

Manual de Materiais Dentários

USP RIBEIRÃO PRETO





UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Departamento de Materiais Dentários e Prótese



MANUAL DE MATERIAIS DENTÁRIOS

Docentes:

Profa. Dra. Alma Blásida Concepción Elizaur Benitez Catirse

Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

Prof. Dr. Cássio do Nascimento

Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

Ribeirão Preto
2020

Sumário

Propriedades Mecânicas.....	4
Propriedades Físicas dos Materiais Dentários.....	20
Introdução aos Polímeros e Resina acrílica.....	34
Materiais Preventivos Autoaplicáveis.....	50
Materiais para proteção do complexo dentino-pulpar.....	58
Cimentos para cimentação e restaurações provisórias.....	80
Amálgama.....	102
Compósitos restauradores diretos.....	119
Sistemas adesivos.....	135
Gessos Odontológicos.....	152
Classificação dos materiais de moldagem e alginato.....	173
Elastômeros.....	185
Materiais de moldagem anelásticos.....	206
Processo de Fundição.....	220
Cerâmicas Odontológicas.....	241
Compósitos indiretos.....	257
Cimentos resinosos.....	267
Biomateriais na Implantodontia.....	274



Querido(a) aluno(a),

É com grande prazer e honra que apresentamos o Manual de Materiais Dentários para seu uso durante as aulas de graduação do curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo.

Trata-se de uma iniciativa construída em parceria entre docentes e alunos de pós-graduação ou colaboradores externos, com expertise em diferentes materiais.

Você utilizará esse Manual em todas as disciplinas da Área de Materiais Dentários, sendo elas: Propriedades Físico-químicas e mecânicas dos Materiais Odontológicos (2º período), Materiais Odontológicos de Aplicação Clínica Direta (3º período) e Materiais aplicados à Prótese (4º período).

Este manual contém o conteúdo básico de cada material abordado na disciplina, mas este não se esgota aqui. Vale ressaltar que os livros de materiais dentários, de diversos autores, estão disponíveis para aprofundar o conhecimento. Esse conhecimento adicional certamente será um grande diferencial para seu futuro profissional, pois quem conhece bem os Materiais Dentários, sabe aplicá-los com fundamentação científica, ou seja, sabe aproveitar o melhor e controlar o pior de cada material.

Assim, eu te convido a participar desta jornada sendo também nosso parceiro. Seja bem-vindo ao maravilhoso mundo dos Materiais Dentários.

Com carinho,

Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza
Professora Titular do Departamento de Materiais Dentários e Prótese –
FORP/USP

PROPRIEDADES MECÂNICAS

Mariana Lima da Costa Valente

Simone Kreve

André Botelho

Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

1. INTRODUÇÃO

As propriedades mecânicas avaliam o comportamento e resistência dos materiais odontológicos à deformação permanente ou fratura, sob aplicação de uma força ou tensão, a fim de caracterizar a resistência deles quanto aos esforços sofridos na cavidade bucal.

Avaliam as forças atuantes sobre os corpos, movimento, deformação ou tensões sofridas por eles. Na odontologia, as mais importantes são: resistência à compressão, ductilidade, módulo de elasticidade, resistência à flexão, tenacidade à fratura, dureza, resistência ao impacto, resistência ao cisalhamento, resistência à tração, torção, entre outras.

Conhecer as propriedades mecânicas dos materiais é importante para que qualquer deformação resultante da aplicação de uma força não seja excessiva, não leve à fratura e não diminua a longevidade dos tratamentos. Assim, a correta seleção do material odontológico exige que o profissional tenha uma noção básica a respeito de sua estrutura, uma vez que as propriedades dos materiais podem indicar sua qualidade em diferentes aplicações.

Para dar início a esse capítulo e facilitar o entendimento das propriedades mecânicas, alguns termos importantes, como tensão e deformação devem ser conceituados.

2. TENSÃO

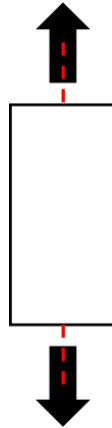
Tensão é a força por unidade de área que incide sobre os átomos e moléculas de um material, é a reação interna igual em magnitude e oposta em direção à força externa aplicada. A unidade de tensão mais utilizada é N/mm² ou MPa (mega Pascal), onde 1 N/mm² = 1 MPa.

$$\text{Tensão} = \text{Força} / \text{Área}$$

Na odontologia, existem diversos tipos de tensões que se desenvolvem de acordo com a natureza das forças aplicadas e a forma do objeto, sendo classificadas em tensões simples: tração, cisalhamento e compressão, e complexas: flexão e torção.

A tensão de tração resulta da aplicação de duas forças na mesma linha, porém, com sentidos contrários. As duas extremidades são fixas ou uma extremidade é fixa e a outra é submetida a uma força que se afasta do ponto de fixação (Figura 1).

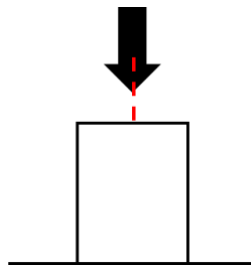
Figura 1. Esquema de forças na tensão de tração



Fonte: Autoria própria.

A tensão de compressão resulta de um conjunto de forças aplicadas na mesma direção, uma contra a outra, onde uma superfície é fixa e a outra é movimentada em direção ao ponto de fixação (Figura 2).

Figura 2. Esquema de forças na tensão de compressão



Fonte: Autoria própria.

A tensão de cisalhamento ocorre quando as forças são direcionadas paralelamente, porém, em sentidos contrários (Figura 3).

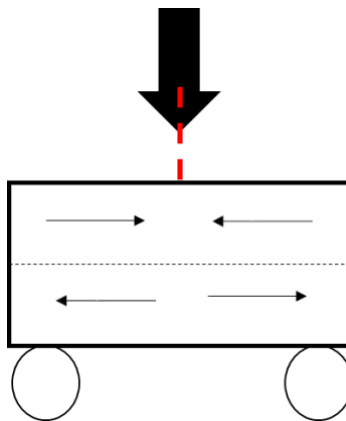
Figura 3. Esquema de forças na tensão de cisalhamento



Fonte: Autoria própria.

A tensão de flexão é um tipo de tensão complexa, pois envolve outros componentes, como tração, compressão e cisalhamento. Na flexão de três pontos, por exemplo, na região superior onde a força é aplicada ocorre compressão, na porção inferior, tração e na região dos apoios, tensões de cisalhamento (Figura 4).

Figura 4. Esquema de forças na tensão de flexão



Fonte: Autoria própria.

3. DEFORMAÇÃO

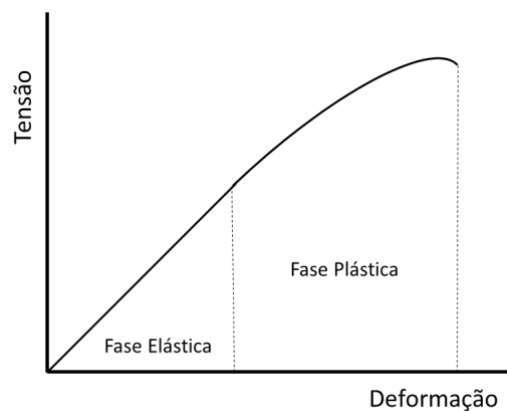
A deformação por sua vez, ocorre quando um corpo reage à aplicação de uma tensão e supera essa força, gerando alterações dimensionais que aumentam conforme a magnitude da carga. As deformações podem ser classificadas em dois tipos:

- Elásticas: Quando desaparecem com a remoção da carga, permitindo que haja o restabelecimento das distâncias entre os átomos, ou seja, o material retorna à suas dimensões originais.
- Plásticas: Quando as deformações residuais da estrutura são mantidas mesmo após a remoção da força externa que as produziu, gerando a deformação permanente do material.

4. CURVA DE TENSÃO/DEFORMAÇÃO

Com os conceitos de tensão e deformação definidos fica mais fácil entender a curva de tensão-deformação, que é a descrição gráfica do comportamento de um material quando submetido a uma carga, assim como ocorre durante a aplicação de força sobre um corpo de prova através de uma máquina de ensaios. A aferição contínua dos valores de carga e deslocamento permitem traçar uma curva de tensão/deformação que caracteriza o comportamento do material (Figura 5).

Figura 5. Gráfico de tensão x deformação



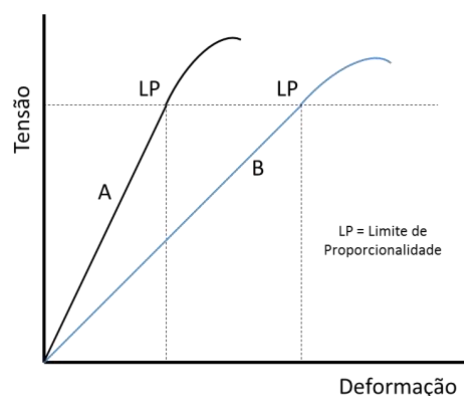
Fonte: Autoria Própria

- **Limite de Proporcionalidade:** Caracteriza a deformação elástica do material, região na qual a tensão é linearmente proporcional à deformação. O limite de proporcionalidade é definido então, como a maior tensão na qual a curva de tensão-deformação é uma linha reta. Abaixo desse limite não ocorrem deformações permanentes e o material retorna às suas dimensões originais com a remoção da força.

A região da curva de tensão-deformação além do limite de proporcionalidade é denominada de plástica, que corresponde à deformação permanente ou irreversível do material. A tensão máxima, além da qual a recuperação do material não é total e promove deformação permanente, determina o limite de elasticidade, definido como a tensão máxima capaz de ser suportada por um material de modo que, removida a carga, retorne às suas dimensões originais.

- **Módulo de Elasticidade:** É a relação entre a tensão e deformação que ocorre até o limite de proporcionalidade do material. Quanto menor for a deformação, maior será o módulo de elasticidade. Um baixo módulo de elasticidade caracteriza um material flexível e um elevado módulo de elasticidade um material elástico. Dois materiais diferentes podem ter o mesmo limite de proporcionalidade, porém, módulos de elasticidade diferentes (Figura 6).

Figura 6. Representação gráfica de dois materiais com mesmo limite de proporcionalidade e módulo de elasticidade diferentes



Fonte: Autoria própria

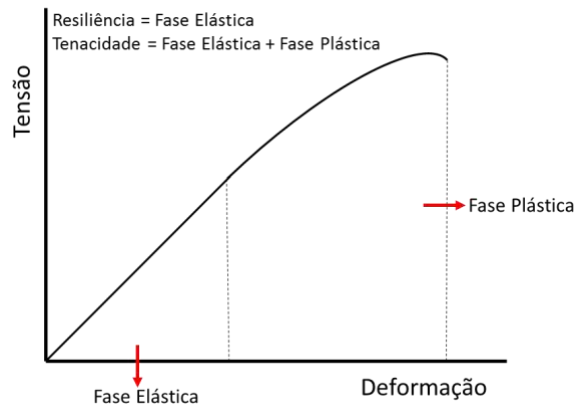
- **Limite de Escoamento:** Representa o valor de tensão no qual uma pequena quantidade (até 0,2%) de deformação plástica tenha ocorrido. O valor percentual médio de deformação plástica de 0,1 ou 0,2% é convencionalmente atribuído como percentual de deformação estabelecido. É determinado traçando-se uma linha paralela e abaixo da curva de tensão-deformação em sua porção constante, que parte do ponto de deformação preestabelecido. O ponto onde a linha intercepta a curva de tensão-deformação é o limite de escoamento.

5. RESILIÊNCIA

É a capacidade de um material de resistir à deformação permanente e absorver energia enquanto é deformado elasticamente, até o limite de proporcionalidade. É mensurada por meio do cálculo da área abaixo da porção

elástica da curva tensão-deformação, quanto maior a área elástica do material, maior a sua resiliência (Figura 7).

Figura 7. Representação gráfica da resiliência e tenacidade



Fonte: Autoria Própria

6. TENACIDADE

É a quantidade de energia, elástica e plástica, necessária para levar um material à fratura, que corresponde à área total abaixo da curva de tensão-deformação (Figura 7). Até o momento da fratura, os materiais podem apresentar comportamentos diferentes, ser frágil ou dúctil. Os frágeis tendem a ter baixa tenacidade porque sofrem pouca deformação plástica antes da falha; assim, as áreas sob as regiões elástica e plástica da curva são quase coincidentes.

O valor da tenacidade depende da resistência e da ductibilidade. Um material tenaz é em geral mais resistente, no entanto, um material resistente não é necessariamente tenaz. A tenacidade é frequentemente avaliada por ensaios de impacto.

6.1. Tenacidade à fratura

A tenacidade à fratura descreve a resistência de materiais frágeis à propagação de defeitos sob tensão, é uma medida da absorção de energia de materiais friáveis antes da fratura ocorrer. Características como resistência mecânica, resistência ao choque térmico e suscetibilidade ao desgaste erosivo são demonstradas por essa propriedade.

7. DUCTILIDADE

É a capacidade de um material de apresentar grande deformação permanente e resistir, sob tensão de tração, até o ponto de fratura. Pode ser aferida por meio do percentual de alongamento após a fratura, calculando-se a redução do diâmetro do corpo na região fraturada ou pelo teste de flexão a frio. Sua magnitude é indicada pela quantidade de deformação permanente apresentada na curva tensão-deformação. Assim como a maleabilidade, é uma propriedade característica de metais e ligas metálicas, importante para a fundição odontológica.

8. MALEABILIDADE

É a capacidade de um material de apresentar deformação permanente sob compressão, sem que haja o rompimento, gerando uma estrutura de disco, laminado ou chapa. Entre os materiais de interesse na odontologia, o ouro, a prata e o cobre são os metais mais maleáveis.

9. DUREZA

A dureza pode ser definida como a resistência de um material ao risco, à penetração ou à endentação superficial. Por tanto, é uma medida de resistência à deformação plástica dada pela força aplicada por unidade de área de endentação. Esta propriedade está relacionada na Odontologia à facilidade de corte, acabamento, polimento de um material e sua resistência ao risco durante o uso, o que além de estar associado à estética, pode comprometer a resistência à fadiga e levar a falhas prematuras.

Os ensaios de dureza podem ser classificados em dureza por choque, por risco e por penetração, sendo os últimos os mais utilizados no ramo da metalurgia e da mecânica e citados nas especificações técnicas. Nestes ensaios, um penetrador ou endentador, que geralmente é uma ponta de diamante ou esfera de aço é forçado contra a superfície do material testado em condições controladas de carga e taxa de aplicação. A área da marca superficial formada ou a sua profundidade são medidas e correlacionadas com um valor numérico que representa a dureza do material. Esta correlação é baseada na tensão que o

penetrador necessita para vencer a resistência da superfície do material e depende diretamente das forças de ligações entre os átomos, íons ou moléculas, assim como da resistência mecânica. Quanto mais macio o material, maior e mais profunda é a impressão e menor é o valor de dureza. A dureza é definida como a razão entre a carga aplicada e a área superficial da impressão provocada na superfície do material.

