de polimerização por adição durante o contato entre a amina terciária e o peróxido de benzoíla. Esse sistema redox iniciador/ativador estabeleceu as bases para as resinas restauradoras diretas.

As resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ) competiram, com certo sucesso, com os silicatos, uma vez que apresentavam uma boa adaptação de cor e podiam ser polidas. Contudo, elas sofriam de uma alta taxa de contração de polimerização (aproximadamente 8% em volume) e apresentavam um alto coeficiente de expansão térmica (seis a oito vezes maiores que o do dente), o que gerava uma adaptação marginal deficiente e, conseqüentemente, uma alta incidência de cárie recorrente. Além disso, suas pobres propriedades mecânicas desencadeavam uma alta incidência de fraturas sob tensão e uma alta taxa de abrasão quando sob função.

Resina composta

É uma resina sintética, baseada em acrílico, à qual foi incorporada uma alta porcentagem de carga inorgânica inerte.

Nesse cenário, surgiram as resinas compostas ou compósitos, uma combinação de materiais geralmente formada de dois constituintes insolúveis entre si que resultam em um material com propriedades superiores àquelas dos seus constituintes originais. As resinas compostas estão disponíveis em odontologia há aproximadamente 50 anos, e seu desenvolvimento como material restaurador começou no final da década de 1950, quando Ray Bowen¹ iniciou seus experimentos reforçando resinas epóxicas com partículas de carga, pois essas resinas na época demonstravam uma polimerização muito lenta e uma tendência à descoloração, além de outras desvantagens.

O trabalho de Bowen alcançou seu maior sucesso com o desenvolvimento da molécula Bis-GMA, realizado pela combinação das vantagens das resinas epóxicas e dos acrilatos.² Bis-GMA satisfaz plenamente as funções como matriz resinosa de uma resina composta, revolucionando o campo da restauração de dentes anteriores e substituindo rapidamente os silicatos e as resinas acrílicas. A primeira resina composta disponível comercialmente denominava-se Addent (3M) e foi introduzida em 1964, sendo constituída de uma resina Bis-GMA na forma de pó e líquido. Em 1969, a resina Adaptic (J & J) foi introduzida, sendo o primeiro sistema pasta/pasta comercialmente disponível, o qual se tornou extremamente popular e acabou por dominar o mercado mundial. Obviamente as resinas compostas vêm ao longo dos anos sofrendo melhoras significativas no que tange às suas propriedades físicas e mecânicas. Isso tornou as formulações atuais muito melhores (Figs. 7.10 e 7.11), sendo, por exemplo, vinte vezes mais resistentes ao desgaste do que as formulações originais.

SAIBA MAIS

O nome resina composta vem de “compósito”, termo que significa combinação de materiais insolúveis entre si, produzindo um terceiro que possui propriedades superiores aos seus constituintes originais. Um exemplo clássico é o revolucionário *fiberglass* (polímero reforçado por fibra), no qual a matriz resinosa é reforçada por fibras de vidro, originando um material mais duro e rígido que a resina e menos frágil que o vidro.



Figura 7.10 – Fratura anterior em área de alta tensão e difícil resolução estética.



Figura 7.11 – Restauração direta com resina composta nano-híbrida. Observe os efeitos de cor e textura para a otimização da estética.

COMPOSIÇÃO

A composição básica das resinas compostas é apresentada no Quadro 7.3 e detalhada a seguir.

MATRIZ RESINOSA

Geralmente é constituída de monômeros diacrilatos alifáticos ou aromáticos, sendo o Bis-GMA, o UDMA e o uretano etil dimetacrilato (UEDMA) os mais frequentemente empregados. Além desses

QUADRO 7.3 – Componentes básicos de uma resina composta

| |
|--|
| Matriz resinosa |
| Iniciadores de polimerização físicos ou químicos |
| Fase dispersa de cargas e corantes |
| Agente de cobertura das partículas de carga (silano) |

SAIBA MAIS

Ainda nos dias de hoje, a matriz mais utilizada nas resinas compostas é a matriz orgânica formulada e patenteada na década de 1960 e hoje conhecida como resina de Bowen.

SAIBA MAIS

O quartzo tem sido usado extensivamente como carga, porém é muito duro, dificultando o polimento do material e causando abrasão de dentes e restaurações antagonistas. Por essa razão, partículas radiopacas de vidros e cerâmicas que contêm metais pesados como bário, estrôncio e zircônia ganharam muito espaço.



componentes, a matriz resinosa possui monômeros diluentes, necessários para diminuir a viscosidade dos monômeros de alto peso molecular. Os monômeros diluentes mais empregados são dimetacrilatos, tais como o TEG-DMA, o dietil glicol dimetacrilato (DEGMA), e o tri uretano dimetacrilato (TUDMA), os quais possibilitam a incorporação de alto conteúdo de carga, além de propiciar um material final com melhores características de manipulação.

PARTÍCULAS DE CARGA

As partículas de carga provêm estabilidade dimensional à instável matriz resinosa, com a finalidade de melhorar suas propriedades. Quando essas partículas são misturadas à matriz, o primeiro efeito é a redução da contração de polimerização, simplesmente pelo fato de diminuir a quantidade de resina presente em um certo volume. Outras melhoras imediatas observadas são menor sorção de água e menor coeficiente de expansão térmica, além de aumento nas resistências de tração, compressão e abrasão e um maior módulo de elasticidade (maior rigidez).

As partículas de carga mais comumente utilizadas são de dióxido de silicone, silicatos de boro e silicatos de lítio-alumínio. Em muitos compósitos, o quartzo (mais usado no início) é parcialmente substituído por partículas de metal pesado como bário, estrôncio, alumínio e zircônia, os quais são radiopacos. Muitos estudos têm sido feitos para incorporar partículas de metafosfato de cálcio, que são menos duras que as de vidro e desgastam menos a dentição antagônica. Além destas, outras partículas de carga também são utilizadas, como as diminutas partículas de sílica (0,02 a 0,04 μm) chamadas de micropartículas e nanopartículas, obtidas mediante processos pirolíticos (queima) e de precipitação (sílica coloidal).



Nanotecnologia consiste na manipulação e na medida de materiais na escala abaixo de 100 nanômetros. As novas resinas compostas apresentam partículas inorgânicas que variam de 20 a 75 nm, o que diminui a contração de polimerização e promove uma lisura superficial bastante satisfatória. A inovação das resinas nanoparticuladas está na silanização individual das partículas de carga, formando os chamados "nanoaglomerados", ou seja, massas de partículas homogêneas que impedem sua soltura ou desgarramento, como acontece com as partículas micro-híbridas.

AGENTE DE COBERTURA

O agente de cobertura, popularmente conhecido como "silano", é o material responsável pela união das partículas de carga à matriz resinosa, fator extremamente importante no que tange à melhora das propriedades físicas e mecânicas, uma vez que propicia uma transferência de tensões da fase que se deforma mais facilmente (matriz) para a fase mais rígida (carga). Além disso, o agente de cobertura provê uma estabilidade hidrolítica, uma vez que previne a penetração de água na interface resina/carga.

Esses agentes são frequentemente denominados silanos pelo fato de pertencerem ao grupo dos organosilanos, que, quando hidrolisados,

possuem grupos silanóis os quais se unem ionicamente ao óxido de silício (SiO_2) da superfície das partículas de carga por ligações siloxanas. Os organosilanos, por serem moléculas bipolares, também possuem grupos metacrilatos os quais possuem ligações covalentes com a resina quando do processo de polimerização, propiciando uma interface resina/carga adequada. Além dos silanos orgânicos, outros agentes de cobertura que podem ser usados são os titanatos e os zirconatos.

AGENTES INICIADORES

São químicos que, uma vez ativados ou excitados, dão início ao processo de polimerização. Nos sistemas resinosos autopolimerizáveis (ou quimicamente ativados) à base de Bis-GMA, por exemplo, o peróxido de benzoíla é o agente iniciador que reage com 2% de amina aromática terciária, a qual segmenta o peróxido de benzoíla em radicais livres. Já nos sistemas fotoativados, o agente iniciador geralmente é uma canforquinona (0,06%) ou outra diquetona, que são ativadas por uma luz visível com comprimento de onda de aproximadamente 450 nm. Isso as excita para um estado triplo, ocasionando uma interação com uma amina terciária alifática (0,04%) ou aromática (0,01%).



O resultado imediato de um sistema iniciador é a formação de um radical livre. Quando esse radical livre encontra um monômero resinoso com ligações duplas de carbono ($\text{C}=\text{C}$), forma um par com um dos elétrons da ligação dupla, deixando os outros membros livres do par igualmente reativos, ávidos para continuar a reação de polimerização.

Radical livre

É um composto muito reativo por apresentar um elétron sem par.