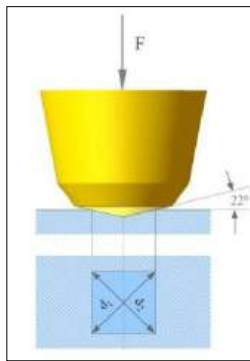
A carga e a forma do penetrador variam para cada tipo de ensaio. Cada teste apresenta uma equação para o cálculo da dureza que leva em consideração a carga aplicada e parâmetros da figura impressa pelo penetrador na superfície da amostra. Os testes de dureza mais utilizados são os de dureza Barcol, Brinell (HB), Rockwell (HR), Shore, Knoop (HK) e Vickers (HV) sendo os dois últimos conhecidos como testes de microdureza por causar uma impressão microscópica no material testado. Estes ensaios são ideais para medir a dureza de materiais frágeis, de peças pequenas ou extremamente finas. A escolha do ensaio de dureza dependerá do material de interesse e da faixa de dureza esperada.

A dureza Brinell é utilizada para determinar a dureza de metais e materiais metálicos utilizados em odontologia, uma esfera de aço é pressionada com carga específica, contra uma superfície polida, de forma que quanto menor a endentação, mais duro o material, medida pela divisão da carga aplicada pela área da superfície projetada.

A dureza Rockwell também utiliza uma esfera de aço como endentador ou uma ponta cônica e realiza a leitura direta da profundidade da marcação sob carga específica. Tanto o teste Brinell como o Rockwell não são adequados para materiais frágeis.

A dureza Vickers, apresenta o mesmo princípio da Brinell, porém, utiliza como penetrador uma pirâmide de diamante de base quadrada (Figura 8), o comprimento das diagonais da endentação é mensurado, e a média entre eles é calculada. Esse teste é adequado para materiais frágeis, algumas ligas para fundição e estrutura dentária. Durante os ensaios de microdureza a carga pode variar de 0,01 a 1kgf e é mantida constante por um tempo específico entre 10 a 30 segundos.

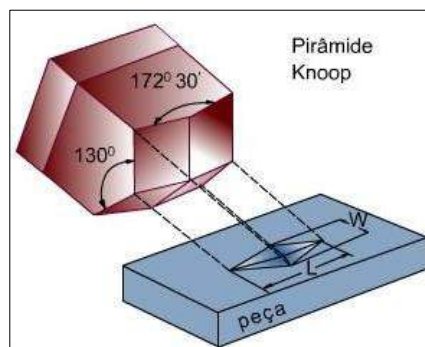
Figura 8. Penetrador Vickers



Fonte: Google imagens

O teste de microdureza Knoop é semelhante à microdureza Vickers, permite aplicação de cargas entre 0,01 e 1kgf, e diferencia-se basicamente pela forma piramidal alongada do penetrador (Figura 9). A endentação tem contorno rômbo e o comprimento da diagonal maior é mensurado, sendo a carga dividida pela área projetada para obtenção do valor. Utilizado para verificar a dureza do esmalte dentário, porcelanas, resinas e outros materiais restauradores.

Figura 9. Penetrador Knoop



Fonte: Google imagens

Os ensaios de microdureza requerem uma preparação cuidadosa dos corpos de prova (lixamento e polimento) para que a impressão seja nítida.

10. RESISTÊNCIA MÁXIMA

É a tensão máxima que um material pode suportar antes da fratura, podendo ser aferida por testes de tração, de compressão, cisalhamento ou flexão.

A resistência máxima é obtida pela divisão da carga máxima aplicada pela área da secção transversal inicial do corpo de prova. No caso das ligas odontológicas, por exemplo, a resistência máxima determinará a carga máxima e a área transversal mínima ao se projetar uma restauração.

11. ENSAIOS DE RESISTÊNCIA

11.1. Tração

O ensaio de tração consiste na aplicação gradativa de carga de tração uniaxial nas extremidades de um corpo de prova especificado, onde as forças são aplicadas na mesma direção, porém, com sentidos opostos e tendem a provocar o alongamento (Figura 10). Na odontologia, existem poucas situações onde as tensões de tração atuam isoladamente, sendo geradas principalmente quando os materiais ou estruturas são flexionados.

O ensaio de tração é comumente realizado para avaliar interfaces adesivas, a fim de quantificar a resistência de união que um adesivo pode proporcionar entre duas superfícies.

Figura 10. Ensaio de tração na Máquina Universal de Ensaio



Fonte: Edson Volta

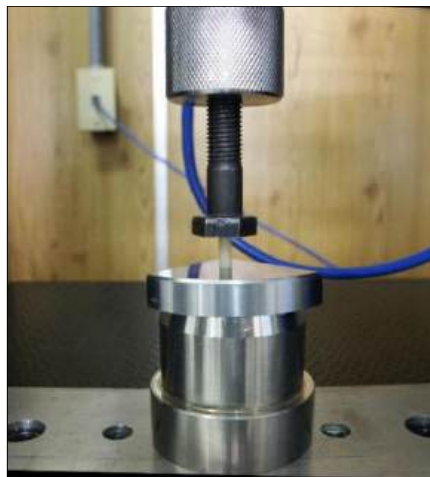
11.2. Compressão

Define-se resistência à compressão como a máxima tensão de compressão suportada por um material durante um ensaio de compressão. Para calcular esse tipo de tensão, a força aplicada deve ser dividida pela área da secção transversal do material, perpendicular ao eixo de aplicação da força (Figura 11).

A resistência à compressão é uma importante propriedade a se considerar na escolha de um material restaurador, uma vez que forças compressivas são transmitidas aos tecidos de suporte na cavidade bucal e na presença de hábitos parafuncionais como o bruxismo, responsável pela ocorrência de fraturas dos elementos dentais, restaurações e próteses dentárias. Testes laboratoriais que avaliam esta propriedade apesar de não reproduzirem com fidelidade os mecanismos de falhas encontrados em condições clínicas são importantes para o conhecimento inicial da resistência à compressão dos materiais, fornecendo informações e explicações significativas para os profissionais para a seleção dos materiais odontológicos, auxiliando o planejamento e a execução de testes mais complexos. Para este ensaio, são confeccionados corpos de prova cilíndricos com a altura igual ao dobro do diâmetro.

O teste de compressão é frequentemente utilizado para comparar materiais que são frágeis e geralmente pouco resistentes à tração, como amálgamas dentais, compósitos resinosos e cimentos, além de ser adequado para determinar as qualidades de gessos e revestimentos.

Figura 11. Ensaio de compressão na Máquina Universal de Ensaio



Fonte: Edson Volta

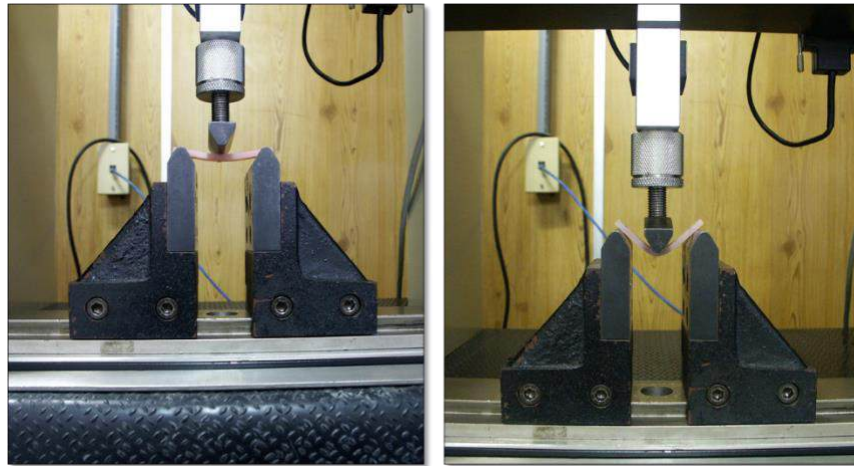
11.3. Flexão

Na odontologia existem diversos tipos de tensões que variam conforme a natureza da força aplicada e a forma do objeto e podem influenciar na longevidade de um tratamento reabilitador. Essas forças podem ser simples como as de tração e compressão ou complexas como a de flexão.

O ensaio de resistência à flexão é geralmente realizado por meio de uma máquina universal de ensaios, mensurado pelo encurvamento de um corpo de prova em formato de barra (Figura 12). No teste de flexão de três pontos, um espécime retangular é posicionado horizontalmente e sustentado por dois apoios nas extremidades e a carga é aplicada no centro. Essa situação cria tensões de natureza complexa, com o início da fratura na zona de aplicação da carga, formação de microtrincas e o seu término na área de tração. Este ensaio é parte da especificação ISO da ANSI/ADA para resinas utilizadas como base de prótese total.

A resistência à flexão é uma importante propriedade, ocorre principalmente, em espaços protéticos amplos de próteses parciais fixas sob tensões decorrentes das cargas oclusais.

Figura 12. Ensaio de resistência à flexão na máquina universal de ensaios



Fonte: Edson Volta

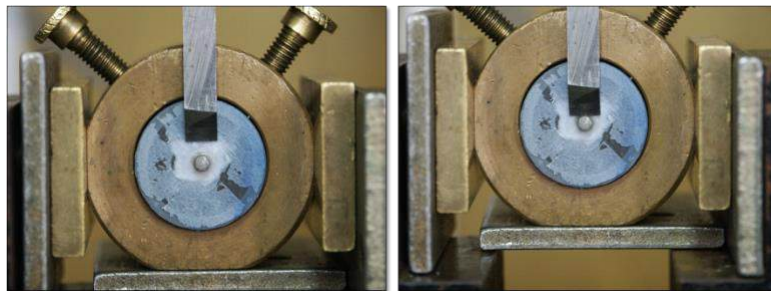
11.4. Cisalhamento

Ocorre quando uma porção plana de um material desliza sobre outra, produzida por duas forças paralelas de mesmo sentido, porém com direções

opostas (Figura 13). Em uma situação clínica, dificilmente ocorrerá uma fratura puramente por tensão de cisalhamento, devido à ausência de uma superfície totalmente plana e de uma força que seja aplicada exatamente na interface adesiva. O cisalhamento é um método importante para avaliar as interfaces de dois materiais, como cerâmica-metal, implante-osso, braquete ortodôntico-esmalte dental.

Alternativamente, as propriedades de cisalhamento podem ser determinadas submetendo-se um corpo de prova ao carregamento torcional.

Figura 13. Ensaio de resistência ao cisalhamento na máquina universal de ensaios



Fonte: Edson Volta

11.5. Torção

Resulta da rotação das extremidades de um corpo com sentidos opostos. Os resultados da torção resultam em tensão de cisalhamento e rotação do espécime. Na odontologia, quando os instrumentos endodônticos são colocados em função e girados dentro do canal radicular, esta propriedade também é utilizada para avaliar parafusos, como os implantes e seus componentes, fios ortodônticos e limas endodônticas.

No ensaio de torção o corpo de prova é fixado em uma de suas extremidades, e o equipamento, que pode ser um torquímetro ou máquina para torção, é adaptado na outra extremidade. Uma força rotacional é aplicada, em Newton/metro, e o corpo tende a girar no sentido da força, até que haja deformação ou fratura.

11.6. Impacto

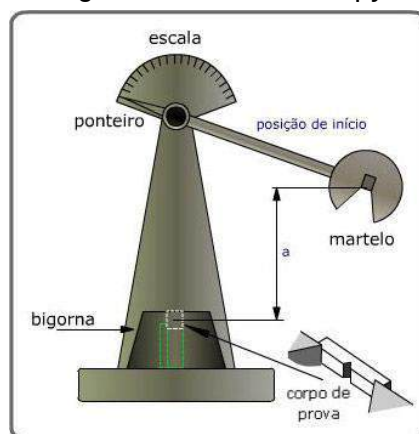
A resistência ao impacto é uma propriedade desejável para a odontologia, uma vez que mede a energia necessária para início e propagação de uma trinca no

material. Reflete a força de contato necessária para causar a fratura, simulando, por exemplo, a queda acidental de uma prótese total.

Para simular fraturas experimentais, os ensaios de resistência ao impacto (Izod ou Charpy) são os mais utilizados. Em ambos, um pêndulo com peso é liberado de uma determinada altura e atinge o corpo de prova situado na porção mais inferior da curva. Após o impacto, o pêndulo continua seu movimento, de forma que o seu deslocamento revelará a energia absorvida pelo material, ou seja, quanto menor o deslocamento após o impacto, maior a energia absorvida.

A principal diferença entre os dois ensaios é o posicionamento do corpo de prova. No ensaio Charpy, o espécime é posicionado em um plano horizontal com dois apoios e é atingido no centro por meio de um pêndulo (Figura 14).

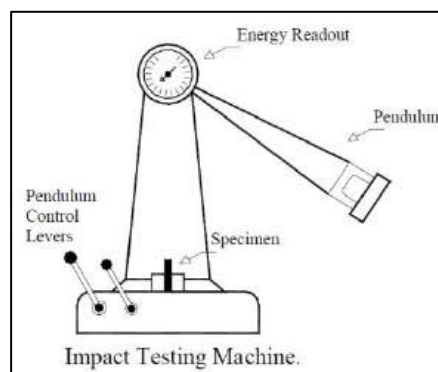
Figura 14. Ensaio Charpy



Fonte: Google imagens

No teste Izod, a amostra é sustentada na posição vertical e o pêndulo atinge a extremidade superior livre (Figura 15).

Figura 15. Ensaio Izod



Fonte: Google imagens

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013. p. 48-68.

Callister Jr WD. Ciência e engenharia de materiais - Uma introdução. 5ªed. Rio de Janeiro: LTC Editora, 2002.

Chain MC. Materiais dentários. 1ªed. São Paulo: Artes Médicas Editora, 2013. p. 1-16.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Materiais dentários - propriedades e manipulação. 13ªed. São Paulo: Santos, 2012. p. 53-55; 89-113.

PROPRIEDADES FÍSICAS DOS MATERIAIS DENTÁRIOS

Ayodele Alves Amorim

Adriana Cavalcanti Ferreira

Profª Drª Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

Para uma escolha bem-sucedida e correta aplicação dos materiais dentários, faz-se necessário ter algum entendimento das propriedades e características desses materiais. Na clínica odontológica tais materiais ainda demandam a mistura de alguns componentes para produzir uma massa ou líquido que será manipulado, adaptado e conformado para sua utilização desejada. O escoamento do material durante as suas etapas de trabalho é denominado reologia.

As constantes mudanças de temperatura que ocorrem na cavidade bucal, tornam imprescindíveis os conhecimentos sobre as propriedades térmicas dos materiais restauradores, visto que a polpa dentária não tolera exposição a extremos de temperatura. Quando o paciente ingere bebida quente ou toma sorvete, as diferenças de temperatura dentro do dente podem ser muito pronunciadas. A polpa dentária tende a reagir severamente se não for protegida dessas variações abruptas de temperatura que diferem muito dos 37°C característicos da cavidade bucal.

Diante das demandas estéticas atuais, os materiais tendem a mimetizar cada vez mais as estruturas dentárias sendo necessário o conhecimento das propriedades ópticas dos materiais selecionados para realização de restaurações e reabilitações imperceptíveis.

2. REOLOGIA

Muitos destes materiais odontológicos são líquidos em algum estágio de sua aplicação, estando o sucesso ou falha destes na dependência de suas propriedades no estado líquido, tanto quanto de suas propriedades no estado sólido. A reologia é o estudo do escoamento dos materiais, sendo a viscosidade, a medida de escoamento para os líquidos e para os sólidos considera-se o *creep* e a viscoelasticidade.

A viscosidade é uma medida da consistência de um fluido e sua inabilidade para escoar. Assim, um material de pouca viscosidade requer somente uma pequena pressão para produzir um alto escoamento, enquanto um material mais viscoso requer uma pressão maior para produzir um pequeno escoamento. Um fluido altamente viscoso escoar vagarosamente devido à sua alta viscosidade. Para um líquido como a água, as forças de ligação entre as moléculas unidas são muito

fracas e facilmente superadas, e assim a água escoar mais facilmente e possui baixa viscosidade. Para alguns fluidos, as atrações intermoleculares são muito fortes. Isso em geral está associado a moléculas maiores, tal como o caso do melado.

Existem materiais que se comportam de forma diferente em relação à viscosidade (Figura 1). As propriedades de viscosidade das substâncias que possuem uma relação linear entre a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento são dadas inteiramente por um simples valor de viscosidade, e são ditas como tendo um comportamento Newtoniano.

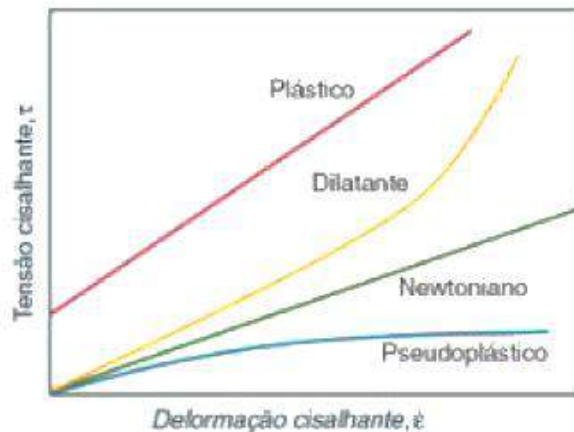
Um exemplo de fluido com características Newtonianas, é a água, que é tida como fluido padrão. Quando viramos um copo com água, ela escoar proporcionalmente à velocidade de movimentação do copo.

Líquidos com comportamento plástico não escoarão tão facilmente quanto os newtonianos, comportando-se como sólidos até que se atinja um valor mínimo de tensão de cisalhamento a partir do qual o fluido escoará num modelo newtoniano. O catchup é um exemplo bastante conhecido, pois é necessária uma batida forte no fundo da garrafa para que a massa de tomate escoe.

Os líquidos que apresentam uma tendência dilatante, mostram um aumento da viscosidade à medida que a taxa de cisalhamento cresce. Isso significa que quanto mais rápido se tenta misturar o fluido, mais difícil torna-se a mistura, não sendo possível definir as características de escoamento desse líquido apenas pela viscosidade. É o caso da clara que é batida em neve. Quanto mais batemos a clara, mais firme ela fica.

Para alguns líquidos, um aumento da taxa de cisalhamento não provoca o aumento correspondente da tensão de cisalhamento. Isso significa que o líquido se torna mais fácil de ser misturado a altas taxas de cisalhamento do que quando comparado a um líquido dilatante ou newtoniano. Esse comportamento é descrito como pseudoplástico e provoca a característica de alguns líquidos que é comumente conhecida como aumento do escoamento por cisalhamento. Esse comportamento é característico da massa de bolo. Quanto mais rápido batemos o bolo, mais fácil e mais homogênea fica a massa.

Figura 1. Gráfico Tensão/Deformação para fluidos exibindo diferentes tipos de comportamento reológico



No caso dos materiais odontológicos, comportamentos newtonianos e pseudoplásticos são comumente encontrados, enquanto dilatantes são mais raros.

A viscosidade dos materiais sofre também a influência da temperatura. A viscosidade da maioria dos líquidos diminui rapidamente com o aumento da temperatura (Figura 2). Ela também está na dependência de deformações prévias do líquido e, neste caso, eles são conhecidos como tixotrópicos. Essa propriedade é bastante relevante no estudo dos materiais de moldagem, uma vez que essa propriedade garante que o material não escoe da moldeira até ser posicionado sobre as estruturas dentais. As pastas dentais para profilaxia são usualmente tixotrópicas. Se elas forem agitadas rapidamente e medir-se a sua viscosidade, será obtido um valor inferior àquele que se obteria se o material fosse deixado em repouso por várias horas.

Figura 2. Escoamento de óleo de motor com diferentes viscosidades, muito utilizado em testes de qualidade deste material



2.1. Viscoelasticidade

Quando o material recebe uma carga e após a remoção dela recupera a sua dimensão original, ele é elástico. Porém, se a recuperação dessa posição é lenta, ou se um grau de deformação permanente persiste, o material é viscoelástico. Uma grande variedade de materiais mostra um comportamento que é intermediário entre o de um líquido viscoso e de um sólido elástico. Para um sólido elástico, afirma-se que a relação entre tensão e deformação é independente de quaisquer fatores dinâmicos tais, como: taxa de carregamento ou de deformação. Entretanto, se for dado um tempo suficiente para fazer isso, alguns sólidos mostram a capacidade de rearranjar suas moléculas sob a influência de uma carga aplicada, e isso é refletido em alguma deformação.

Uma forma efetiva e simples para explicar esse comportamento, é a utilização de modelos envolvendo o uso de molas e uma sanfona (Figura 3). Quando uma mola, que representa um material elástico, é fixada por um lado e uma carga é aplicada no outro, torna-se imediatamente estendida. Quando a carga é removida, ela imediatamente recupera seu tamanho. Esse comportamento é análogo àquele do material perfeitamente elástico.

Quando uma carga é aplicada a uma sanfona, que representa um material viscoso, ela se abre vagorosamente, sendo que a deformação ocorre em função do tempo em que a carga é aplicada. Quando a carga é removida, a sanfona permanece aberta e nenhuma recuperação ocorre. Quando esses materiais são colocados em série, a aplicação da força causa a extensão imediata da mola, seguida pela abertura vagarosa da sanfona. Com a remoção da carga, a mola recupera seu comprimento original, mas a sanfona permanece distorcida. A quantidade da distorção depende da carga aplicada e do tempo que a carga permanece aplicada.

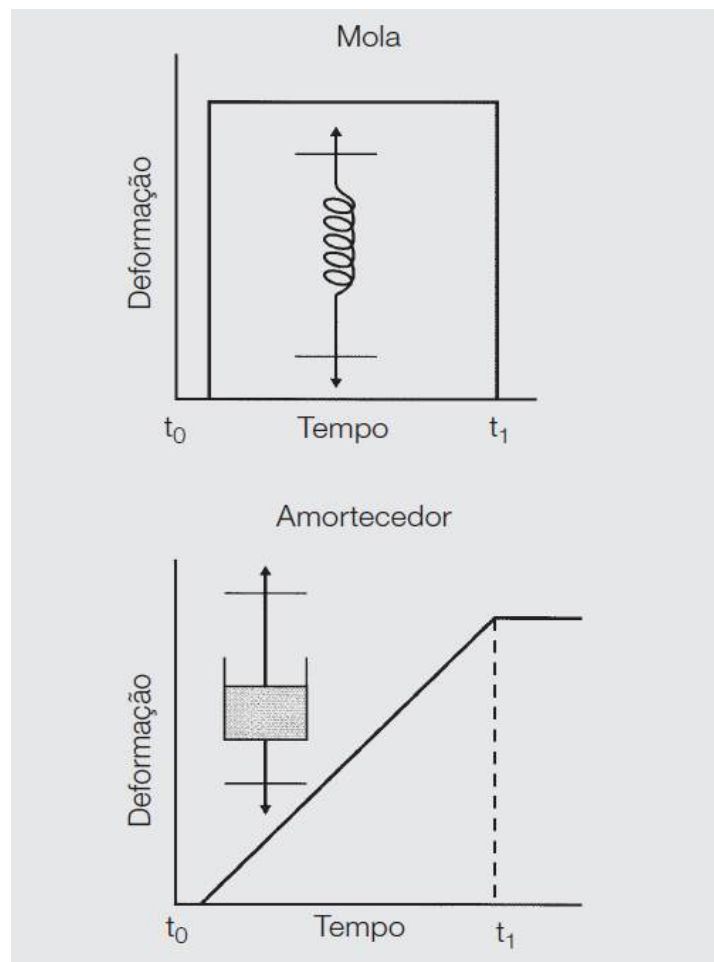
Quando a mola e a sanfona são colocadas em paralelo, a aplicação da carga causa a abertura vagarosa da mola sobre o efeito amortecedor da sanfona. Após a remoção da carga, a sanfona e a mola vagorosamente recuperam sua posição original sobre a influência elástica da mola, amortecida pela sanfona.

Alguns materiais odontológicos apresentam as características das ligações em paralelo e outros com ligações em série. Todos os materiais de moldagem são parcialmente viscoelásticos em sua natureza e podem sofrer deformação

permanente quando removidos de áreas retentivas. A deformação permanente depende da taxa de deformação, ou seja, da força requerida para remover o molde da boca e do tempo no qual essa força é aplicada. A magnitude dessa força é ditada pelo módulo de elasticidade do material, pela sua espessura e pela quantidade de áreas retentivas.

Quanto mais um material de moldagem responder elasticamente às forças de remoção, maior será a precisão do molde produzido. Por isso é desejável a redução ao máximo do comportamento viscoso dos materiais de moldagem, pois este acarreta deformações plásticas, implicando em menor precisão.

Figura 3. Resposta elástica e viscosa para o modelo de mola e amortecedor



3. COR

As discussões precedentes sobre as propriedades físicas dos materiais foram baseadas naquelas que são necessárias para permitir a restauração da função, de um dano ou da perda de tecidos naturais. Entretanto, um outro objetivo importante na odontologia moderna é restaurar a cor e a aparência da dentição natural. Por isso, considerações estéticas em odontologia restauradora e protética assumiram uma grande prioridade.

A restauração do dente humano tem se movido do campo puramente funcional para o estético. Podemos definir estética como a arte do imperceptível, quando procuramos duplicar ou harmonizar com neutralidade um dente artificial, ou fazer a restauração de dentes perdidos. Muitos pacientes hoje procuram um nível de restauração para seus dentes onde é virtualmente impossível detectar a intervenção do dentista. Consequentemente, as propriedades ópticas dos materiais que são selecionados e usados pelos dentistas tem se tornado de grande importância. Infelizmente, os profissionais, diante da demanda por trabalhos estéticos e os grandes e rápidos avanços dos materiais estéticos, enfrentam enorme carência de informações, sobretudo no campo da cor.

A luz é uma forma de radiação eletromagnética que pode ser detectada pelo olho humano. Ele é sensível a comprimentos de onda que vão de aproximadamente 400 nanômetros (violeta) até 700 nanômetros (vermelho-escuro). A combinação de intensidade de comprimentos de onda presentes no feixe de luz determina a propriedade usualmente chamada de cor.

A percepção da cor é altamente subjetiva, pois é uma resposta fisiológica a um estímulo físico. Por exemplo, fazer a escolha de uma cor de um material restaurador para que ele apresente uma cor semelhante ao dente tende a variar levemente, de indivíduo para indivíduo. Isso acontece porque o olho é um detector de luz, seguido da interpretação do cérebro que apresenta pouca definição da energia dispersa ou transmitida pelo material. A luz incide no olho e direciona-se para a retina e é convertida em impulsos nervosos, os quais são transmitidos ao cérebro. Os sinais são processados para que seja produzida a percepção psicofisiológica da cor.

Esse processo variará de pessoa para pessoa. Isso pode representar um problema real para aqueles que sofrem de daltonismo, o que significa basicamente

que os fotodetectores são defeituosos. A percepção da cor, portanto, não leva a sua quantificação, mas não é o caso da luz em si.

Para que um objeto seja visível, ele deve emitir luz ou então refletir ou transmitir a luz incidente proveniente de uma fonte externa. Este último tipo é o caso dos objetos que têm interesse odontológico. A luz incidente é de maneira usual policromática, ou seja, uma mistura de vários comprimentos de onda. A reação de um objeto à luz incidente é absorver e/ou difundir certos comprimentos de onda de uma maneira seletiva.

3.1. Dimensões da cor

Assim como as formas físicas apresentam 3 dimensões (comprimento, largura e profundidade), quantitativamente, a cor é descrita em função de 3 atributos tridimensionais específicos e que são definidos como Matiz, Luminosidade e Croma (Figuras 4 e 5).

O matiz é uma característica comumente associada pelo leigo à cor do objeto, representa a cor dominante; assim, por exemplo, ele pode ser vermelho, azul ou verde. Ele está na dependência do comprimento de onda dominante. É uma sensação. Para que a cor exista, um observador (vivo ou mecânico) deve perceber esta sensação. Classicamente, os matizes dentais foram identificados e classificados por letras pela Vita Zahnfabrik (Alemanha) da seguinte maneira: A – marrom/avermelhado; B – amarelo/alaranjado; C – cinza/esverdeado e D – cinza/rosado.

As cores podem ser divididas em tonalidades claras ou escuras. Esta claridade, que pode ser medida independentemente do matiz, é chamada de luminosidade. Esta é uma propriedade acromática – com ausência de qualquer matiz – é o brilho ou escurecimento de um objeto, e varia do preto ao branco para objetos que dispersam ou que refletem, e do escuro ao claro para objetos translúcidos. A pessoa precisa apenas observar a televisão em branco e preto para compreender que a percepção de uma cena é possível apenas com a dimensão intensidade. Por exemplo, se um bonito campo for visto em uma televisão em branco e preto, as árvores serão percebidas apenas como matizes de cinza, mas todas as formas podem ser reconhecidas e compreendidas acromaticamente.

O terceiro atributo da cor representa o grau de concentração de um matiz em particular e é chamado de saturação ou croma. Por exemplo: se em um copo com água for adicionada uma gota de substância de cor verde, esta água apresentará uma leve aparência verde. Conforme sucessivas gotas vão sendo adicionadas, o matiz não varia, se todas as gotas procedem da mesma fonte de corante, o meio torna-se progressivamente saturado, isto é, o croma aumenta. Ela é a força do matiz, em outras palavras, o quão é intensa a cor. A saturação não existe isoladamente, ela está sempre associada ao matiz e à luminosidade. Na classificação de cores da Vita, o croma é identificado por números. Dessa forma, o matiz A vai de A1 até A4. À medida que o número aumenta, vai havendo maior saturação do matiz.