SISTEMAS DE ATIVAÇÃO DE UMA RESINA COMPOSTA

A taxa de conversão polimérica, ou seja, a quantidade de monômero convertido em copolímeros é um processo extremamente importante, uma vez que repercute diretamente sobre as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas. Os sistemas de ativação atualmente utilizados são calor (termoativação), luz azul visível (fotoativação) e componentes químicos (autoativação).

A **termoativação** é o sistema que provê a maior taxa de conversão monômero/polímero, resultando em uma resina mais rígida e mais resistente ao manchamento e à fratura. Esse sistema é utilizado na confecção de partículas de carga pré-polimerizadas utilizadas em muitas resinas compostas, assim como em restaurações indiretas de resina (muitas vezes chamadas cerômeros) como coroas, facetas, *inlays* e *onlays*.

A **fotoativação** também provê polimerização de boa qualidade, com cura uniforme da matriz resinosa. Nesse sistema, o ativador é uma luz azul visível, com comprimento de onda de aproximadamente 470 nm. Essa luz excita o iniciador da resina (geralmente canforquinona), dando início ao processo de polimerização, conhecido como fotopolimerização. Esse sistema de ativação é o mais utilizado na

prática odontológica em razão de sua praticidade e da relação custo/benefício.

Um terceiro e menos eficiente método de polimerização é o sistema de **autopolimerização**, em que um composto químico é utilizado para iniciar a reação. Nesse método, os produtos estão disponíveis em duas pastas que devem ser misturadas. A manipulação, contudo, é um método ineficiente de mistura, pois resulta em um produto final heterogêneo em nível molecular. Além disso, o ar incorporado durante a mistura acaba por enfraquecê-la, já que o oxigênio é conhecido como inibidor de polimerização, levando os sistemas autoativados a apresentarem menor taxa de conversão quando comparados a outros sistemas.

LEMBRETE

Resinas compostas fotoativadas são mais estáveis quanto à cor que as resinas compostas autoativadas por possuírem menos amina terciária residual presente. As aminas terciárias são provavelmente a maior causa de descoloração vista em resinas compostas.

Outra desvantagem dos sistemas quimicamente ativados é a instabilidade da cor, uma vez que alguns tipos de amina terciária aromática são compostos muito reativos, ou seja, são fortes doadores de elétrons e reagem facilmente para formar interações químicas complexas, o que pode levar a uma descoloração intrínseca. As aminas terciárias também são utilizadas nos sistemas fotoativados, mas em concentrações menores (menos de 0,1%) do que as usadas nos sistemas autoativados (2% ou mais). Além disso, nos sistemas fotoativados, as aminas mais usadas são as alifáticas (não aromáticas), consideradas menos reativas.

CLASSIFICAÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS E SUAS CARACTERÍSTICAS



Figura 7.12 – A fotoativação é certamente a forma mais usada de iniciar a polimerização de resinas compostas, tanto pela sua eficiência quanto pela sua praticidade.



Figura 7.13 – Para avaliar a efetividade da luz azul, um aparelho conhecido como radiômetro de cura (curing radiometer) é necessário. O radiômetro mede a potência de luz útil para excitar o iniciador e promover assim uma ótima polimerização.

As resinas compostas podem ser classificadas de diferentes maneiras, no entanto, a mais apropriada e conhecida é a classificação por tamanho e distribuição de partículas, a qual inicialmente compreendia três tipos essenciais de resinas: macropartículas (partículas de 8 a 50 μm), micropartículas (0,04 μm) e híbridas (diferentes tamanhos, desde 0,04 a 5 μm). As resinas de macropartículas são pouco utilizadas atualmente e possuem grandes partículas de vidro ou quartzo,

enquanto as de micropartículas possuem diminutas partículas de sílica. As híbridas, por sua vez, possuem os dois tipos de partículas, misturados de maneira variada. Com a crescente evolução e sofisticação desses materiais, houve a necessidade de melhorar ou especificar essa classificação, que é descrita a seguir.

RESINAS DE MACROPARTÍCULAS

Também conhecidas como resinas tradicionais ou convencionais, foram desenvolvidas na década de 1970 e ainda são fabricadas, apesar de pouco utilizadas. Consistem basicamente em quartzo cristalino moído e têm a maioria das partículas na faixa de 8 a 12 micrômetros. Apresentam dificuldade de polimento, pois as partículas têm tendência a se soltar da matriz, deixando porosidades. São pouco resistentes ao desgaste.

MICROPARTÍCULAS

Disponíveis no mercado há aproximadamente 30 anos, as resinas microparticuladas apresentam excelente polimento e manuseio. Suas partículas são de sílica coloidal com tamanho de 0,04 μm , as quais são produzidas pelo aquecimento em alta temperatura de partículas de quartzo (tetracloro de silicone) até formar uma fumaça, que sofre condensação e origina micropartículas. Por esse motivo, essas micropartículas são chamadas de sílica pirogênica.

As micropartículas também podem ser formadas pela adição de partículas coloidais de silicato de sódio à água e ao ácido clorídrico (sílica coloidal). Elas podem ser incorporadas à matriz resinosa de duas formas: direta (compósitos homogêneos) e indireta (compósitos heterogêneos). Nos compósitos homogêneos, as micropartículas são adicionadas na sua forma original à matriz resinosa, o que seria uma forma ideal se pudesse ser incorporada em grandes quantidades. Contudo, isso não ocorre, pois mesmo uma mínima adição provoca um demasiado espessamento do produto, devido ao fato de partículas muito pequenas possuírem uma alta área de superfície.

Várias abordagens foram propostas no sentido de contornar essa deficiência, o que resultou na tecnologia de compósitos de micropartículas heterogêneos (Fig. 7.14). Nesses compósitos, as micropartículas são comprimidas em aglomerados mediante processos de sinterização, precipitação, condensação ou silanização. Os aglomerados são adicionados a uma matriz resinosa aquecida, propiciando uma incorporação de 70% ou mais de carga em peso. A seguir, a resina é polimerizada em bloco, congelada e moída em partículas que podem variar em tamanho de 1 a 100 μm , oscilando entre 20 e 60 μm em média. Essas partículas são chamadas de pré-polimerizadas e são por fim adicionadas a uma resina não polimerizada que já contém micropartículas (homogênea), originando um produto com alto conteúdo de carga ($\pm 80\%$ em peso).

NANOPARTÍCULAS

Representando um novo campo de tecnologia, resinas nanoparticuladas são aquelas que possuem todas as

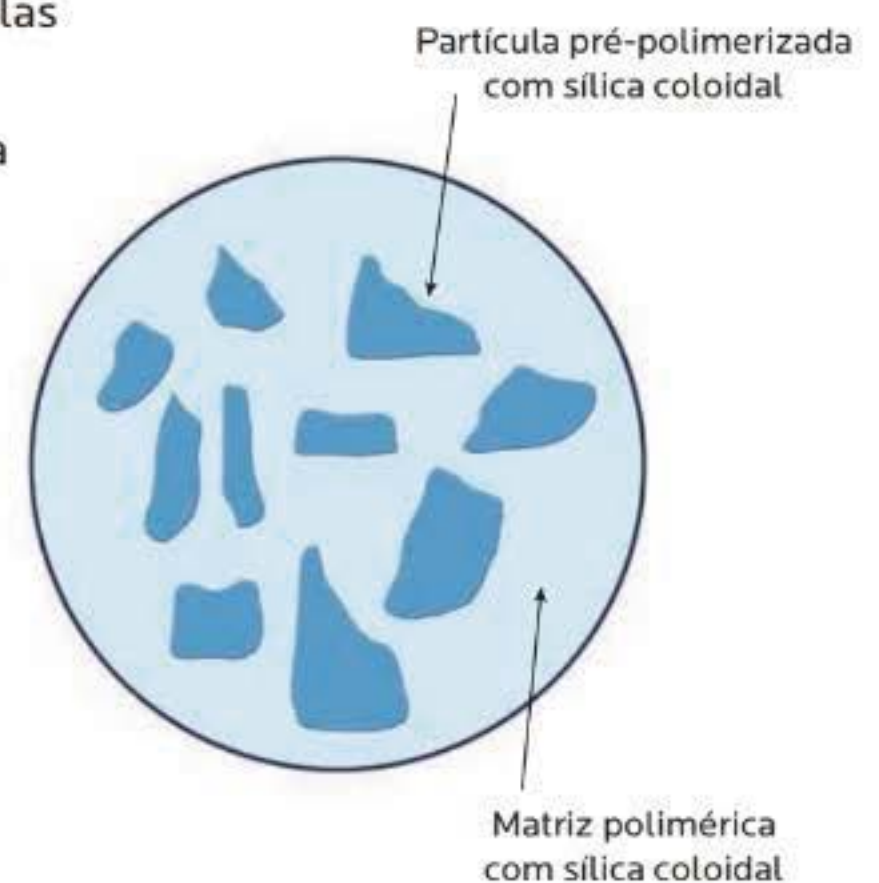


Figura 7.14 – Resina composta microparticulada heterogênea, produzida pela incorporação de blocos de micropartículas e matriz resinosa a uma resina não polimerizada que também contém micropartículas.