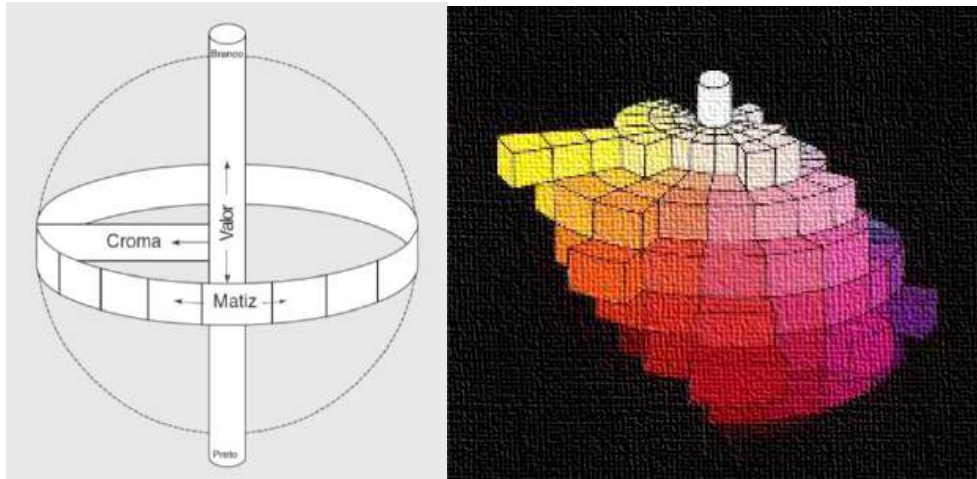
A cor de um objeto pode ser modificada por fatores diferentes do matiz e da saturação. A luminosidade, por exemplo, está relacionada com o grau de opacidade, translucidez e transparência de uma estrutura. Vejamos, então, o significado dessas propriedades:

- Opacidade: É a propriedade que previne a passagem de luz, por exemplo, quando um objeto reflete a totalidade das cores do espectro, contida em uma fonte de luz branca, na mesma intensidade que a recebida, este objeto aparecerá branco. Se todas as cores forem absorvidas igualmente, o objeto aparecerá preto.
- Translucidez: É a propriedade que permite a passagem da luz com alguma distorção, de maneira que um objeto colocado atrás do material não pode ser visto claramente.
- Transparência: Permite a passagem da luz com pouca ou nenhuma distorção, favorecendo a visualização através do material.
- Textura de superfície: A luz é dispersa, à medida que uma superfície se torna rugosa e isto torna a aparência opaca. Isso é uma consideração importante em relação aos materiais restauradores, pois a aparência de um dente restaurado pode ser piorada se a restauração tiver uma superfície opaca, tornando-a diferente do resto do dente.

Clinicamente, em procedimentos operatórios ou em um laboratório de prótese, a reprodução da cor de um dente é feita utilizando-se escalas de cores. Elas indicam ao técnico e ao dentista uma determinada cor, a fim de que eles

possam fazer as misturas adequadas dos materiais com o intuito de reproduzir a cor escolhida inicialmente.

Figuras 4 e 5. 4) Esquema de cor tridimensional de Munsell para matiz, croma e valor (luminosidade). 5) Sólido de cores utilizado para descrever a dimensão das cores



3.2. Fluorescência

Além das propriedades já mencionadas, a estrutura do dente natural absorve luz de comprimentos de onda muito curtos para serem visíveis ao olho humano. Esses comprimentos de onda entre 300 e 400 nm são chamados de radiação ultravioleta de ondas longas (*near-ultraviolet*). A luz solar natural, flashes fotográficos, certos tipos de lâmpadas de vapor e luzes ultravioleta utilizadas em decoração (luz negra) são fontes que contêm quantidades substanciais de radiação ultravioleta de ondas longas. A energia que o dente absorve é convertida em luz de comprimentos de onda mais longos, e nesses casos o dente na realidade se torna uma fonte de luz. Este fenômeno é chamado de fluorescência. A luz emitida, de cor branco-azulado, se encontra primariamente no intervalo entre 400 e 450nm. A fluorescência contribui de forma significativa para o brilho e aparência de vitalidade de um dente humano. Por exemplo, coroas cerâmicas ou restaurações em resina composta que não apresentam um agente fluorescente aparentam uma ausência dentária quando observados sob uma luz negra.

3.3. Radiopacidade

Raios X, uma forma de radiação eletromagnética, estão localizados no extremo de alta energia do espectro. Portanto, a interação dos biomateriais dentários com a radiação-x pode ser classificada como uma propriedade óptica. Existem diversas circunstâncias onde é necessário distinguir radiograficamente o material dentário do tecido circundante. Por exemplo, contraste radiográfico suficiente é necessário em uma imagem de raio X para o exame de restaurações com defeitos ou fratura marginal, auxiliar na diferenciação entre restaurações em resina composta e cáries dentárias e para detectar microinfiltrações. No caso de ingestão acidental ou impacção traumática de próteses e outros dispositivos, um atraso na detecção, localização e remoção do dispositivo e seus fragmentos pode colocar a vida do paciente em risco. Um número significativo de corpos estranhos de origem dentária, com diversos ferimentos e mortes são relatados a cada ano, principalmente entre pessoas idosas.

A quantidade de energia de raios X absorvida por um objeto depende da densidade e da espessura do material e da energia da radiação. Geralmente, quanto maior o número atômico dos átomos componentes, maior a absorbância dos raios X e mais o contraste produzido. Polímeros e resinas são inerentemente radiolúcidos, enquanto metais com número atômico acima de 19 (potássio) são inerentemente radiopacos. Para ganharem radiopacidade, resinas restauradoras frequentemente utilizam partículas de reforço de vidros contendo estrôncio ou bário para torna-las radiopacas.

4. PROPRIEDADES TÉRMICAS

Quando o paciente toma uma xícara de chá ou sorvete, a diferença de temperatura envolvendo os dentes pode ser pronunciada. A polpa de dente pode reagir severamente se não estiver protegida dessas temperaturas que diferem grandemente da temperatura normal de 37°C. Quando colocamos uma restauração, coroa, ponte ou prótese, deve-se tomar o cuidado de proteger a polpa dos extremos da temperatura. Portanto, as propriedades térmicas dos materiais dentários necessitam ser consideradas.

O calor transferido através de substâncias sólidas ocorre comumente devido a um processo chamado condução. Um material, que prontamente conduz calor, é um condutor térmico e um material que resiste à condução de calor é um isolante térmico. A condutibilidade térmica é uma medida termofísica de quanto calor é transferido através de um material através da condução.

O coeficiente de condutibilidade térmica é medido determinando-se a quantidade de calor, em calorias por segundo, que passa através de um corpo de prova com 1 cm de espessura e que apresente uma área de seção transversal de 1 cm². Quanto maior for o valor obtido, maior será a capacidade da substância de transmitir energia e vice-versa. A difusibilidade térmica dos materiais controla o tempo que a mudança de temperatura leva para passar através de um material.

Embora a condutibilidade térmica do óxido de zinco e eugenol ser menor que a da dentina, sua difusibilidade é mais que o dobro da dentina.

Na boca, existe um estado instável de transferência de calor durante a ingestão de alimentos sólidos e líquidos que se encontram frios ou quentes. A dentina e o esmalte são isolantes térmicos efetivos. Apesar disto, deve-se lembrar que, como acontece com qualquer isolante térmico, a estrutura dentária tem que apresentar uma espessura suficiente para ser um isolante térmico efetivo. Quando a camada de dentina entre o assoalho da cavidade e a polpa é fina, ele perde muita capacidade isolante.

A baixa condutibilidade térmica do esmalte e da dentina diminui a ação dos choques térmicos provocados pela ingestão de alimentos frios e quentes, e que resulta em uma sensibilidade dolorosa. Entretanto, a presença de restaurações de qualquer tipo tende a alterar esta situação. Muitos materiais restauradores são metálicos, que são ótimos condutores térmicos, o que pode constituir uma agressão à polpa, em decorrência das mudanças térmicas a que será submetida.

Por outro lado, o dente artificial é preso a uma base de dentadura, a qual é confeccionada com resina acrílica, que é má condutora térmica. Em uma dentadura superior, esta base cobre, usualmente, a região do palato. Sua baixa condutibilidade térmica impede a troca de calor entre os tecidos moles e o restante da cavidade oral. Com isto, o paciente perde a sensibilidade ao frio ou ao calor quando está comendo ou bebendo.

Uma propriedade igualmente importante para o dentista é o coeficiente de expansão térmico linear. Ele é definido como a alteração no comprimento por

unidade de comprimento de um material, quando a temperatura é elevada ou abaixada em 1 grau. Um exemplo da importância dessa propriedade em odontologia seria o caso de uma restauração dentária expandir ou contrair mais que o dente, durante as alterações de temperatura. Se isto ocorresse, a restauração poderia sofrer infiltração pela contração ou soltar-se por uma expansão.

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12^aed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013. p. 30-48.

Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials (e-Book). São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2014. p. 51-60.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. São Paulo: Santos, 2004. p. 35-76.

Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2007. p. 1-31.

INTRODUÇÃO AOS POLÍMEROS E RESINA ACRÍLICA

Profª Drª Carolina Noronha Ferraz de Arruda

Profª Drª Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

Os polímeros são formados a partir da conversão de monômeros, que são moléculas de baixo peso molecular, em macromoléculas de alto peso molecular e cadeias longas. As resinas são composições de monômero ou macromoléculas misturadas com outros componentes. As resinas poliméricas sintéticas são frequentemente chamadas de plásticos. Um material plástico é uma substância que, embora tenha estabilidade dimensional no uso normal, foi plástico (moldável) em algum estágio da plastificação. Resinas monoméricas são úteis em odontologia, uma vez que podem ser moldadas e transformadas em um sólido polimerizado.

O cirurgião-dentista usa resinas principalmente para restaurar ou substituir dentes e estruturas dentárias perdidas. Esta resina pode ser unida a outras resinas diretamente na estrutura dental ou em outros materiais restauradores. Se todos os dentes foram perdidos, uma base de prótese (a parte da prótese que repousa sobre os tecidos moles da boca), com os dentes montados, pode ser feita para restaurar a capacidade mastigatória.

2. CRITÉRIOS DE DESEMPENHO PARA RESINAS DENTÁRIAS

Para ser utilizada em odontologia e, portanto, na cavidade oral, os materiais poliméricos devem apresentar algumas características e propriedades que serão vistas a seguir.

2.1. Propriedades mecânicas e físicas

As resinas dentárias devem apresentar adequada resistência e resiliência, para resistir às forças mastigatórias, além de tenacidade e resistência à fratura e à fadiga para manter a forma e função por períodos prolongados. Além disso, o material também deve ter estabilidade dimensional sob todas as condições de uso, incluindo mudanças de temperatura e variação de carga. Quando usada como base de próteses totais, deve apresentar baixa densidade para garantir um baixo peso, e apresentar boa condutividade térmica para que o paciente tenha percepção de alterações de temperatura.

2.2. Propriedades de manipulação

É importante que durante sua manipulação a resina não produza gases ou pó tóxicos. Deve ser fácil de misturar, inserir, modelar e polimerizar, e ser insensível às variações dos procedimentos de manipulação. Além do mais, o produto final deve ser de fácil polimento e, em caso de fratura, deve ser possível reparar a resina de maneira fácil e eficiente.

2.3. Propriedades estéticas

As resinas devem apresentar translucidez ou transparência suficiente para que possa se igualar à aparência dos tecidos orais que irá substituir. Além disso, ela deve ser passível de pintura ou pigmentação, porém após a sua fabricação não deve ocorrer nenhuma mudança na cor ou aparência.

2.4. Estabilidade química

A cavidade bucal apresenta condições altamente exigentes, dessa forma, os materiais devem ser quimicamente estáveis e inertes para suportar essas condições, sem sofrer qualquer tipo de alteração em suas propriedades.

2.5. Compatibilidade biológica

A resina não deve apresentar odor, gosto, além de que ela não deve ser tóxica ou causar irritação aos tecidos bucais. Para cumprir esses requisitos, a resina deve ser completamente insolúvel na saliva ou em quaisquer outros fluidos da boca, e deve ser impermeável aos fluidos orais a ponto de não se tornar anti-higiênica, ou com o gosto ou odor desagradáveis. Se a resina for usada como material de preenchimento ou cimento, ela deverá se unir à estrutura dental para impedir a penetração bacteriana ao longo da interface entre o dente e a restauração.

2.6. Considerações econômicas

O custo da resina e o método de seu processamento devem ser baixos, e a sua aplicação não deve requerer equipamentos complexos e caros.

3. QUÍMICA DA POLIMERIZAÇÃO DAS RESINAS

A polimerização é uma reação intermolecular de repetição pelas quais a macromolécula (polímero) é formada por um grande número de moléculas pequenas (monômero). Monômeros podem unir-se através de reações de condensação ou adição. Quando a reação de polimerização ocorrer e, ao final, formar-se um subproduto da reação, ocorre a chamada polimerização por condensação (Figura 1). Já, quando essa reação é simplesmente uma reação de adição, chama-se polimerização por adição (Figura 2).

Na primeira, a reação que produz esse tipo de polimerização progride pelo mesmo mecanismo de uma reação química entre duas ou mais moléculas simples. As substâncias originais reagem frequentemente com a formação de subprodutos, como água, ácidos ou amônia. Já na polimerização por adição, diferentemente da por condensação, não existe nenhuma mudança na composição, pois o monômero e o polímero possuem as mesmas fórmulas empíricas. Em outras palavras, a estrutura do monômero se repete muitas vezes no polímero.

Um dos requisitos de um composto que se polimeriza por adição é a presença de um radical livre. Por definição, um radical livre é um átomo ou um grupo de átomos possuindo um elétron livre (não-emparelhado).

Este é o mecanismo no qual as resinas odontológicas polimerizam.

Figura 1. Exemplo de reação de polimerização por condensação. Há a formação de subprodutos

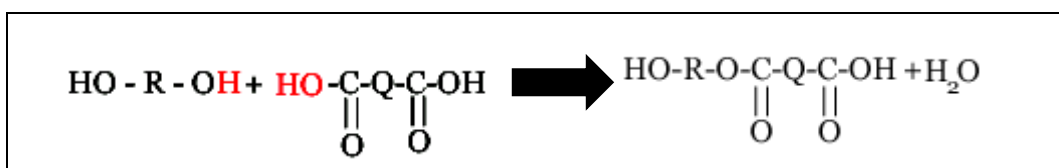
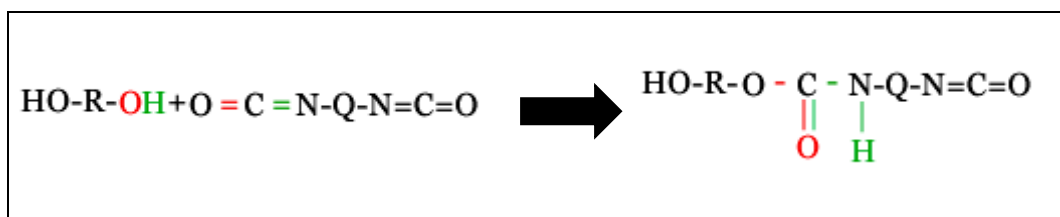


Figura 2. Exemplo de reação de polimerização por adição



3.1. Estágios da polimerização por adição

O processo de polimerização por adição ocorre em quatro estágios: indução, propagação, transferência de cadeia e terminação.

3.1.1. Indução

O estágio de indução é controlado por dois processos: ativação e iniciação. Uma fonte de radicais livres é necessária para iniciar um processo de polimerização por adição. O radical livre não é um catalisador e sim um iniciador, porque este penetra na reação química e se torna parte do componente químico final.

Radicais livres podem ser gerados pela ativação de moléculas de monômeros com agentes ativadores (luz, calor ou agente químico). Os agentes mais utilizados em odontologia são os químicos, calor e a luz visível. Muitas substâncias são capazes de gerar radicais livres para a polimerização das resinas. O iniciador mais comumente usado é o peróxido de benzoíla, que se decompõe a temperaturas relativamente baixas para liberar dois radicais livres por molécula. O período de indução é o tempo em que as moléculas do iniciador se tornam energizadas e ativadas, formando radicais livres que interagem com as moléculas do monômero.