Figura 7.15 – Resina composta nanoparticulada (Filtek Z350 XT – 3M).

partículas abaixo de 100 nm, geralmente entre 20 e 75 nm (Fig. 7.15). As nanopartículas são geradas em nível molecular, diferentemente das partículas convencionais de carga de uma resina composta, que são em geral moídas a partir de partículas maiores. Há dois tipos de nanopartículas: tipo I e tipo II. O tipo I é subdividido em partículas nanométricas dispersas como unidades simples dentro da matriz resinosa e como aglomerados (*clusters*) de nanopartículas. O tipo II é consideravelmente diferente, pois consiste em nanopartículas de estrutura na forma de uma gaiola composta de oito átomos de silicone e 12 átomos de oxigênio. Em vez de existir como uma partícula individual ou aglomerado, a nanopartícula torna-se parte da matriz resinosa.

HÍBRIDAS

Formuladas inicialmente na década de 1980, as partículas híbridas compreendem aproximadamente 75% de peso de partículas de tamanho convencional (1 a 3 μm) e 8% de micropartículas. Suas propriedades mecânicas são boas, mas seu polimento é limitado. Foram os primeiros compósitos designados para uso no segmento posterior.

MICRO-HÍBRIDAS

Em odontologia, o termo “micro” significa menor que um micrometro, enquanto o termo “nano” significa menor que 0,1 μm . Assim, resinas micro-híbridas são resinas híbridas, porém com tamanhos menores de suas grandes partículas. Elas possuem diferentes tamanhos de partículas e foram criadas para contornar os problemas das híbridas (estética e polimento). Seu tamanho é em média menor que 1 μm (0,6 a 0,7 μm), e elas contêm basicamente dois tipos de partículas: vidros moídos e sílica coloidal, sendo que as primeiras estão entre 0,5 e 1 μm enquanto as outras têm tamanho muito menor (0,04 μm). Geralmente essas resinas têm 75% em peso de carga, sendo 20% de sílica coloidal e o resto em partículas maiores. Apesar de haver muitos produtos comerciais ainda disponíveis no mercado, essa categoria de resina está em crescente desuso (Fig. 7.16).



Figura 7.16 – Resinas micro-híbridas com tamanho médio de partículas menores que 1 μm (Point 4 – Kerr; Natural Look – Nova DFL; Amelogen Plus – Ultradent).

NANO-HÍBRIDAS

São basicamente resinas micro-híbridas com mistura de nanopartículas, ou seja, com partículas menores que $0,04 \mu\text{m}$ (40 nanômetros). Desse modo, elas possuem três tipos de partículas: partículas pré-polimerizadas de aglomerados de nanopartículas, partículas de vidro ou sílica de aproximadamente $0,4 \mu\text{m}$ e nanopartículas individuais ($0,05 \mu\text{m}$). Apesar das controvérsias existentes sobre a terminologia, é fato que esses materiais são considerados universais e possuem excelentes propriedades mecânicas, estéticas e de manuseio (Fig. 7.17).



Figura 7.17 – Resinas nano-híbridas: Premissa (Kerr); Brilliant NG (Coltène).



Figura 7.18 – Resinas fluidas (flow). Essa categoria de resinas pode ser de micro-híbridas, nanopartículas ou nano-híbridas. Elas tornaram-se muito populares pela sua facilidade de uso, uma vez que escorrem e preenchem cavidades diminutas. Natural flow (Nova DFL); Point 4 Flowable (Kerr).

SAIBA MAIS

As resinas “flow” são resinas compostas mais fluidas, podendo ter diferentes composições. Elas são versáteis e muito aplicadas em odontologia (Figs. 7.18 e 7.19).



Figura 7.19 – Resina fluida (flow) autocondicionante, a qual possui propriedades adesivas suficientes para eliminar o uso de sistemas adesivos, uma tendência dos polímeros contemporâneos (Dyad Flow – Kerr).

CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Devido às grandes dimensões das partículas de carga, os compósitos de macropartículas apresentam deficiências relacionadas à rugosidade superficial que promove. As resinas de macropartículas são difíceis de polir, pois há um desgaste preferencial da matriz resinosa, propiciando uma proeminência das grandes partículas de carga mais resistentes. A rugosidade também ocorre com mais facilidade, uma vez que, quando uma partícula é perdida, ocasiona formação de pequenas crateras, fatores que influenciam muito no brilho superficial e na suscetibilidade ao manchamento, devido à facilidade para retenção de manchas. A pobre textura superficial das macropartículas é provavelmente a razão maior para o baixo

LEMBRETE

Uma resina composta bem inserida, fotoativada e polida possui sempre um grau muito bom de aceitação.

desempenho clínico desses materiais na região posterior, quando sob tensões oclusais.

Atualmente, a preferência recai sobre resinas nanoparticuladas ou nano-híbridas, em virtude de suas excelentes características de manuseio e estética, além das propriedades mecânicas insuperáveis (Fig 7.20). Contudo, as resinas micro-híbridas ou híbridas submicrométricas também possuem qualidades de excelência, além de uma reputação confiável, o que enaltece a importância da técnica.



Figura 7.20 – Aspecto de uma cavidade Classe I preparada (antes) e pós-restauração imediata (depois). Observe que é possível restaurar a forma, a função e a estética de maneira previsível e facilitada, dadas as propriedades físicas e de manuseio das resinas compostas.

Fundição odontológica

CARLA MIRANDA
MARCELO CARVALHO CHAIN

LIGAS ODONTOLÓGICAS PARA FUNDIÇÃO

Apesar do constante desenvolvimento dos sistemas cerâmicos livres de metais, as ligas metálicas ainda ocupam lugar importante no tratamento reabilitador protético e possuem indicações clínicas tanto para próteses fixas como para próteses parciais removíveis.



Os metais apresentam propriedades como maleabilidade (capacidade de produzir lâminas, chapas finas) e ductibilidade (capacidade de produzir fios). Além disso, permitem a formação de ligas metálicas, que são resultantes da mistura de dois ou mais metais. As ligas mais utilizadas são as de ouro, paládio, prata, cobalto, níquel e titânio, e os elementos adicionais complementares são os mais variados.

Para comporem uma liga, os metais precisam exibir compatibilidade entre si e facilidade de fusão, fundição e soldagem. Também é fundamental que permitam excelente polimento e apresentem pouca contração de solidificação, mínima reatividade com o material de revestimento, boa resistência ao desgaste, alta dureza e resistência à deflexão e excelente resistência ao manchamento e à corrosão.

OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM

- Conhecer as propriedades dos metais usados em odontologia
- Compreender as diversas etapas do processo de fundição odontológica

SAIBA MAIS

Entre os metais mais frequentemente encontrados nas ligas odontológicas, destacam-se ouro (Au), prata (Ag), paládio (Pd), platina (Pt), níquel (Ni), cromo (Cr), cobalto (Co), molibdênio (Mo), berílio (Be) e titânio (Ti).

FUNDIÇÃO ODONTOLÓGICA

Fundição odontológica é um processo pelo qual se transforma uma restauração feita em cera (padrão de cera) em uma restauração definitiva de metal ou cerâmica. Ou seja, é um processo de duplicação

SAIBA MAIS

Por meio da técnica de fundição podem-se confeccionar restaurações pequenas ou extensas que não envolvam cúspides (*inlays*), restaurações parciais envolvendo cúspides (*onlays*), restaurações envolvendo todas as cúspides (*overlays*), coroas totais e próteses parciais (fixas, móveis ou adesivas).

ATENÇÃO

Independentemente do tamanho da peça a ser confeccionada, a técnica de fundição segue os mesmos princípios.

de uma reconstrução dental feita em um material fácil de trabalhar (cera) para um material definitivo (metal ou **cerâmica**).

A **técnica de fundição** pode ser executada pelo odontólogo, mas normalmente é executada em laboratórios dentários, fora do consultório odontológico. Entretanto, é de extrema importância que o profissional, mesmo não participando diretamente no processo de execução da fundição, tenha uma visão geral deste, para que consiga se comunicar adequadamente com o técnico de laboratório, avaliar o trabalho e detectar eventuais falhas.

O PROCESSO DE FUNDIÇÃO

O processo de fundição é feito por meio de uma técnica chamada “cera perdida”, que consiste em um procedimento preciso. Porém, qualquer descuido em uma das etapas pode levar à distorção da peça final. Essa técnica pode ser utilizada tanto para a confecção de restaurações metálicas quanto cerâmicas, mas neste capítulo serão abordados apenas tópicos relativos aos materiais metálicos. As restaurações cerâmicas serão discutidas no Capítulo 9 desta obra.