Quando se utiliza o calor como fonte ativadora, os radicais livres são obtidos pelo aquecimento do peróxido de benzoíla. Durante o aquecimento, a molécula do peróxido de benzoíla se divide em dois radicais livres, os quais em seguida iniciam a polimerização do monômero do metacrilato de metila.

Quando o ativador é químico, dois reagentes, quando misturados, sofrem uma reação química gerando radicais livres. Quando ativador e iniciador são misturados, o ativador catalisa a divisão da molécula de peróxido de benzoíla em

dois radicais livres. O último tipo de sistema de ativação é a luz. Neste sistema, fótons ativam o iniciador e geram radicais livres, que iniciam o processo de polimerização.

3.1.2. Propagação

Nas reações de propagação, ocorre a reação do complexo radical livre-monômero com um novo radical livre, quando se aproxima de outro monômero. Estas espécies reativas podem adicionar um grande número de etileno à cadeia, fazendo com que o processo de polimerização continue através da propagação do centro reativo. Além disso, pouca energia é necessária após o início do crescimento da cadeia, e por isso, o processo continua com o aumento de calor e leva à formação de grandes moléculas poliméricas em poucos segundos. Teoricamente, as reações vão até que todo monômero tenha se transformado em polímero entre as presas inicial e final.

3.1.3. Transferência de Cadeia

Neste processo o radical livre ativo de uma cadeia em crescimento é transferido para outra molécula e um novo radical livre é criado e da continuidade com o crescimento da cadeia. Da mesma forma, uma cadeia que já havia sido terminada pode ser reativada por transferência de cadeia e continuar a crescer.

3.1.4. Terminação

As reações em cadeia podem terminar de duas formas: pela ligação direta de duas extremidades de cadeias com radicais livres, na qual as moléculas são desativadas pela troca de energia ou pela transferência de um átomo de hidrogênio de uma cadeia em crescimento para outra, sendo formada uma ligação dupla entre carbonos em uma das moléculas.

3.2. Inibição da polimerização

Como vimos, as reações de polimerização não resultam no esgotamento completo dos monômeros, e nem sempre polímeros de alto peso molecular são formados. A presença de impurezas e oxigênio podem reagir com os radicais livres, e inibir, através do impedimento da propagação, ou retardar a reação de polimerização.

4. RESINAS ACRÍLICAS ODONTOLÓGICAS

As resinas acrílicas odontológicas têm na maioria das vezes o metacrilato de metila, derivado do ácido de metacrílico, como o composto químico principal para a formação do monômero.

Apresenta-se na forma pó/líquido. O líquido contém o metacrilato de metila (monômero) não polimerizado, e o pó contém o polímero pré-polimerizado em forma de pequenas pérolas. Quando o líquido e o pó são misturados, na proporção correta, uma massa passível de manipulação é formada. Essa massa passa por cinco fases distintas, envolvendo modificações físicas, que são as fases arenosa, fibrilar, plástica, borrachóide e densa.

- Fase arenosa: Apresenta pouca ou nenhuma reação à nível molecular. As pérolas do polímero mantêm-se inalteradas, e a consistência da mistura pode ser descrita como “granulada”
- Fase fibrilar: Início da ação do monômero na superfície das pérolas. Algumas cadeias de polímero são dispersas no monômero líquido. Essas cadeias desenrolam-se, aumentando a viscosidade da mistura. Esse estágio é caracterizado pela formação de “fibrilas” quando o material é tocado e separado.
- Fase plástica: Sob o ponto de vista molecular, ocorre um aumento do número de cadeias poliméricas entra em solução. Assim, um mar de monômero e polímeros dissolvidos é formado. A massa comporta-se como uma massa trabalhável. Não está grudenta e nem adere à superfície do pote de mistura. São características físicas e químicas da massa ideais para o trabalho.

- Fase borrachóide: Nesta fase o monômero é dissipado por evaporação e a massa recupera-se quando comprimida ou estirada. Como a massa não escoia livremente, ela não pode ser moldada.
- Fase densa: Nesta fase ocorre a evaporação do monômero livre, e por este motivo, se ficar em repouso por um longo tempo, a massa se torna rígida.

4.1. Resinas Acrílicas Termicamente Ativadas

São apresentados no sistema pó/líquido. O pó consiste em esferas pré-polimerizadas de poli(metacrilato) e uma pequena quantidade de peróxido de benzoíla. O líquido é predominantemente um metacrilato não polimerizado.

Uma proporção apropriada de polímero/monômero é de considerável importância na confecção de uma prótese bem adaptada e com as propriedades físicas desejáveis. A proporção aceitável é de 3:1 em volume. Isto permite que quantidade suficiente de monômero entre em contato com as partículas do polímero, mas não contribui com o excesso, o que pode levar a uma maior contração de polimerização.

4.1.1. Indicação

A indicação principal de uso desta resina dentro da odontologia é a confecção de base para próteses totais e parciais removíveis. Além da base, essas próteses são compostas por dentes artificiais unidos a uma base.

4.1.2. Polimerização

Para entendermos o processo de polimerização da resina acrílica termicamente ativada, é importante entender e conhecer os passos da confecção da prótese. O rebordo residual do paciente será moldado, para que uma base de registro em resina seja feita sobre a qual serão montados os dentes artificiais. Para a montagem dos dentes se faz necessária a colocação de uma base em cera, tentando imitar o que será a gengiva de nosso paciente após o término da prótese.

Depois dos dentes montados, deverá ser realizada a prova funcional e estética dos dentes no paciente para ver se todos estão harmônicos e corretamente

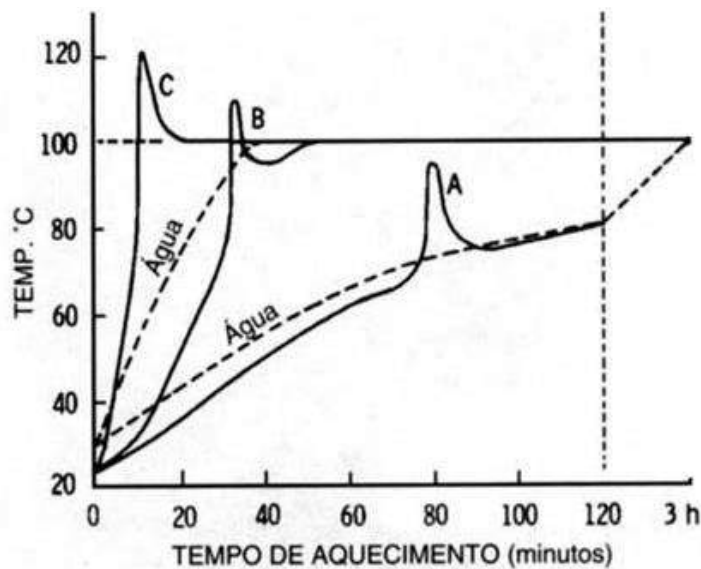
colocados em relação às estruturas anatômicas e, caso isso aconteça, a prótese será incluída em uma mufla que nada mais é do que uma “fôrma” metálica para que esses modelos sejam colocados.

Como a resina é termicamente ativada, ela deverá sofrer a ação do calor para sua polimerização. Sendo assim, ela será colocada em um recipiente imersa em água que será levado ao fogo. O processo de aquecimento empregado para controlar a polimerização é chamado de ciclo de polimerização. A polimerização de uma resina é exotérmica e a quantidade de calor envolvida pode afetar as propriedades da resina.

A água em que o conjunto mufla-gesso-resina está é aquecida. A água e o gesso possuem curvas de aquecimento semelhantes. Como a resina está localizada no centro da mufla e sendo o gesso pobre condutor de calor, um certo tempo é necessário para que o aquecimento da água chegue até a resina. Quando a temperatura da resina atinge 70°C a temperatura da resina começa a subir rapidamente, devido à reação exotérmica. Caso essa temperatura ultrapasse 100,8°C o monômero será evaporado e haverá o aparecimento de porosidade interna na resina, diminuindo sua resistência.

A relação entre a velocidade de aquecimento e a elevação da temperatura dentro da resina pode ser vista no gráfico 1. O ciclo de polimerização representado na curva C provavelmente iria permitir porosidade nas porções mais grossas de resina, devido à temperatura da resina exceder a do ponto de ebulição do monômero. Por outro lado, o ciclo de polimerização representado pela curva A provavelmente iria resultar na presença de monômero não-reagido, porque a temperatura da resina não atingiu aquela de ebulição do monômero. Assim, é lógico supor que uma polimerização ótima recaia em algum ponto entre as curvas A e C. Um ciclo correto é aquele em que a água é aquecida a 74°C por duas horas para polimerizar a parte grossa da resina, e 100°C por uma hora, para polimerizar a parte fina.

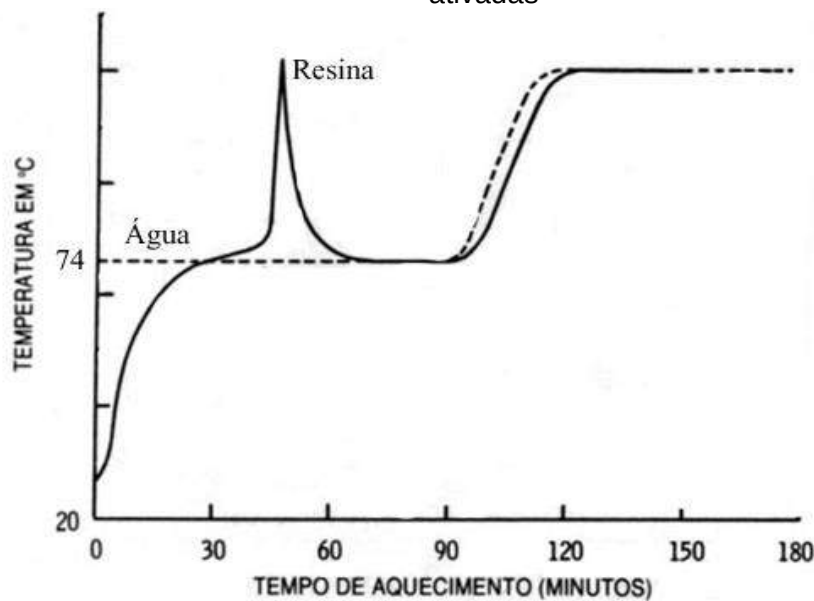
Gráfico 1. Alterações da temperatura na resina acrílica quando submetida a vários programas e ciclos de cura



4.2. Resinas Acrílicas Quimicamente Ativadas

As resinas acrílicas quimicamente ativadas também são compostas por pó e líquido, sendo que o polímero está presente no pó, na forma de pérolas pré-polimerizadas e o peróxido de benzoíla (iniciador). No líquido estão presentes o monômero e o ativador químico, que é uma amina terciária (dimetil-para-toluidina). Quando misturados, o dimetil reage com o peróxido de benzoíla, ativando-o na forma de radicais livres que, por sua vez, liga-se aos monômeros iniciando a reação. A partir daí, as resinas acrílicas quimicamente ativadas passam pelos mesmos estágios e fases descritos para as resinas acrílicas termicamente ativadas. O gráfico 2 mostra o ciclo de polimerização recomendado para as resinas acrílicas quimicamente ativadas.

Gráfico 2. Ciclo de polimerização recomendado para as resinas acrílicas termicamente ativadas



5. PROPRIEDADES DA RESINA ACRÍLICA

As propriedades físicas das resinas acrílicas são importantes de serem conhecidas uma vez que podem interferir na adaptação e função de uma prótese. Isso se dá em razão das características da função oral e das limitações do material.

5.1. Contração e Polimerização

Clinicamente, a polimerização das resinas produz contrações volumétricas e lineares. Isto se dá em razão dos eventos moleculares que ocorrem durante o processo de polimerização. Imagine duas moléculas de metacrilato, em que cada molécula possui um campo magnético que repele a molécula mais próxima. Consequentemente, a distância entre as moléculas é significativamente maior do que o comprimento de uma ligação carbônica (C-C). Agora, considere o efeito da união química do metacrilato. Quando as moléculas são quimicamente juntadas, uma nova ligação carbono-carbono é formada. Isto produz uma redução na rede no espaço ocupado pelos componentes. A contração de polimerização, em uma prótese, pode ser percebida por meio de desajustes entre a resina e a mucosa, principalmente na região palatina. Há uma relação direta entre a contração de polimerização e a proporção monômero/polímero, de forma que, quanto maior a

quantidade de monômero presente na mistura, maior será a contração de polimerização.

5.2. Porosidade

A presença de porosidades superficiais e internas pode comprometer as propriedades físicas, estéticas e até a higienização de uma base protética. Tais porosidades resultam da evaporação do monômero não-reagido quando a temperatura de uma resina atinge ou ultrapassa a temperatura de ebulição desses elementos. A porosidade também pode ser resultado da mistura inadequada dos componentes pó/líquido. Se isto ocorrer, algumas regiões da massa de resina conterão mais monômero que outras. O emprego de uma proporção pó/líquido adequada e um procedimento de mistura bem controlado auxiliam nesta conexão.

5.3. Absorção de água

O polimetacrilato absorve relativamente pequenas quantidades de água, no entanto, essa água exerce um efeito significativo nas propriedades dimensionais e mecânicas dos polímeros. O mecanismo primário de ingresso da água é a difusão, que é a migração de uma substância através de um espaço, ou dentro de uma segunda substância. Neste caso, moléculas de água penetram na massa de polimetacrilato e ocupam posições entre as cadeias poliméricas. Consequentemente, as cadeias se afastam.

A introdução de moléculas de água no meio da camada polimérica produz dois efeitos. Primeiro, ela causa uma ligeira expansão da massa polimerizada. Segundo, as moléculas de água interferem no entrelaçamento da cadeia polimérica e, portanto, agem como um plastificador, diminuindo a resistência.

5.4. Resistência

O determinante mais importante da resistência total da resina é o grau de polimerização exibido pelo material. À medida que o grau de polimerização aumenta, a resistência da resina também aumenta.

6. RESINAS ACRÍLICAS TERMICAMENTE ATIVADAS X RESINAS ACRÍLICAS QUIMICAMENTE ATIVADAS

A diferença fundamental entre as resinas termoativadas e as resinas quimicamente ativadas é o método pelo qual o peróxido de benzoíla é dividido para permitir os radicais livres. Geralmente, o grau de polimerização alcançado pelas quimicamente ativadas não se completa como nas termoativadas. Isto indica que há uma grande quantidade de monômero não-reagido na resina confeccionada via ativação química. Esse monômero não-reagido cria duas dificuldades principais. Primeiro, o monômero residual serve como um irritante em potencial para os tecidos orais, portanto comprometendo a biocompatibilidade do material. Além disso, ele age como um plastificador, o qual resulta em uma redução da resistência da prótese.

As resinas quimicamente ativadas apresentam menor contração de polimerização quando comparadas com as termoativadas, porque existe menor grau de polimerização. Isto implica a melhor adaptação dimensional das resinas quimicamente ativadas. A estabilidade de cor das resinas quimicamente ativadas é geralmente inferior àquelas termoativadas. Esta propriedade está relacionada com a presença das aminas terciárias nas resinas. Tais aminas são susceptíveis à oxidação e às alterações na cor que as acompanham e que podem afetar a aparência das resinas.