TÉCNICA Sequência de procedimentos da técnica de “cera perdida”:

1. confecção do padrão de cera (restauração em cera realizada sobre o troquel do modelo de trabalho);
2. inclusão do padrão de cera no revestimento;
3. eliminação da cera e expansão térmica do revestimento;
4. injeção da liga metálica fundida;
5. desinclusão e decapagem da peça metálica;
6. acabamento e polimento.

CONFECÇÃO DO PADRÃO DE CERA

O padrão de cera é o modelo final da restauração dentária, ou seja, a estrutura metálica obtida no final do processo terá exatamente a mesma forma desse padrão (Fig. 8.1). A cera é o material de escolha porque é fácil de ser manipulada, apresenta baixo custo e é versátil, permitindo uma fácil correção de erros (Fig. 8.2). Entretanto, esse material apresenta como desvantagem a facilidade de distorção, em virtude das suas propriedades de escoamento, liberação de estresse e coeficiente de expansão térmica.

ATENÇÃO

O tempo entre a remoção da cera do troquel e sua inclusão deve ser o menor possível, pois a cera pode se alterar por diferenças de temperatura ou mesmo pelo tempo decorrido.

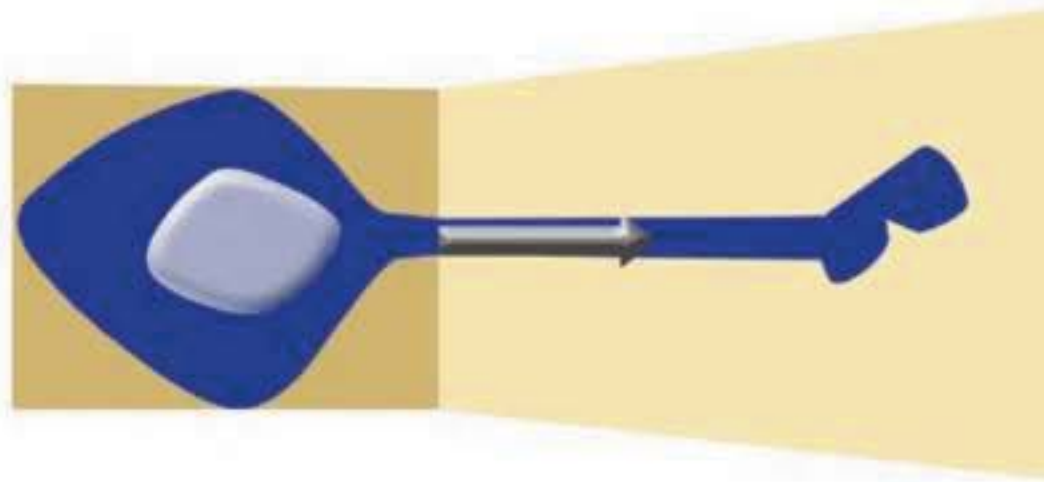


Figura 8.1 – Ilustração da técnica da "cera perdida", em que uma liga fundida é injetada em um anel com um espaço anteriormente preenchido pelo padrão de cera.



Figura 8.2 – Ceras utilizadas para a confecção do padrão de cera.

INCLUSÃO DO PADRÃO DE CERA NO REVESTIMENTO

Com o padrão finalizado (Fig. 8.3), mas ainda no modelo, acrescenta-se a ele um pino conhecido como conduto de alimentação, que será o canal pelo qual a liga passará para preencher o espaço formado pelo desenho do padrão de cera, após a queima deste. Concluída essa etapa, o padrão e o pino são incluídos em um revestimento, um tipo de gesso especial resistente a altas temperaturas.

O pino que produz o conduto de alimentação ou *sprue* pode ser metálico, plástico ou de cera. Se for metálico, deverá ser removido após a presa do revestimento. Nos outros casos, deve ser queimado juntamente com o padrão de cera. A decisão de colocar um ou mais pinos depende do tipo de restauração, do tipo de metal e da experiência do técnico. Seleciona-se a parte mais volumosa do padrão de cera para a inserção do pino, para que não ocorra uma deformação significativa. Além disso, a angulação do *sprue* deve ser de 45°, para que ocorra um escoamento correto e a cavidade seja preenchida completamente (Fig. 8.4).

O diâmetro do pino deve ser compatível com o padrão de cera, e seu tamanho deve ser compatível com o anel que envolverá o padrão e o pino. Se o pino for muito longo, o padrão ficará muito próximo da borda do revestimento. Nesse caso, pode ocorrer fratura do revestimento durante a injeção da liga, ou esta pode não chegar ao padrão e se solidificar antes. Contudo, se o pino for muito curto, a distância do padrão para a superfície externa do revestimento será muito grande. Com isso, o gás liberado na fusão da cera não sairá totalmente do revestimento e conseqüentemente a injeção da liga não será perfeita, uma vez que o preenchimento é incompleto.

Após a escolha do pino, selecionam-se o anel e a base, que podem ser metálicos, de silicone ou de borracha. A seguir, procede-se à fixação do pino no padrão de cera e à fixação desse conjunto na base, de forma centralizada, deixando 6 mm de distância entre o padrão e a porção superior do anel (Fig. 8.5).

Antes do vazamento do revestimento, faz-se aplicação de umectante na superfície do padrão para evitar a formação de bolhas de ar, pois há um melhor contato da superfície hidrofóbica do padrão de cera com o revestimento que é hidrofílico (Fig. 8.6). O revestimento é um material



Figura 8.3 – Enceramento sobre um modelo (padrão de cera de um onlay).

LEMBRETE

A câmara de compensação presente nos pinos (porção mais volumosa do pino, em forma esférica, próxima do padrão de cera) é utilizada para evitar porosidade na fundição e evitar o turbilhonamento.

SAIBA MAIS

Existem três tipos de revestimento. O aglutinado por gesso é aquecido com temperatura mais baixa (menor que 700°C) e geralmente utilizado com ligas de ouro com temperatura de fusão entre 650 a 700°C. Já o aglutinado por fosfato é mais utilizado e suporta altas temperaturas (750 a 900°C), sendo empregado na confecção de peças com metais básicos e liga de NiCr. O revestimento aglutinado por silicato de etila é aquecido em altas temperaturas e utilizado para ligas com alto ponto de fusão (p. ex., CoCr), mas apresenta a desvantagem de ser mais caro.

semelhante ao gesso que pode suportar altas temperaturas (como a queima da cera no forno) e ser submetido a grandes tensões (como a inclusão da liga). A manipulação do revestimento se dá após a mistura do pó com o líquido e, na sequência preenche-se o anel e aguarda-se a presa (Fig. 8.7).



Figura 8.4 - Conduto de alimentação (sprue) acoplado ao padrão de cera.

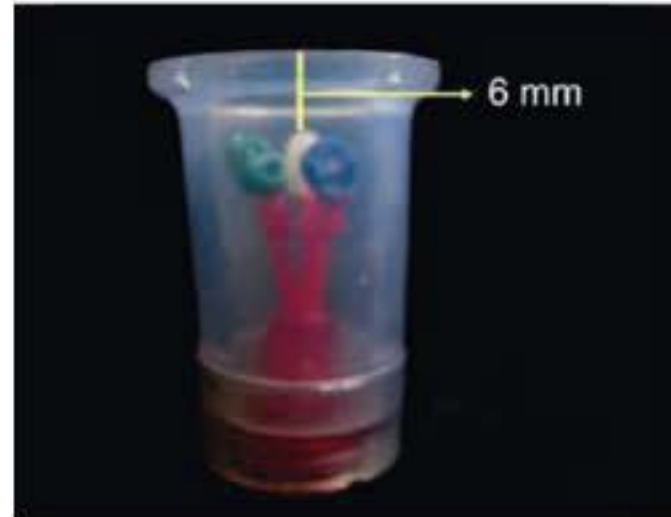


Figura 8.5 - Conjunto pino/padrão de cera fixado na base do anel de forma centralizada, deixando 6 mm de distância entre o padrão e a porção superior do anel.

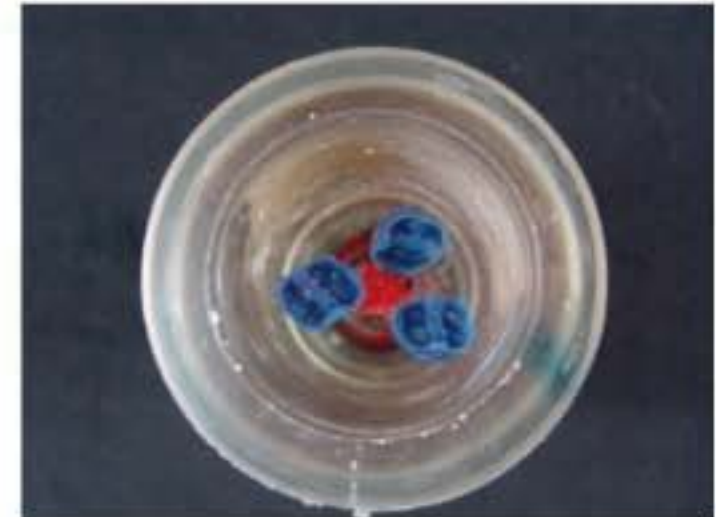


Figura 8.6 - Vista dos padrões no interior do anel após a aplicação do umectante (antibolhas) e antes da inclusão do revestimento.



Figura 8.7 - Sequência ilustrando um revestimento (A), o início de sua mistura em um gral de borracha (B), a consistência fluida ideal desse revestimento (C) e o início do preenchimento do anel (D).



ELIMINAÇÃO DA CERA E EXPANSÃO TÉRMICA DO REVESTIMENTO

Após a presa, o revestimento é levado para um forno de fundição. Caso o pino utilizado seja metálico, nesse momento, realiza-se sua remoção, assim como da base e dos anéis, com exceção do anel metálico, que permanece envolvendo o revestimento. No forno a cera volatiliza, saindo pelos poros do revestimento e pelo conduto de alimentação. O revestimento expande para compensar a contração que ocorrerá com a liga durante o seu resfriamento após a fundição.

A saída da cera proporciona um espaço interno no revestimento por onde o metal irá fluir (Fig. 8.8). Essa queima também irá fornecer compatibilidade de temperatura entre o metal quente derretido e o revestimento. Sendo assim, logo que o revestimento for removido do forno, deverá ser posicionado na máquina de fundição, pois se houver resfriamento sua estrutura irá rachar.



Figura 8.8 – Revestimentos solidificados mostrando os espaços pelos quais o metal irá fluir.

INJEÇÃO DA LIGA FUNDIDA

O metal a ser injetado no interior do revestimento deve estar líquido, e para isso o metal é aquecido com auxílio de um maçarico ou de eletricidade (Figs. 8.9 a 8.11). O uso de eletricidade apresenta menor chance de contaminação da liga, pois a temperatura é controlada. Além disso, é o procedimento mais seguro, uma vez que o gás não fica em contato direto com a liga. Entretanto, é também mais caro.

O maçarico é usado manualmente e pode ser do tipo gás-ar ou gás-oxigênio. Os gases utilizados são hidrogênio, natural, acetileno ou propano, este último mais comum. A chama do maçarico é colocada sobre a liga com sua porção azul, que é mais eficiente no processo de queima, em razão da maior quantidade de calor. Deve-se tomar cuidado para que a liga não oxide, pois assim suas propriedades serão reduzidas. Entretanto, mesmo com cuidados, a chama pode se movimentar, ocasionando formação de óxidos que podem alterar a qualidade final da fundição. Para evitar esse fenômeno, pode-se adicionar fundente, uma substância utilizada para assegurar que o metal derreta sem a formação excessiva de óxidos. Após a fusão da liga, transfere-se o anel para a máquina e injeta-se a liga durante aproximadamente 1 minuto (Figs. 8.12 e 8.13).

SAIBA MAIS

A máquina de fundição pode ser do tipo centrífuga (elétrica ou ação de mola - manual), pressão do ar e a vácuo, dependendo da maneira como a liga é injetada para dentro do revestimento.



Figura 8.9 – Liga metálica a ser fundida (neste caso, de cromo-cobalto).



Figura 8.10 – Liga posicionada num dispositivo refratário (cadinho) acoplado no cilindro de revestimento.



Figura 8.11 – Maçarico usado para fundir a liga metálica, que pode ser do tipo gás-ar ou gás-oxigênio.



Figura 8.12 – Aspecto da liga fundida imediatamente antes da sua injeção para o cilindro de revestimento.



Figura 8.13 – Liga injetada no corpo do revestimento após resfriamento.

DESINCLUSÃO E DECAPAGEM DA PEÇA METÁLICA



Figura 8.14 – Processo de desinclusão. Um choque térmico facilita a remoção da peça fundida.

Após a fundição, o revestimento é colocado dentro da água em temperatura ambiente, ocasionando um choque térmico para fraturá-lo e facilitar a remoção da peça fundida (desinclusão) (Fig. 8.14).

Para a limpeza da peça fundida, podem-se usar duas técnicas:

DECAPAGEM: Consiste na imersão em solução ácida (ácido sulfúrico fervente) por 5 a 10 segundos (p. ex., ligas com alto teor de ouro).

LIMPEZA: Quando não é feita a decapagem, faz-se uma limpeza com óxido de alumínio ou areia (p. ex., ligas básicas).

ACABAMENTO E POLIMENTO

Após a limpeza da peça, executam-se o acabamento e o polimento. Primeiramente, remove-se o pino da restauração com um disco de carborundum. Depois, é feito o recontorno da restauração com uma broca multilaminada, buscando sua forma original. A seguir, realiza-se o polimento para a obtenção de brilho e lisura superficial (Figs. 8.15 a 8.17).



Figura 8.15 – Peça fundida ainda no processo de limpeza, o qual pode ser feito também por decapagem.



Figura 8.16 – Peça após o acabamento e o polimento.



Figura 8.17 – Estrutura metálica fundida finalizada (prótese fixa anterior) sobre modelo de trabalho.

Cerâmicas odontológicas

PEDRO ALEXANDRE
MARCELO CARVALHO CHAIN

As cerâmicas, também conhecidas como porcelanas, são materiais muito utilizados na prática odontológica. Essa classe de materiais é considerada excelente como material definitivo restaurador em razão de suas desejáveis propriedades funcionais e estéticas. Por ser usada com sucesso há muitos anos, a cerâmica designada para odontologia sofreu muitas alterações e evoluiu muito, gerando diferentes tipos e ampliando muito suas indicações. Um dos exemplos dessa evolução são as restaurações popularmente conhecidas como *metal-free*, que dispensam o uso de uma estrutura de metal por serem muito resistentes. Neste capítulo abordaremos esse material e suas principais variações, assim como suas indicações, vantagens e desvantagens.

OBJETIVOS DE APRENDIZAGEM

- Conhecer o histórico, as vantagens e as desvantagens do uso de cerâmicas odontológicas
- Compreender a composição das diferentes cerâmicas odontológicas
- Conhecer as diferentes classificações das cerâmicas usadas em odontologia

Cerâmicas

Do grego *keramiké*, são materiais não metálicos, inorgânicos, contendo principalmente compostos de oxigênio, com um ou mais elementos metálicos (Al, Ca, Li, Mg, K, Na, Sn, Ti e Zr) e não metálicos (Si, B, F, O).

HISTÓRICO

Em 1789 foi registrada a patente do primeiro dente de porcelana, resultado da associação de um dentista francês chamado De Chemant e um farmacêutico, Duchateau. Esse dente era uma melhoria dos "dentes de pasta mineral" produzidos por Duchateau alguns anos antes. Logo após, De Chemant levou essa tecnologia para a Inglaterra e, em 1903, o Dr. Charles Lanal introduziu as primeiras próteses unitárias de porcelana na odontologia.¹

Já no século XX, importantes inovações permitiram um grande desenvolvimento dos dentes de porcelana. Em 1962, a formulação da porcelana feldspática foi finalmente descrita, permitindo um controle

SAIBA MAIS

O termo “porcelana” refere-se à família dos materiais cerâmicos compostos essencialmente por caolim, quartzo e feldspato, também queimados em altas temperaturas. Pode-se dizer que toda porcelana é uma cerâmica, mas o contrário nem sempre é verdadeiro. O termo “cerâmica” parece ser o mais adequado para descrever os materiais usados atualmente em odontologia, em virtude de suas diferentes composições.

maior da temperatura de sinterização e do coeficiente de expansão térmica. A primeira porcelana feldspática disponível comercialmente foi desenvolvida pela Vita Zahnfabrik em 1963, e já em 1965 ocorreu um significativo avanço com relação à resistência à fratura das próteses unitárias, quando alumina foi introduzida na composição, na forma de uma matriz vítrea com aproximadamente 40 a 50% em peso de óxido de alumínio (Al_2O_3). Nessa mesma época, foram também descritos os componentes que poderiam ser usados para produzir ligas metálicas que se unissem quimicamente e fossem termicamente compatíveis com as porcelanas feldspáticas. O detalhamento desse material a ser utilizado para produzir as próteses chamadas metalocerâmicas foi um dos grandes responsáveis por seu desempenho clínico e estético ao longo dos anos.¹

A constante evolução e busca por novos materiais, bem como a inserção de novos materiais de reforço da composição das porcelanas, permitiu a substituição da estrutura metálica por estruturas de cerâmica, que culminaram no desenvolvimento das próteses livres de metal ou *metal-free*.

VANTAGENS E DESVANTAGENS DAS CERÂMICAS

As vantagens e desvantagens das cerâmicas usadas atualmente em odontologia são apresentadas no Quadro 9.1.