7. OUTROS MATERIAIS A BASE DE RESINA ACRÍLICA

7.1. Reembasadores de próteses

Uma vez que o contorno dos tecidos moles se altera, é comum a necessidade de reembasar a superfície intra-oral das próteses para assegurar uma adaptação e função adequadas. Em alguns casos, a superfície dos tecidos deve ser substituída por reembasamento ou realinhamento da prótese existente.

7.2. Condicionadores de tecidos

A finalidade das resinas macias é absorver algumas das forças produzidas por impactos mastigatórios. Por isso, as resinas servem como “amortecedores de choques” entre a superfície oclusal da dentadura e os tecidos subjacentes. Os condicionadores mais comumente usados são resinas acrílicas plastificadas. Estas resinas podem ser termoativadas ou quimicamente ativadas.

7.3. Dentes artificiais

Os dentes artificiais podem ser feitos de resina acrílica e tem sua química baseada nos poli(metilmetacrilatos). Essas resinas são similares àquelas usadas na construção das placas-base para dentadura. Todavia, a quantidade de ligações cruzadas nos dentes é algumas vezes maior do que nas placas-base. Este aumento é alcançado pela elevação na quantidade de agentes de ligação cruzada no líquido de resina, isto é, no monômero. O polímero resultante mostra uma melhora na estabilidade e nas propriedades clínicas.

7.4. Próteses Buco-Maxilofaciais

Há séculos, próteses têm sido usadas para mascarar defeitos maxilofaciais. Os antigos egípcios e chineses usaram ceras e resinas para reconstruir porções do complexo craniofacial. Por volta do século XVI, o cirurgião francês Ambroise Paré descreveu uma variedade de próteses para serem usadas com finalidades cosméticas e funcionais na reposição de estruturas maxilofaciais. Durante os anos subsequentes, técnicas restauradoras e materiais foram vagarosamente sendo melhorados. As baixas ocorridas durante a 1ª e 2ª Guerras Mundiais criaram uma grande necessidade de próteses maxilofaciais, e a profissão odontológica assumiu um importante papel no processo de reconstrução e reabilitação.

Apesar das melhoras em técnicas cirúrgicas e restauradoras, os materiais usados em próteses maxilofaciais estão longe do ideal. Um material ideal deveria ser de baixo custo, biocompatível, forte e estável. Além disso, ser como a pele em cor e textura. Os materiais maxilofaciais precisam ter resistência ao rasgamento e

deveriam ser capazes de resistir às demandas térmicas e químicas. Atualmente, nenhum material preenche tais quesitos. As resinas acrílicas podem ainda ser utilizadas para a confecção de placas oclusais e protetores de boca para atletas.

Bibliografia

Anusavice KJ. Química das resinas sintéticas. In: Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013. p. 92-110; 474-498.

Craig RG. Prosthetic applications of polymers. In: Restorative dental materials. 10ªed. Mosby, 1996. p. 500-551.

Ferracane JL. Polymers for prosthetics. In: Materials in Dentistry. Principles and Applications. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1995. p. 251-278.

Galan Jr. J. Resinas acrílicas In: Materiais dentários. 1ªed. São Paulo: Santos, 1999. p. 123-128.

McCabe JF, Walls AWG. Denture base polymers. In: Applied Dental Materials. 8ªed. London: Blackwell Science, 1998. p. 96-107.

Phillips RW. Resinas para base de dentadura: Considerações técnicas e resinas diversas. In: Materiais Dentários de Skinner. 9ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993 p. 103-122.

MATERIAIS PREVENTIVOS AUTOAPLICÁVEIS

Ayodele Alves Amorim

Adriana Cavalcanti Ferreira

Prof^a Dr^a Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

Prevenção é a base da Odontologia. A incorporação de baixos níveis de fluoretos na água de abastecimento é altamente benéfica na redução da incidência de cárie dentária em crianças. Fluoretos podem ser introduzidos na água de abastecimento das comunidades, garantindo a ingestão sistêmica nas fases iniciais da vida, quando os dentes estão se formando. O flúor também pode ser fornecido como suplemento na dieta para prevenir a cárie onde a água potável não é fluoretada. Pacientes que apresentam alto risco para o desenvolvimento de cárie, além de receber flúor sistêmico, também podem receber aplicações tópicas, como em pastas de dente, enxaguatórios bucais, géis e vernizes. A combinação das aplicações de flúor sistêmico e tópico tem contribuído para uma redução drástica na prevalência da cárie de superfície lisa ao longo dos últimos 50 anos. Fóssulas e fissuras nas superfícies oclusais dos dentes posteriores, no entanto, são mais resistentes à absorção de flúor por causa da morfologia irregular da superfície oclusal. Isto, combinado com a retenção de alimentos e a dificuldade de escovação adequada na região posterior, pode levar ao início de uma lesão de cárie. Uma terapia preventiva consistindo em um selante para preencher as irregularidades pode reduzir o risco de cárie pela criação de uma superfície mais lisa, mais fácil de limpar e menos propensa a reter alimentos e bactérias. Assim, entender o processo, prevenindo e atuando nas causas, ainda é a maneira mais fácil e viável economicamente de se trabalhar em Odontologia.

2. MODIFICAÇÕES BIOQUÍMICAS NO BIOFILME E NO PROCESSO DES-RE

As modificações bioquímicas no biofilme e no processo de desmineralização-remineralização (des-re) podem ser feitas por várias substâncias químicas, em geral, antimicrobianas. Contudo, o flúor é reconhecidamente a substância mais efetiva, não só pelo seu efeito antimicrobiano, mas pela sua capacidade de se incorporar ao esmalte durante o mecanismo de desmineralização-remineralização (des-re).

2.1. Ação dos fluoretos

O flúor tem ação preventiva em relação à cárie dentária, pois, após a aplicação, ocorre no esmalte a formação de fluoreto de cálcio, que funcionará como reservatório de liberação lenta de flúor nos ciclos de des-re. O flúor também possui ação terapêutica, pois esse composto tende a reparar os estágios iniciais das lesões de cárie. Atualmente, sabe-se que quando se ingere flúor durante a formação dos dentes, não se forma fluorapatita (FA).

Os glóbulos de fluoreto de cálcio formados pela reação do esmalte com o flúor incorporam fosfato adsorvido, tornando os glóbulos insolúveis em pH neutro. Com a queda do pH, os glóbulos tornam-se solúveis, liberando flúor e cálcio para a fase líquida (ao redor dos cristais) do dente. O flúor tópico participa na formação de fluoreto de cálcio, proporcionando um reservatório ativado pela queda do pH salivar.

A formação de fluoreto de cálcio será tanto maior quanto maior for a concentração do flúor utilizado e menor o seu pH. O flúor tem uma ação considerada muito mais “curativa”, que impede a progressão da lesão, do que uma ação preventiva. O mais importante não é a quantidade de flúor incorporada à grade cristalina do esmalte durante a sua formação, mas a presença de flúor, em solução aquosa na interface placa-saliva-esmalte, atuando no processo des-re (Figuras 1-3).

Figura 1. Após aplicação de produtos tópicos fluoretados há formação de CaF_2 na superfície dentária. Logo em seguida forma-se uma camada de fosfato de cálcio e proteínas salivares sobre o CaF_2 retardando sua dissolução em meio bucal



Figura 2. Quando ocorre a queda do pH da placa bacteriana, a camada de fosfato de cálcio é solubilizada, expondo o CaF_2 que se dissolve parcialmente liberando flúor e íons cálcio para o meio



Figura 3. Com a ação do fluxo e da capacidade tampão da saliva, após certo tempo, o pH retornará aos valores fisiológicos



Fonte: Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. Santos, 2007. p. 91-137.

3. USO DE DENTIFRÍCIOS

O dentifrício é definido como “um produto de higiene que tem o objetivo de limpar e polir as superfícies dentais por meio de uma escova dental, auxiliando na prevenção e controle da cárie dentária e doença periodontal. A função do dentifrício é limpar e polir (de acordo com os abrasivos utilizados) as superfícies dos dentes por meio de uma escova dental.

3.1. Composição básica

Cada componente tem uma função específica para proporcionar os efeitos preventivos e terapêuticos desejados:

- Abrasivo é importante para garantir a limpeza e o polimento dos dentes. O acúmulo de manchas nos dentes está relacionado à pigmentação da película adquirida (camada de proteínas salivares) que se forma continuamente na superfície dental. A presença de manchas no esmalte dental é influenciada pela dieta do indivíduo. A placa bacteriana pode ser removida apenas com a escova, porém para a remoção da película adquirida é necessário um abrasivo. Os abrasivos mais utilizados são a sílica, o carbonato de cálcio e o bicarbonato de cálcio.
- Umectante (sorbitol, propilenoglicol ou glicerina) tem a função de melhorar a consistência do material, mas também previne a desidratação. Dependendo do umectante, ele pode facilitar a dispersão na saliva. A água é utilizada como solvente apenas para atingir a consistência desejada.
- Aglutinante ou espessante (carboximetilcelulose, alginato de sódio) é usado apenas para evitar a separação de elementos sólidos e líquidos dentro do tubo.
- Detergente (surfactante) facilita a limpeza mecânica dos dentes. O laurilsulfato de sódio (LSS) é o detergente mais utilizado. Para pacientes que apresentam aftas ulcerosas recorrentes, deve ser recomendado um dentífrico sem detergente, pois se comprovou em pesquisas a diminuição da recidiva quando uma formulação sem LSS passou a ser usada, em comparação com um dentífrico convencional.
- Flavorizantes são usados para dar sabor ao dentífrico e são responsáveis pelo “bom hálito” após a escovação.
- Adoçantes principalmente a sacarina, possuem a função de tornar o dentífrico mais agradável. O sorbitol também é um agente adoçante.
- Conservantes tem a função de evitar a contaminação microbiana do dentífrico, sendo utilizado o benzoato de sódio, metilparabeno ou propilparabeno.

Os agentes preventivos e terapêuticos mais utilizados nos dentifrícios são e podem assim ser especificamente indicados:

- **Anticárie:** Contém fluoreto de sódio (NaF), monofluorofosfato (MFP) ou fluoreto estanhoso (SnF_2), fluorfosfato acidulado (FFA) e fluoreto de amina (AmF). A concentração de flúor necessária para que o dentifrício seja eficaz gira ao redor de 1.000 ppm (0,1%). A redução dessa concentração também implica na diminuição do potencial benéfico do produto. Dentro da variação de 1.000 a 2.500 ppm de F tem sido estimado que há melhora de 6% na eficácia para todo o aumento de 500 ppm na concentração de flúor.
- **Antiplaca:** Triclosan e cloreto de cetilpiridíneo são as substâncias mais utilizadas. Os fabricantes indicam que esses compostos tendem a competir com os microrganismos pelos sítios de ligação na película adquirida e reduzem a halitose.
- **Antitártaro:** Contém zinco e/ou pirofosfato e tem a função de inibir a precipitação de cristais mineralizados sobre a superfície dos dentes, tendendo a diminuir o cálculo supragengival.
- **Anti-sensibilidade dentinária:** Contém nitrato de potássio ou cloreto de estrôncio. Em pacientes que apresentam a região cervical dos seus dentes com alguma exposição de dentina, a aplicação desses componentes sobre a superfície dentinária parece diminuir a sensibilidade, pela deposição desses compostos formando cristais na embocadura dos túbulos dentinários.
- **Clareadores dentais:** Contém peróxidos ou substâncias semelhantes a esses. Em geral, também estão associados a agentes abrasivos que atuam removendo os pigmentos extrínsecos do esmalte.

4. REMINERALIZAÇÃO

Remineralização é um processo natural de reparo de lesões de cárie. Níveis elevados de flúor em dentifrícios têm se mostrado eficazes na remineralização da cárie radicular. Uma pasta de dentes com 5.000 ppm F- remineraliza 76% das lesões em comparação a 35% de um grupo de 1.100 ppm F. O conceito de equilíbrio da cárie descreve três fatores patológicos e três fatores de proteção da cárie dentária.

Os fatores patológicos são:

1. Bactérias produtoras de ácido
2. Frequente consumo de carboidratos fermentáveis
3. Fluxo e função salivares abaixo do normal.

Os três fatores protetores são:

1. Fluxo e componentes salivares normais
2. Flúor
3. Antibacterianos

Os dois componentes salivares necessários para remineralização são o cálcio e o fosfato. O fluoreto aumenta a remineralização. Formulações de fosfato de cálcio têm sido desenvolvidas para serem adicionadas a dentifrícios e vernizes. Uma tecnologia remineralizadora com base em fosfopeptídeos de caseína - fosfato de cálcio amorfo (CPP-ACP) se mostrou eficaz na remineralização de lesões de esmalte subsuperficiais, estabilizando íons cálcio e fosfato em níveis elevados. Em forma de pasta, o complexo CPP-ACP tem se mostrado eficaz em reverter lesões iniciais de cárie e estabilizar sua progressão. Um vidro bioativo (fosfossilicato de cálcio e sódio), originalmente desenvolvido como um material de regeneração óssea, é capaz de se depositar sobre superfícies de dentina e ocluir mecanicamente os túbulos dentinários quando liberado em um dentifrício. Quando combinado com níveis de flúor terapêuticos, esse material aumenta a remineralização de lesões de cárie in situ.

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials (e-Book). São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2014. p. 143-159.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. São Paulo: Santos, 2004. p. 159-169.

Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2007. p. 91-137.

MATERIAIS PARA PROTEÇÃO DO COMPLEXO DENTINO-PULPAR

Tatiane Cristina Dotta

Leonardo de Pádua Andrade Almeida

Mayara Manfrin Arnez

Raísa Castelo Bessa Nogueira

Profª Drª Alma Blásida Concepcion Elizaur Benitez Catirse

1. INTRODUÇÃO

“A natureza destinou à dentina e à polpa uma relação de permanente interação biológica. [...]Por tal intimidade e interdependência, passam a ser compreendidas como o complexo dentino-pulpar”. (Pereira, 2004).

A dentina, com sua configuração tubular, possui comunicação direta com a polpa, por meio dos prolongamentos odontoblásticos. A partir do momento que entramos em contato com a dentina, seja por processos cariosos, preparos cavitários, lesões não-cariosas ou anomalias dentárias, lidamos diretamente com o complexo dentino-pulpar. Isso quer dizer que lidamos diretamente com a vitalidade do dente.

Vernizes, materiais forradores e bases são utilizados como coadjuvantes dos materiais restauradores, com função de proteger a polpa de irritantes químicos e térmicos do meio externo e dos próprios materiais restauradores. Além da composição e propriedades do material escolhido para realizar a restauração, deve-se levar em consideração a idade do paciente, a profundidade da cavidade e a condição pulpar.

Neste capítulo vamos abordar os principais materiais protetores do complexo dentino-pulpar: as diferentes formas de apresentação do hidróxido de cálcio e o cimento de ionômero de vidro (CIV).

2. HIDRÓXIDO DE CÁLCIO

O Hidróxido de cálcio é utilizado na Odontologia desde a década de 20 e, até hoje, é considerado padrão-ouro em estudos de biocompatibilidade. O hidróxido de cálcio é o principal ingrediente de vários materiais para forramento de cavidades profundas porque possui propriedades antimicrobianas, pH alcalino (básico) e estimula a formação de dentina secundária (reacional) sobre a polpa que sofreu injúria, para protegê-la a longo prazo.