QUADRO 9.1 – Vantagens e desvantagens das cerâmicas

| Vantagens | Desvantagens |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Estética e longevidade • Baixa condutividade térmica e elétrica • Alta resistência ao desgaste e à compressão • Radiopacidade semelhante à do dente natural • Biocompatibilidade • Quimicamente inerte • Lisura superficial • Não reage com a maioria dos líquidos, gases, substâncias ácidas e alcalinas | <ul style="list-style-type: none"> • Friabilidade • Potencial de desgaste do dente antagonista • O custo é uma desvantagem relativa em razão da estabilidade no meio bucal e da durabilidade • Técnica de difícil execução tanto para a produção de uma peça protética similar ao dente humano por parte do técnico em prótese quanto por parte do cirurgião-dentista no preparo do elemento dental. No processo de fabricação da prótese, podem ocorrer inúmeras falhas. |

COMPOSIÇÃO

A composição de uma cerâmica odontológica pode variar muito de acordo com seus diferentes tipos, mas uma cerâmica feldspática ou convencional tem basicamente a seguinte composição:

- feldspato – 75 a 85%;
- sílica ou quartzo – 12 a 22%;
- caolim – 3 a 5%;
- pigmentos (Quadro 9.2);
- corantes.

Os vários componentes das cerâmicas combinados resultam em duas fases principais: a fase vítrea ou matriz de vidro e a fase cristalina ou mineral. A fase vítrea é formada durante o processo de cocção e possui propriedades típicas de um vidro, como friabilidade, padrão de fratura não direcional e alta tensão superficial no estado fluido. A fase cristalina inclui sílica ou quartzo e alguns óxidos metálicos. A evolução das cerâmicas se deu por modificações nesta fase, visando a um aumento da tenacidade. Essa variação na composição se dá principalmente pelo maior conteúdo de cristais de leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), cristais de dissilicato de lítio ($Li_2O \cdot 2SiO_2$), alumina (Al_2O_3), spinel de magnésio-alumina ($MgO \cdot Al_2O_3$) e zircônia (ZrO_2).

QUADRO 9.2 – Óxidos metálicos e suas respectivas matizes

| Pigmentos | Matizes |
|---------------------------------------|-----------------|
| Óxido de titânio | Amarelo-marrons |
| Óxido de manganês | Cor de alfazema |
| Óxido de cobalto | Azul |
| Óxido de cobre ou de cromo | Verde |
| Óxido de níquel | Marrom |
| Óxido de cério | Fluorescência |
| Óxidos de titânio, estanho e zircônio | Opacificadores |

CLASSIFICAÇÃO

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas de diversas formas, em razão da enorme variedade de sistemas cerâmicos disponíveis. A seguir, serão apresentadas algumas dessas classificações e posteriormente os tipos de cerâmicas disponíveis.

DE ACORDO COM A TEMPERATURA DE FUSÃO

Durante muitos anos, esse tipo de classificação foi utilizada principalmente para as cerâmicas compostas basicamente de quartzo, feldspato e caolim. As temperaturas de fusão são ditadas basicamente pela quantidade relativa de cada componente. Atualmente essa classificação não contempla todos os tipos de cerâmicas existentes, mas é interessante pelo fato de que diversos tipos de próteses cerâmicas são produzidos por queimas sucessivas de camadas, o que exige pontos de fusão diferentes para que as camadas inferiores não

sejam influenciadas e modificadas durante o processo de cocção. Desse modo, elas podem ser classificadas em porcelanas de alta fusão (1.315 a 1.370°C); média fusão (1.090 a 1.260°C); baixa fusão (860 a 965°C) e ultrabaixa fusão (650 a 859°C).

DE ACORDO COM OS CONSTITUINTES DA FASE CRISTALINA

Como visto anteriormente, uma das formas de reforço estrutural das cerâmicas odontológicas ocorre pela dispersão da fase cristalina. Portanto, elas podem ser classificadas de acordo com os constituintes dessa fase (Fig. 9.1).

FELDSPÁTICA: Essas cerâmicas são compostas basicamente de feldspato de potássio ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) e quartzo. Esses componentes são misturados e aquecidos a 1.200°C, temperatura na qual o feldspato se decompõe para formar uma fase vítrea amorfa e uma fase cristalina (mineral), consistindo de leucita ($KAlSi_2O_6$ ou $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$). Essa mistura é então resfriada rapidamente e fragmentada para a obtenção das partículas. Os pigmentos são adicionados nesse estágio. Forma-se um pó que é aplicado sobre a estrutura desejada, no formato do dente que se deseja construir, e levado ao forno para sinterização.

PORCELANA FELDSPÁTICA REFORÇADA POR LEUCITA: Contém cerca de 45% em volume de leucita tetragonal. É utilizada em restaurações de cerâmica pura sinterizada, como cerâmica de estratificação ou cobertura, da mesma forma que a porcelana feldspática convencional. A leucita funciona como uma base de reforço, pois o maior conteúdo de leucita em relação às feldspáticas convencionais resulta em maior resistência flexural.²

ALUMINIZADA: Em razão da alta resistência à fratura e do alto módulo de elasticidade (cerca de 350 Gpa), a dispersão de alumina em uma matriz vítrea resulta em um aumento significativo da resistência flexural, que fica em torno de 140 MPa.^{1,2}

ALTO TEOR DE ALUMINA INFILTRADA POR VIDRO (Al_2O_3): A representante desse tipo de cerâmica é a VITA In-Ceram Classic Alumina, que é composta por óxido de alumínio sinterizado e infiltrado com vidro, combinando estética e resistência. O conteúdo de alumina é da ordem de 90%, o *coping* poroso de alumina é infiltrado por um vidro de lantânio, produzindo um material com resistência flexural da ordem de 500 MPa, o que torna o material passível de ser indicado para produzir subestruturas de coroas e até pontes anteriores de três elementos, uma vez que o produto tolera alta tensão funcional.

ESPINÉLIO INFILTRADA POR VIDRO ($MgAl_2O_4$): Trata-se de óxido de alumínio e magnésio sinterizado e infiltrado com vidro, o que produz um material altamente translúcido, especialmente indicado para dentes anteriores. Ele pode ser indicado em *inlays*, porém com atenção ao detalhe de que, em razão de sua composição, as cerâmicas à base de magnésio têm a menor resistência flexural dos sistemas infiltrados por vidro.

ZIRCÔNIA INFILTRADA POR VIDRO ($Al_2O_3-ZrO_2$): As cerâmicas com núcleo de zircônia são as mais resistentes utilizadas atualmente.

Elas contêm zircônia tetragonal e alumina com resistência flexural da ordem de 600 MPa. Entretanto, esses materiais apresentam alta opacidade, o que, em certos casos, reduz a qualidade estética. A representante desse sistema é a VITA® In-Ceram Classic Zircônia, composta por óxido de alumínio e zircônia sinterizados e infiltrados por vidro.

CERÂMICA VITREA, VITROCERÂMICA OU VIDRO

CERAMIZADO: São materiais cerâmicos submetidos a tratamentos térmicos específicos, a fim de induzir uma desvitrificação parcial. Nesse processo são formados núcleos cerâmicos reforçados por di-silicato de lítio ou leucita, proporcionando um material com alta resistência e ótima adaptação. A técnica de utilização é a da cera perdida, ou seja, executa-se um padrão de cera (construção do dente em cera para fundição) que é inserido em um anel com revestimento e queimado, para posterior injeção do vidro cerâmico liquefeito (fundido). Por usarem uma técnica de injeção, essas cerâmicas também são denominadas cerâmicas injetadas. Os principais representantes atuais desse tipo de cerâmica são os sistemas IPS Empress e Emax press® (Ivoclar-Vivadent).

ALUMINA DENSAMENTE SINTERIZADA: Esses materiais contêm 99,9% de alumina e estão entre os materiais cerâmicos com maior dureza entre as cerâmicas odontológicas. Em geral, são utilizados como cerâmica de infraestrutura em pontes fixas e *copings*, frequentemente em sistemas CAD/CAM, sobre os quais são aplicadas cerâmicas feldspáticas de cobertura. O mais conhecido representante desse sistema é o Procera®.

ZIRCÔNIA PRÉ-SINTERIZADA E ESTABILIZADA POR ITRIO:

Da mesma forma que a alumina densamente sinterizada, esses materiais são usados geralmente em infraestruturas pelo sistema CAD-CAM, figurando entre os materiais mais resistentes dentre as cerâmicas.



Figura 9.1 – Esquema sumarizado representando a classificação das cerâmicas.

SISTEMAS METALOCERÂMICOS



Figura 9.2 – Prótese fixa metalocerâmica.