2.1. Formas de apresentação e Composição

Sua composição varia conforme as diferentes formas de apresentação.

- Pró-análise (P.A.): É o hidróxido de cálcio na sua forma pura, em pó (Figura 1).

Figura 1. Hidróxido de cálcio pró-análise (P.A.)



Fonte: Biodinâmica (www.biodinamica.com.br) (acessado em 23/06/2019)

- Pasta: A pasta de hidróxido de cálcio pode ser obtida a partir da mistura do pó de hidróxido de cálcio P.A. com soro fisiológico ou água destilada (em pequena quantidade). As pastas de hidróxido de cálcio prontas que estão disponíveis no mercado (Figura 2) contêm componentes adicionais como: metil celulose, cloreto de cálcio, sulfato de bário, dentre outros. A metil celulose é um espessante e tem função de aumentar a viscosidade. O cloreto de cálcio e o sulfato de bário são radiopacificadores, permitindo a identificação do material na tomada radiográfica.

Figura 2. Pasta de Hidróxido de cálcio 35%



Fonte: Ultradent (www.ultradent.com) (acessado em 23/06/2019)

Tanto o hidróxido de cálcio P.A. quanto a pasta possuem coloração branca e pH alto (>12), além de serem altamente solúveis em água. Devem ser aplicados quando há exposição pulpar ou quando existe suspeita de microexposição. O hidróxido de cálcio (CaOH_2), ao entrar em contato com a polpa, se dissocia em íons cálcio (Ca^{2+}) e íons hidroxila (OH^-), provocando cauterização química superficial do tecido pulpar, devido ao seu pH alto. O aumento do pH, deixa o meio mais alcalino, favorecendo a deposição de minerais, pelo estímulo dos odontoblastos, e a inibição da proliferação de bactérias.

- Solução de Hidróxido de Cálcio: Obtida após a mistura de hidróxido de cálcio P.A. com uma quantidade maior de soro fisiológico ou água destilada (10g:200mL). Finalizada a mistura, parte do pó decanta ao fundo do frasco e somente o líquido sobrenadante (que fica acima da camada de pó) deve ser utilizado para limpeza de cavidades. Importante: não se deve misturar novamente o pó decantado antes de utilizar a solução. Após a evaporação da água, forma-se uma fina película de hidróxido de cálcio
- Cimento de Hidróxido de Cálcio: Comercializados em 2 formas de apresentação: pasta-pasta (Figura 3) ou pasta única (Figura 4).

Pasta-pasta: Uma pasta-base e uma pasta-catalisadora. Este cimento é quimicamente ativado, ou seja, sua presa acontece após uma reação química a partir da mistura das duas pastas. A pasta catalisadora possui íons de Cálcio e Zinco em sua composição, substâncias responsáveis pela presa do cimento. Quando misturada à pasta base, estes íons reagem com o salicilato e formam um sal de dissalicilato, devido a reação de quelação do óxido de zinco, formando uma matriz cristalina dura.

Figura 3. Cimento de Hidróxido de cálcio quimicamente ativado (pasta/pasta)



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

Pasta única: Este cimento vem em uma seringa e são fotoativados, ou seja, dependem da luz do fotopolimerizador para tomar presa. Para isso, são adicionados à composição monômeros resinosos de alto peso molecular (UDMA / BisGMA).

Figura 4. Cimento de Hidróxido de cálcio fotopolimerizável



Fonte: Maquira (www.maquira.com.br) (acessado em 23/06/2019)

2.2. Indicações

O hidróxido de cálcio P.A. e a pasta de hidróxido de cálcio são utilizados para capeamento pulpar direto, ou seja, quando ocorre exposição da polpa ao meio externo.

A solução de hidróxido de cálcio é indicada para limpeza de cavidades após a remoção do tecido cariado.

Os cimentos de hidróxido de cálcio são indicados para forramento de cavidades profundas.

2.3. Manipulação

- **Pó (P.A.):** Deve ser colocado diretamente sobre o local da exposição pulpar, sem necessidade de manipulação.
- **Pasta:** Obtida através da mistura com soro ou água deve ser feita imediatamente antes do uso, misturando o soro aos poucos até obter a consistência de uma pasta, permitindo a aplicação sobre a região da

exposição da polpa. As pastas comercializadas vêm em frascos únicos e não necessitam de manipulação.

- Cimento quimicamente ativado – pasta/pasta: Obtido através da mistura de quantidades iguais da pasta base com a pasta catalisadora, dispensadas sobre placa de vidro ou bloco de espatulação de papel.

Passo-a-passo: com auxílio de espátula n.24, misturar as pastas até alcançar uma cor uniforme (10 segundos). Inserir na cavidade com um aplicador de hidróxido de cálcio.

O tempo de trabalho é de cerca de 2-3 minutos (25°C e 50% de umidade relativa). Porém, a boca é um ambiente muito úmido e uma temperatura de $37\pm 1^{\circ}\text{C}$, reduzindo o tempo de trabalho e aumentando o tempo de presa, portanto, é importante que a cavidade esteja totalmente seca antes da aplicação do cimento.

- Cimento fotoativado – pasta única: Dispensar uma pequena quantidade em placa de vidro ou bloco de papel, protegendo da luz ambiente. Então, com o aplicador de hidróxido de cálcio, levar à cavidade, aplicando somente na área desejada, e fotopolimerizar por 20 segundos.

Importante: cimento de hidróxido de cálcio deve ser aplicado somente no fundo da cavidade, caso entre em contato com as paredes, limpar imediatamente com um instrumental limpo.

2.4. Propriedades

O hidróxido de cálcio sob a forma de pó ou pasta possuem maior teor de hidróxido de cálcio quando comparados com o cimento. Consequentemente, possuem pH mais alto e maior efeito cáustico (cauterizador) sobre a polpa. Porém, ambos são eficazes na indução da formação de dentina secundária (ponte de dentina).

Além da importante propriedade de remineralizar a área afetada, é importante reduzir a ação bacteriana. Para isso, agentes bactericidas (glicol salicilato, etileno tolueno sulfonamida) são adicionados à composição dos cimentos.

Os cimentos apresentam maior resistência do que a pasta e o pó de hidróxido de cálcio, visto que o pó e a pasta não tomam presa. Os cimentos fotoativados são mais resistentes que os cimentos quimicamente ativados.

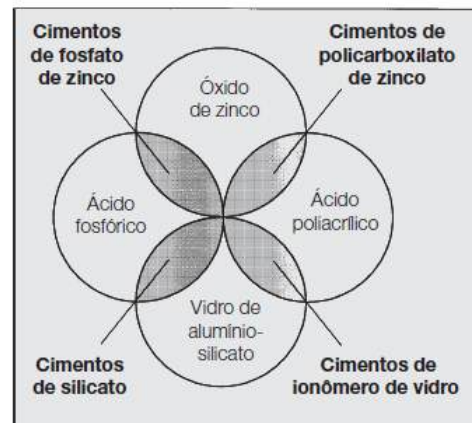
Com relação à solubilidade, os cimentos são menos solúveis que a pasta e o pó. Ao longo do tempo, a solubilidade dos cimentos de hidróxido de cálcio tende a aumentar. Isso é necessário para que o material possa liberar os íons hidroxila e induzir a remineralização. Materiais como vernizes cavitários ou adesivos dentinários podem aumentar a solubilidade do cimento hidróxido de cálcio, portanto, a camada desse cimento deve ser recoberta com uma base, como o cimento de ionômero de vidro (CIV), antes de inserir o material restaurador. A aplicação da base sobre o cimento de hidróxido de cálcio também auxilia impedindo o deslocamento da camada de cimento durante a condensação do amálgama ou da resina composta no momento da restauração definitiva.

3. CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO

O cimento de ionômero de vidro (CIV) é um material odontológico que consiste em um pó e um líquido, que uma vez misturados, inicia-se uma reação de presa do tipo ácido/base dando origem a uma massa plástica, que endurece após finalização a presa.

Descritos inicialmente por Wilson e Kent, em 1971, os cimentos de ionômero de vidro apresentam certas propriedades desejáveis, tais como adesão à estrutura dentária, capacidade de liberação e reincorporação de flúor do componente de vidro no cimento e coeficiente de expansão térmica linear semelhante ao do dente e biocompatibilidade. Portanto, combinam as qualidades adesivas dos cimentos de policarboxilato de zinco com a liberação de flúor dos cimentos de silicato. A relação entre os diferentes materiais encontra-se na Figura 5.

Figura 5. Esquema dos vários cimentos odontológicos à base de pó de óxido e de vidro alumínio-silicato e dos líquidos consistindo em ácido fosfórico e ácido poliacrílico



Fonte: NOORT R V. Introdução aos materiais dentários. Capítulo 2.3 - Cimentos de Ionômero de Vidro e Cimentos de Ionômero de Vidro modificados por resina. Página 120

Primeiramente, os CIVs foram utilizados para restauração de lesões de abrasão/erosão e como agente cimentante de coroas e pontes protéticas. Atualmente sua aplicação clínica foi ampliada e inclui a restauração de lesões proximais, restaurações oclusais na dentição decídua, bases e forramentos cavitários e material para núcleo.

Com o intuito de melhorar as propriedades, os fabricantes foram modificando o cimento de ionômero de vidro, assim como incorporação de componentes resinosos na sua composição, que permitiu ao material tomar presa através da ativação por luz ou mesmo por ativação química, e são conhecidos como cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMRs).

3.1. Composição

Os principais componentes de um CIV são o vidro, o poliácido, a água e o ácido tartárico.

- Vidro: A composição dos materiais pode variar de acordo com o fabricante. Os vidros para os cimentos de ionômero de vidro contêm três componentes principais: sílica (SiO_2), alumina (Al_2O_3) e fluoreto de cálcio (CaF_2). Estes são responsáveis pela resistência do material. A proporção da sílica e alumina é importante para a reatividade com o ácido.

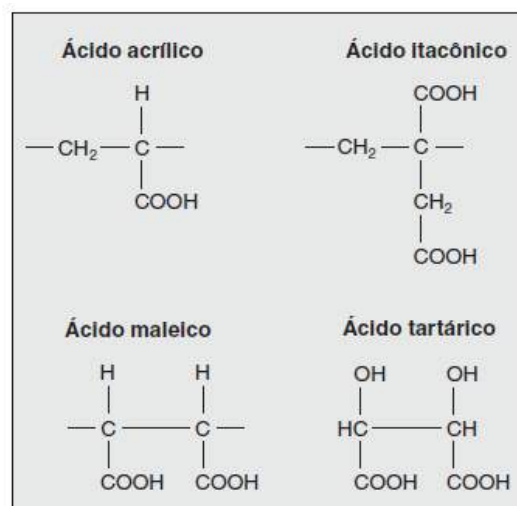
A mistura (que também contém fluoretos de sódio e alumínio e fosfatos de cálcio ou alumínio como fluxos adicionais) é fundida em uma alta temperatura, e a massa derretida é então resfriada de maneira abrupta e finamente triturada para formar um pó antes de ser usada.

O tamanho da partícula do pó depende da aplicação a que se destina. Para materiais restauradores o tamanho máximo da partícula é de 50 µm, enquanto para materiais cimentantes e para forramento ele é reduzido para menos de 20 µm.

A taxa de liberação de íons do vidro (fator importante na determinação das características de presa, solubilidade e liberação de flúor) depende do tipo de vidro empregado. O vidro também tem um papel importante na estética da restauração, pois ela depende tanto do índice de refração do vidro como da presença de pigmentos no seu interior.

- **Poliácido:** Os poliácidos mais usados nas formulações disponíveis são os copolímeros de ácido acrílico e itacônico ou ácido acrílico e maleico (Figura 6).

Figura 6. Componentes ácidos usados no cimento de ionômero de vidro



Fonte: NOORT R V. Introdução aos materiais dentários. Capítulo 2.3 - Cimentos de Ionômero de Vidro e Cimentos de Ionômero de Vidro modificados por resina. Página 120

Um produto relativamente novo é um CIV a base de um copolímero de ácido vinil fosfônico. Ele é um ácido muito mais forte que os outros usados nos cimentos de ionômero de vidro, e a composição deve ser cuidadosamente

controlada para produzir um cimento com propriedades de manipulação adequadas. Contudo, acredita-se que ele promova uma maior resistência ao longo do tempo e uma melhoria na resistência a umidade.

Existe uma concentração ácida ótima no caso dos cimentos de silicato, mas os cimentos de ionômero de vidro não são tão dependentes desse fator. A força e a resistência ao ataque hídrico aumentam uniformemente com a concentração do poliácido, portanto o fator limitante é a consistência da pasta do cimento. A viscosidade do líquido depende tanto da concentração do poliácido como do peso molecular, que pode variar de 10.000 a 30.000, dependendo da formulação escolhida.

- **Água:** A água desempenha um papel muito importante na composição do cimento de ionômero de vidro, sendo fundamental para a reação de presa e, na estrutura do cimento. Além disso, hidrata lentamente a matriz formada de ligações cruzadas, permitindo a formação de uma estrutura gel mais estável e menos susceptível à umidade.
- **Ácido tartárico:** A presença do ácido tartárico na composição dos CIVs promove as seguintes características: Controla a taxa de reação, permite a utilização de maior gama de vidros na composição, melhora as características de manipulação, diminui a viscosidade, aumenta o tempo de trabalho, diminuir o tempo de presa e aumenta o tempo de validade.

3.2. Formas de apresentação

No comércio atual, o CIV apresenta-se sob forma de pó e líquido ou acondicionado em cápsulas (Figura 7). No sistema em que o pó e o líquido estão em frascos específicos, o proporcionamento correto é essencial para se obter um cimento com propriedades ideais. Entretanto, a proporção varia entre as diferentes marcas encontradas no comércio (Figura 8).

Devido ao fato de o CIV apresentar características essenciais relacionadas ao proporcionamento e manipulação, existe a apresentação em cápsulas, as quais após o rompimento da membrana que separa o pó do líquido são manipulados e aplicados por meio de dispositivos mecânicos. Algumas de suas vantagens são:

- **Proporcionamento ideal do pó e líquido**

- Manipulação mais rápida e efetiva
- Facilidade de inserção na cavidade

Figura 7. Cimento de Ionômero de Vidro encapsulado



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

Figura 8. Formas de apresentação do Cimento de Ionômero de Vidro



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

Por outro lado, apresenta um custo bem mais elevado que o convencional e necessidade de um dispositivo para ativação e aplicação do material.

3.3. Indicações

Entre as principais indicações do cimento de ionômero de vidro em Odontologia podemos citar:

- Selamento de cicatrículas e fissuras
- Classe I conservativas
- Classe II - Tipo túnel e "slor" horizontal

- Classe III e V - Lesões cariosas
- Classe V - Erosão, abrasão e abfração
- Restaurações laminadas ou mistas
- Material de proteção (forramento)
- Restaurações de dentes decíduos
- Núcleos de preenchimento
- Cimentação de coroas parciais, totais e próteses fixas
- Cimentação de bandas e colagem de acessórios ortodônticos
- Agente de cimentação em endodontia e como selador apical em cirurgias paraendodônticas

3.4. Contraindicações

As propriedades físicas são as causas principais das limitações das indicações dos cimentos de ionômero de vidro. Esses materiais estariam basicamente contraindicados para restaurações:

- Classe II com envolvimento da crista marginal
- Classe IV
- Com grande perda de esmalte: vestibular
- Em áreas de cúspides
- Em áreas submetidas a grandes esforços mastigatórios

O uso efetivo dos cimentos de ionômero de vidro depende do controle das suas limitações, bem como da correta manipulação e cuidado técnico do profissional.