As porcelanas associadas a metais, coroas e pontes fixas metalocerâmicas (Fig. 9.2) foram e são ainda utilizadas com muita eficiência na reabilitação de pacientes que perderam seus dentes. Elas possuem a capacidade de repor adequadamente a estética e a função, tendo sucesso clínico comprovado ao longo dos anos. Esse sucesso só foi possível a partir da utilização de cerâmicas capazes de aderir ao metal e compatível termicamente a ele. Os métodos pelos quais essa porcelana adere ao metal podem ser mediados por adesão química por meio dos óxidos formados na superfície do metal, mas também por imbricamento micromecânico e principalmente por tensões formadas durante a queima da porcelana.

Não é tarefa fácil obter uma estética adequada com peças metalocerâmicas, pois isso exige técnicos de laboratório extremamente hábeis para opacificar o metal sem que a peça cerâmica perca vida e riqueza de detalhes que imitem a estrutura natural. Essa desvantagem, aliada a uma crescente rejeição quanto ao uso de metal em boca, contribui para que as próteses metalocerâmicas pouco a pouco percam sua popularidade. Mesmo assim, ainda é muito grande o uso desses sistemas, graças à sua reputação de sucesso, principalmente quanto à longevidade.

MÉTODOS DE REFORÇO DAS ESTRUTURAS CERÂMICAS

DISPERSÃO DA FASE CRISTALINA: Consiste na inserção de materiais diferentes dos constituintes básicos das porcelanas convencionais, com o objetivo de reforçar toda a estrutura. Esses materiais geralmente são a alumina (Al_2O_3) e a zircônia (ZrO_2).

DIMINUIÇÃO DA QUANTIDADE DE COCCÕES: O processo de confecção das peças cerâmicas é feito em etapas, sendo que as camadas são sucessivamente levadas a um forno no qual são “cozidas” em determinada temperatura. O excesso de cocções pode provocar enfraquecimento da peça cerâmica.

TÊMPERA TÉRMICA: Este é provavelmente o método mais comum de se reforçar as cerâmicas e consiste no rápido resfriamento da superfície enquanto ainda está no estado fundido. Esse rápido resfriamento produz uma camada superficial rígida que circunda um núcleo macio. À medida que esse núcleo se solidifica, são criadas tensões de tração no núcleo e compressão da superfície externa, reforçando a estrutura.

TROCA DE IONS: Conhecido também como têmpera química, é considerado um dos mais sofisticados métodos de reforço da estrutura. Consiste na troca de íons da superfície por meio de banhos químicos nos quais os íons da superfície da peça trocam de lugar com os íons presentes na solução, resultando em tensões de contração nessa superfície.

CORRETO DESENHO DA PRÓTESE CERÂMICA: O principal responsável pelo correto *design* da peça é o cirurgião, que deve possibilitar espaço adequado para a prótese, bem como criar um preparo com as características ideais para cada tipo de cerâmica utilizada.

MINIMIZAÇÃO DE ÁREAS QUE CONCENTRAM TENSÕES: Desgastes, trincas e riscos na superfície das peças são áreas que podem criar tensões e levar à sua fratura. Portanto, o profissional deve evitar essas modificações, assim como executar um preparo protético adequado, arredondado e bem proporcionado em termos de espessura de cerâmica.

AUMENTO DA TENACIDADE POR TRANSFORMAÇÃO DE FASE: A zircônia pura é aquecida a uma temperatura entre 1.400 e 2.000°C e resfriada, processo no qual ela começa a se transformar de uma fase tetragonal para monocíclica. Para evitar essa transformação, são inseridos aditivos para estabilizar a estrutura, como o óxido de ítrio, que forma um material altamente tenaz.

TÉCNICAS DE PRODUÇÃO DAS PEÇAS PROTÉTICAS

As técnicas de produção das peças protéticas de cerâmica foram aprimoradas ao longo dos anos, passando de uma forma altamente artesanal, na qual apenas técnicos experientes tinham a capacidade de produzir peças altamente estéticas, até os sistemas mais atuais, em que o computador passou a ter espaço na fabricação de peças mais resistentes e com ótima adaptação. Desse modo, pode-se agrupar didaticamente as cerâmicas de acordo com a técnica de confecção das peças protéticas, como é feito a seguir.

CONDENSAÇÃO OU SINTERIZAÇÃO: As porcelanas usadas para essa técnica em geral são as porcelanas de cobertura, ou seja, as feldspáticas convencionais e as reforçadas por leucita, assim como as aluminizadas ou reforçadas por alumina. Essa técnica envolve a construção gradual das restaurações cerâmicas, geralmente utilizada para a cobertura de estruturas metálicas e de estruturas cerâmicas de reforço, como os *copings* de alumina, zircônia, infiltrados por vidro e até mesmo os de cerâmica prensada. São exemplos desse tipo de porcelana os sistemas Noritake® E.max ceram®).

INJEÇÃO OU PENSAGEM POR CALOR: Nessa técnica, o laboratorista recebe o modelo e produz um enceramento do dente a ser restaurado (padrão de cera). Esse enceramento é incluído em um revestimento e posteriormente queimado completamente. As pastilhas ou lingotes cerâmicos são fundidos e injetados sob pressão no molde deixado pela cera perdida no revestimento. Remove-se então a peça do revestimento (Fig. 9.3), que é acabada, polida e recoberta com uma porcelana fina de glazeamento. São exemplos desse tipo de cerâmica os sistemas IPS Empress e E.max press® (Ivoclar-Vivadent).

FUNDIÇÃO: A cerâmica de fundição Dicor é um vidro com aproximadamente 45% de mica tetrasílica com flúor, que está descontinuado devido ao avanço de outras tecnologias. Esse sistema



Figura 9.3 – Cerâmicas vítreas injetadas.

foi introduzido na década de 1980 e foi o primeiro a utilizar a técnica da cera perdida e fundição de pastilhas e lingotes, o qual resultava em certo grau de contração, mas com estética satisfatória e resistência flexural da ordem de 90 MPa. Apesar da baixa resistência flexural, o material apresentava bons resultados clínicos quando a espessura da peça era adequada.

INFILTRAÇÃO: Essa técnica de produção de peças cerâmicas reforçadas consiste na aplicação de uma massa de vidro sobre um *coping* de alumina. O nome In Ceram provém de infiltrado cerâmico, pois o vidro de lantânio infiltra-se no *coping* feito de cerâmica, reforçando-o substancialmente. São exemplos desse tipo de cerâmica os sistemas In ceram alumina, zircônia e spinell® (VITA-Zahnfabrik).

TORNEAMENTO OU FRESAGEM: Nessa técnica, o modelo de trabalho (ou mesmo o preparo diretamente em boca) é escaneado, sendo os dados inseridos em um programa de computador que processa as informações e permite a construção de uma peça protética digital. Com o desenho pronto, os dados são enviados a uma unidade fresadora, a qual produz a peça a partir de um bloco cerâmico de altíssima resistência mecânica. Esses sistemas muitas vezes são conhecidos como sistemas Computer Assisted Design – Computer Assisted Machined (CAD-CAM). Zircônia, zircônia Y-TZP, Procera, Cercon, Procera All Ceram, E.max CAD são alguns dos principais produtos disponíveis no mercado.

INDICAÇÕES

As principais indicações das cerâmicas odontológicas são apresentadas na Tabela 9.1.

COMPLEMENTANDO

SISTEMA CERÂMICO IPS EMPRESS

Em 2005, foi lançado o sistema IPS E.max®, baseado em uma cerâmica de di-silicato de lítio de alta densidade. O sistema apresenta excelentes propriedades mecânicas e resistência flexural da ordem de 360 a 400 MPa, sem comprometer as características ópticas do material. Em 2006, esse sistema foi acrescido de mais dois componentes: o IPS E.max ZirCAD® (blocos de óxido de zircônia para sistema CAD/CAM) e o IPS E.max ZirPress® (lingotes de fluorapatita para injeção sobre zircônia).

O IPS E.max® é um sistema cerâmico que consiste em uma cerâmica vítrea (ou seja, uma vitrocerâmica) de di-silicato de lítio utilizada especialmente para restaurações unitárias e de um óxido de zircônia altamente resistente para as pontes de grande extensão. Esse sistema cobre todas as indicações de cerâmicas livres de metal, podendo ser indicado para laminados cerâmicos (facetas) e até para extensas reabilitações protéticas de até dez elementos. Os materiais que o compõem são altamente estéticos e resistentes e podem ser usados em restaurações por injeção, CAD/CAM e também pela técnica

TABELA 9.1 – Indicações das cerâmicas

| Peça protética → Tipo de cerâmica | Coroas metalocerâmicas | Inlays/ onlays e overlays | Coroas dentes anteriores | Coroas dentes posteriores | Pontes fixas de 3 elementos anteriores | Pontes fixas de 3 elementos posteriores | Pontes fixas de até 10 elementos |
|--|-----------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|---|--|---|
| Porcelana feldspática convencional | +++ | + | - | - | - | - | - |
| Porcelana feldspática reforçada por leucita | +++ | ++ | - | - | - | - | - |
| Cerâmica aluminizada | - | | | | | | |
| Cerâmica aluminizada infiltrada por vidro (alumina) | - | - | ++ | +++ | +++ | + | - |
| Cerâmica aluminizada infiltrada por vidro (spinell) | - | - | +++ | + | + | - | - |
| Cerâmica aluminizada infiltrada por vidro (zircônia) | - | - | + | +++ | ++ | +++ | - |
| Vidros ceramizados | ++ | +++ | +++ | +++ | ++ | - | - |
| Blocos cerâmicos | - | +++ | ++ | +++ | ++ | +++ | +++ |

estratificada (a base é de vitrocerâmica, mas a cobertura é de porcelana feldspática). Além disso, as técnicas de confecção das próteses podem ser combinadas; por exemplo, uma cerâmica IPS E.max Ceram pode ser estratificada sobre uma subestrutura de IPS E.max ZirCAD. A técnica de confecção de uma peça de *onlay* plaquiada é mostrada nas Figs. 9.4 a 9.9.

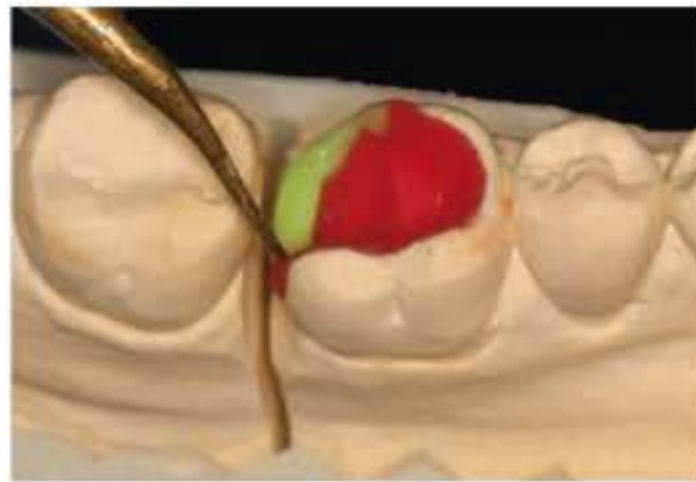


Figura 9.4 – Base em resina acrílica para a construção do padrão de cera (enceramento).



Figura 9.5 – Iniciando a diferenciação das cúspides.



Figura 9.6 – Escultura do padrão de cera em fase final, ajuste dos contatos.



Figura 9.7 – Inserção do conduto de alimentação (Sprue).



Figura 9.8 – Padrão de cera pronto para inserção no revestimento.



Figura 9.9 – Peça final após maquiagem.

SISTEMA CERÂMICO IN CERAM VITA-ZAHFABRIK

VITA IN CERAM ALUMINA - (Al₂O₃): Síntese de estética e resistência, pode ser usada para coroas anteriores e próteses fixas livres de metal de até três elementos na região anterior. O tamanho das partículas varia entre 0,5 e 3,5 µm, e a contração de sinterização é

de 0,3%, o que permite ótima adaptação marginal. O elevado conteúdo de alumina confere um aspecto branco-opaco à infraestrutura, que neste momento tem baixa resistência (cerca de 18 MPa). Nesse sistema, o *coping* de óxido de alumínio poroso, com espessura de 0,5 a 1,0 mm, é depois infiltrado por um vidro, diminuindo a porosidade e elevando a resistência flexural para aproximadamente 400 MPa. Existem cores de vidro para infiltrar o casquete de óxido de alumínio (Al1, Al2, Al3 e Al4). Sobre o *coping* infiltrado com vidro, uma cerâmica feldspática convencional (Vitadur Alfa) é aplicada para reproduzir a forma final da restauração e conferir maior estética (Fig. 9.10).

VITA IN CERAM SPINELL ($MgAl_2O_4$): Possui a translucidez mais elevada de todas as cerâmicas de óxidos, em razão de seu índice de refração da fase cristalina se aproximar do vidro, sendo ideal para regiões em que a exigência estética é maior. É um óxido misto de magnésio e alumínio ($MgAl_2O_4$) que precisa ser sinterizado em ambiente a vácuo. Também existem quatro cores de vidro para infiltrá-la (S1, S2, S3, S4). As propriedades estéticas desse sistema são superiores às dos demais, porém há diminuição de cerca de 30% nas propriedades físicas. A resistência flexural é de aproximadamente 150 a 250 MPa.

VITA IN CERAM ZIRCÔNIA ($Al_2O_3-ZrO_2$): É a mais opaca das cerâmicas de óxidos, com maior poder de mascarar fundos escuros, indicada para dentes com grandes alterações de cores. Esse material combina a alta resistência à fratura da zircônia com a elevada resistência flexural da alumina, sendo, portanto, indicada para coroas e pontes de três elementos anteriores e posteriores (Fig. 9.11).

PORCELANA NORITAKI: A empresa está no mercado de cerâmicas desde 1904 e é especialista em porcelana feldspática para cobertura de estruturas, sejam elas metálicas, de alumina, zircônia ou até titânio. Um dos exemplos de porcelana da fábrica Noritake é a Cerabien, que foi desenvolvida exclusivamente para aplicação sobre casquetes de alumina, espinélio e zircônia infiltrados por vidro (In Ceram VITA), além de alumina densamente sinterizada (Procera-Nobel Biocare). Possui coeficiente de expansão térmica de $6,8 \times 10$ e excelente adesão às estruturas em alumina. A porcelana Ex-3 é uma porcelana feldspática convencional para aplicação sobre estruturas metálicas. O sistema de porcelanas Noritake conta ainda com cerâmica para fusão com titânio puro (Super Porcelain Ti-22), desenvolvida especificamente para ter excelente adesão a esse material.



Figura 9.10 – Coroas de dentes anteriores em In Ceram Alumina.



Figura 9.11 – Copping em In Ceram Zircônia (VITA-ZAHFABRIK).

APROFUNDANDO

SISTEMAS COMPUTADORIZADOS

Como visto anteriormente, já há algum tempo é possível fabricar peças protéticas por meio do sistema CAD/CAM. Um dos exemplos de equipamentos disponível para esse fim é o sistema CEREC. Cerec é um sistema restaurador indireto totalmente informatizado, ou seja, proporciona a construção de restaurações indiretas, sejam elas *inlays*,

onlays, overlays, estruturas para coroas e pontes fixas, provisórios, a partir do bloco do material de escolha e de um prévio escaneamento do preparo diretamente em boca.

Ele é composto por uma unidade de escaneamento chamada de CEREC Aquisition Unit, que consiste em uma câmera 3D acoplada a uma unidade de processamento de imagens. Ela fotografa os preparos realizados no dente do paciente diretamente na boca ou em um modelo articulado. Da mesma forma, o antagonista é fotografado, e as imagens são processadas em computador de alto desempenho, possibilitando ao próprio dentista ou ao técnico em prótese executar o trabalho de construção da restauração. O programa permite que a anatomia oclusal seja trabalhada e que os contatos sejam previamente analisados, inclusive em sua intensidade, permitindo ainda a seleção do melhor bloco disponível para a produção da peça.

Terminado o desenho da peça no computador, é escolhido o bloco de cerâmica ou mesmo de cerômero (no caso de provisórios) para a confecção das peças protéticas em duas unidades fresadoras disponíveis: a CEREC MC XL, geralmente usada em laboratórios de prótese, ou a CEREC 3 Milling Unit, mais compacta, usada em consultórios odontológicos.

SISTEMA PROCERA

O sistema Procera® AllCeram surgiu em 1994 utilizando um material com alumina densamente sinterizada, formado por mais de 99,5% de alumina. É um sistema cerâmico que utiliza a tecnologia CAD/CAM para a produção de *copings* e estruturas de próteses fixas, laminados cerâmicos e pilares personalizados em alumina, zircônia ou titânio. Baseia-se no escaneamento tridimensional do modelo de trabalho ou padrão de cera. Após o escaneamento e a leitura das coordenadas, os dados são enviados ao centro de produção Procera® para a manufatura. Essas infraestruturas retornam para o laboratório de origem, onde a cerâmica de recobrimento é finalmente aplicada, e o trabalho é finalizado. Esses trabalhos são altamente precisos e estéticos, além de resistentes. A resistência flexural biaxial é de aproximadamente 700 MPa.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

LEMBRETE

As cerâmicas *metal-free* são atualmente as melhores opções para substituição de dentes, tendo em vista suas capacidades de mimetização de estrutura dentária e durabilidade.

O universo das cerâmicas odontológicas é imenso e interessante, de maneira que um capítulo de livro é pouco para descrição de todos os materiais e técnicas disponíveis atualmente. Entretanto, com a base dada neste livro, é possível conhecer esse fantástico material restaurador e selecionar de forma eficiente os materiais para cada situação clínica específica.