3.5. Classificação

Os cimentos de ionômero de vidro podem ser classificados de acordo com a sua natureza em 3 categorias:

- Convencionais: Composto de pó de partículas de vidro fluoralumíniosilicato e líquido de ácidos polialcenólicos.

- Reforçados por metais: Este tipo de CIV tem o pó convencional reforçado pela mistura de partículas de ligas de prata para amálgama, na proporção de 1:1 por peso ou 1:7 por volume de pó, respectivamente; e o cermet, obtido por partículas de ligas de prata sinterizadas com as partículas de vidro.
- Modificados por resinas compostas: São aqueles que contêm componentes resinosos e iniciadores de polimerização. Isto é, parte do componente líquido do CIV é substituído por monômeros solúveis em água, hidroxietil metacrilato. Os componentes resinosos podem ser fotoativados ou polimerizados quimicamente ou de ambas maneiras, mais a reação ácido-base. Isso significa que este tipo de CIV pode ter duas ou três presas.

Outra classificação destes cimentos é de acordo com a sua indicação:

- TIPO I: São ionômeros indicados para a cimentação de restaurações inlay/onlay, coroas, próteses parciais fixas e brackets ortodônticos. Sua granulação é de 20 μm (Figura 9).

Figura 9. Cimento de Ionômero de Vidro tipo I



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

- TIPO II: Os cimentos de ionômeros de vidro tipo II são indicados para restaurações e são subdivididos em dois grupos: a) para restaurações estéticas em cavidades classe III e V e, b) os reforçados com liga de prata ou cermet, indicados para restaurações de cavidades classe I que não estejam sujeitos a grandes tensões mastigatórias. A granulação desses cimentos é de cerca de 45 μm (Figura 10).

Figura 10. Cimento de Ionômero de Vidro tipo II



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

- TIPO III: Os cimentos de ionômero de vidro tipo III são indicados para forramento, base e selamentos de cicatrículas e fissuras. Apresentam uma granulação média que varia de 25 a 35 μm (Figura 11).

Figura 11. Cimento de Ionômero de Vidro tipo III



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

3.6. Manipulação

3.6.1. Técnica de manipulação

Para que o material apresente o seu melhor desempenho devem ser considerados alguns cuidados com seu armazenamento e manipulação. Como o

CIV tem a capacidade de ganhar água (embebição) ou perder água (sinérese) para o meio ambiente, o frasco do pó deve ser bem fechado e o líquido não pode ser armazenado na geladeira para evitar a sua geleificação.

A técnica utilizada se dá por Aglutinação (acrescentar pó ao líquido aos poucos, sem pressionar ou aplicar força excessiva), até que a massa obtida fique homogênea e com aspecto brilhante;

Segue abaixo as recomendações com relação à manipulação do ionômero de vidro comumente utilizado no laboratório, seguindo sempre a recomendação do fabricante. Importante lembrar que existem diversos tipos e formas de apresentação de Ionômero de Vidro, da mesma forma que para cada tipo de CIV há um tipo de dosador de pó (Figura 12). Portanto, fique sempre atento.

1. Utilizar placa de vidro de 20mm, pois mantém a temperatura ideal de manipulação, ou bloco de papel descartável e espátula de teflon.
2. O proporcionamento do pó e do líquido deve ser de acordo com as indicações do fabricante, assim, a leitura da bula é muito importante.

Agitar o pó para homogeneizar as partículas.

- Proporcionar o pó retirando todo excesso do dosador com espátula (Figura 13).
 - Remover as partículas de pó espalhadas na superfície da tampa.
 - Dividir o pó em 2 porções e proporcionar o líquido próximo ao pó (Figura 14).
 - O frasco do líquido deverá ser colocado em posição vertical a uma distância da placa que permita dispensar a gota livremente.
3. Iniciar a mistura, aglutinando a primeira porção do pó ao líquido, por 10–15 segundos, usando pequena área da placa.
 4. Incorporar a porção restante por mais 20 segundos ou de acordo com as indicações do fabricante.
 5. Consistência final: a massa deve ser homogênea, lisa e brilhante, o qual caracteriza a presença dos grupos carboxílicos, responsáveis pela adesão à estrutura dentária (Figura 15). A consistência varia de acordo com a indicação do material.

3.6.2. Cuidados (CIV convencionais)

- Proporcionar o pó/líquido no momento da manipulação
- Proporção pó/líquido exata de acordo com o fabricante
- Não inserir o cimento após a perda do brilho úmido
- Após colocação na cavidade comprimir com matriz durante o tempo de presa
- Após a presa do material, a restauração deve ser protegida com verniz apropriado ou resina fluída
- Acabamento e polimento após 24 horas, deverão ser feitos com instrumentos lubrificados e sob irrigação de spray

Figura 12. Diferentes tipos de dosador de pó de acordo com as classificações e indicações do CIV



Fonte: Autoria própria (Mayara Manfrin Arnez)

Figura 13. Remoção do excesso de pó do dosador com espátula



Fonte: Autoria própria (Mayara Manfrin Arnez)

Figura 14. Divisão do pó e proporcionamento do líquido



Fonte: Autoria própria (Mayara Manfrin Arnez)

Figura 15. Consistência final do CIV



Fonte: Autoria própria (Mayara Manfrin Arnez)

3.6.3. Reação de presa

A sua reação ocorre em três estágios:

1. Fase de Deslocamento de íons: Durante a aglutinação do pó e líquido, a fase aquosa dos ácidos umedece e dissolve a camada externa das partículas de vidro do pó. Conforme a acidez aumenta, o fluoreto de cálcio formado se dissocia e reage com co-polímeros acrílicos para formar complexos mais estáveis. O hidrogênio desloca íons cálcio e fosfato, que reagem com os grupos carboxílicos, aderindo quimicamente à estrutura dentária. A inserção do material deve ser feita na etapa em que o cimento apresentar brilho, indicando a presença dos grupos carboxílicos livres para que ocorra a união química entre o ionômero e o dente.
2. Fase de formação da matriz de poliácidos: O cálcio tem sua liberação acelerada e reage com as cadeias aquosas de poliácidos para formar ligações cruzadas iônicas de poliacrilato de cálcio, reduzindo a mobilidade das cadeias poliméricas aquosas e formando a matriz de gel. Quando esse processo atinge um certo estágio, o cimento endurece.

3. Fase de formação do gel de sílica e incorporação do vidro à matriz: Ocorre nas primeiras 24h. O alumínio auxilia na formação do hidrogel de polissais que circunda as partículas de vidro não reagidas. A translucidez melhora com o passar do tempo.

Os CIVs modificados por resina podem apresentar 3 sistemas diferentes de ativação do componente resinoso:

- Foto-ativado: Apresentam a típica reação ácido/base descrita como os convencionais e uma reação de fotopolimerização do monômero solúvel em água.
- Presa dual: Além da reação ácido/base e da fotopolimerização, possuem iniciadores químicos para polimerizar os componentes metacrilatos existentes no material.
- Quimicamente ativado: Ocorre a reação ácido/base do CIV convencional e polimerização química dos componentes resinosos.

3.6.4. Tempo de trabalho

O tempo de trabalho é o tempo decorrido do início da manipulação até o momento em que o material não apresenta características e aspectos para inserção na cavidade oral.

3.6.5. Tempo de presa

O tempo de presa é o tempo decorrido do início da manipulação até o ponto no qual o material perde seu potencial de escoamento ou sua plasticidade.

O tempo de trabalho e de presa variam de acordo com o tipo e a marca do CIV utilizado.

3.7. Propriedades

Assim como os demais materiais restauradores, o CIV possui algumas propriedades de características gerais e específicas, classificadas em Biológicas, Físicas e Mecânicas.

3.7.1. Biológicas

- Uma das características que tornam o material bastante utilizado clinicamente é a sua capacidade de liberação de flúor. Ocorre com maior intensidade nas primeiras 24~48 horas e permanece por longo tempo em menor concentração, podendo ser 'recarregado' sempre que algum outro material ou dentifrício contendo flúor entra em contato com a superfície restaurada. À medida que a concentração de flúor na restauração diminui, o material tende a tornar-se mais translúcido.
- Apresenta baixo pH inicial – portanto, possui capacidade de diminuir a penetração bacteriana.
- União Química à estrutura dental – os grupos carboxílicos presentes no Cimento de Ionômero de Vidro (conferido pelo brilho presente após a sua manipulação) se une quimicamente com o cálcio presente no esmalte e dentina do dente, possibilitando a sua inserção em cavidades com um mínimo preparo, não exigindo assim uma forma ou desgaste da estrutura dentária remanescente. Isso confere uma das vantagens do material em comparação a vários encontrados atualmente no mercado. Tal adesão é maior no esmalte, podendo ser afetada por contaminação superficial.
- Compatibilidade Biológica – o material não causa injúrias ao remanescente dentário. Entretanto, devido à sua acidez inicial após a mistura, é importante a aplicação de Cimento de hidróxido de cálcio em cavidades profunda, evitando assim um comprometimento pulpar.

3.7.2. Físicas

- Solubilidade: Apresenta um alto grau de solubilidade e desintegração, o que torna o material apenas de característica provisória. Portanto, não é indicado seu uso em restaurações definitivas.
- Sinérese: O material possui a capacidade de perder água para o meio.
- Embebição: O material apresenta a capacidade de ganhar água do meio.

3.7.3. Mecânicas

- Apresenta baixa Resistência à compressão e à tração. Portanto, deve-se tomar o cuidado em casos de restaurações Classe I e II. Em tais situações, procurar deixar a restauração em infra-oclusão, evitando contato frequente com a arcada antagonista e contribuindo pela longevidade do material restaurador na cavidade.

3.8. Considerações gerais

Para sintetizar todas as características e informações até então, pode-se elencar alguns dos principais pontos que ratificam e desfavorecem o uso do material restaurador em questão.

3.8.1. Vantagens

- Boa biocompatibilidade
- Liberação de flúor constante (melhorando as características de trabalho, aumentando a resistência do cimento e com propriedade anticariogênica pela sua liberação no meio bucal).
- Boa adesão com a superfície dentária, possibilitando sua inserção e cavidades com mínimo preparo.
- Diversas formas de apresentação do material, aumentando assim o leque de aplicações e facilidade de inserção
- Preço acessível, a depender da marca e forma de apresentação.

3.8.2. Desvantagens

- Baixa resistência, com alta solubilidade e desintegração comparadas a outros materiais restauradores.
- Probabilidade de pigmentação e manchas com o tempo.
- Comprometimento estético dependendo do local de inserção.
- Capacidade de ganhar/perder água para o meio, influenciando assim na sua resistência e durabilidade.

Bibliografia

- Pereira JC, Sene F, Hannas AR, Costa LC. Tratamentos conservadores da vitalidade pulpar: princípios biológicos e clínicos. Bio Odonto: Dentística e Estética, 2004. p. 1-100.
- Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.
- Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de Ionômero de Vidro. 1ªed. Artes Médicas, 1998.
- Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials. 3ªed. São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2010.
- Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2007.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13ªed. São Paulo: Elsevier Editora, 2012.

CIMENTOS PARA CIMENTAÇÃO E RESTAURAÇÃO PROVISÓRIA

Yumi Chokyu Del Rey

Prof. Dr. Cássio do Nascimento

1. INTRODUÇÃO

Diversos tratamentos odontológicos envolvem o uso de agentes de cimentação. Os agentes cimentantes são materiais utilizados para a fixação de próteses fixas, facetas e laminados cerâmicos, restaurações provisórias, pinos intrarradiculares, braquetes e bandas ortodônticas, entre outros. Tais materiais devem preencher e selar completamente o espaço entre as superfícies a serem unidas, podendo ou não apresentar adesão química a essas estruturas. As propriedades dos diferentes tipos de cimento e as características das superfícies que se deseja unir devem ser consideradas para a escolha do agente cimentante adequado para cada situação clínica específica. As propriedades ideais de um agente de cimentação ideal são:

- Biocompatibilidade
- Redução de sensibilidade pós-operatória
- Isolante térmico
- Resistência mecânica
- Insolubilidade, para não sofrer desintegração no meio oral. A dissolução do cimento permite a infiltração marginal, com a penetração de fluidos orais e bactérias, o que pode levar a incidência de lesões de cárie, descolorações da margem e sensibilidade.
- Adesão à estrutura dentária
- Propriedades bacteriostáticas/bactericidas.
- Radiopacidade, uma vez que facilita a detecção de possíveis excessos de agente de cimentação
- Propriedades estéticas
- Tempos de trabalho e de presa adequados
- Fácil reparo, remoção/substituição
- Bom selamento marginal
- Permitir a obtenção de uma fina espessura de película para garantir o assentamento adequado da peça a ser cimentada. Uma película espessa pode levar a problemas de adaptação, gerando a necessidade de ajustes oclusais, além de resultar em maior quantidade de cimento exposto à superfície bucal.

Já as restaurações provisórias são utilizadas para proteger o dente de estímulos nocivos de origem física, química ou bacteriana, manter os contatos oclusais e proximais e permitir uma estética e função mastigatória adequadas até o momento da realização de um tratamento definitivo.

2. CIMENTO FOSFATO DE ZINCO

O cimento fosfato de zinco é o agente cimentante odontológico mais antigo. Continua sendo muito popular devido a sua longa história de sucesso clínico e serve como padrão para que novos sistemas possam ser comparados.

2.1. Composição

Tabela 1. Composição do cimento fosfato de zinco

Pó	Líquido
Óxido de zinco (90%)	Ácido fosfórico (~35% em peso)
Óxido de magnésio (10%)	Água
	Sais metálicos (de alumínio e de zinco)

Os principais componentes do pó e do líquido do cimento fosfato de zinco estão apresentados na Tabela 1. O óxido de zinco (presente no pó) e o ácido fosfórico (presente no líquido) são os componentes reativos do cimento fosfato de zinco, os quais sofrem uma reação ácido-base para promover a presa do material. O alumínio também participa da reação, formando a matriz de aluminiofosfato de zinco. O óxido de magnésio é o componente responsável pela cor branca do cimento e atua como retardador. A água presente no líquido controla a ionização do ácido, o que influencia a velocidade da reação ácido-base entre o líquido e o pó.

2.2. Formas de apresentação

O cimento fosfato de zinco é apresentado na forma de um pó de cor branca e um líquido transparente, em dois recipientes separados.

2.3. Indicações e contraindicações

O cimento fosfato de zinco pode ser utilizado para cimentação definitiva ou para restauração provisória. O mesmo pó e líquido são utilizados para obter os dois materiais, a diferença está na proporção pó/líquido (P/L) utilizada. A proporção P/L utilizada para cimentação é menor do que quando se utiliza o fosfato de zinco como material restaurador provisório. Geralmente, o fabricante fornece uma espátula medidora de pó com dois tipos de medida: uma maior (para obter consistência de material restaurador provisório) e uma menor (para se obter consistência para cimentação).

Quando utilizado para cimentação, as principais indicações do cimento fosfato de zinco são a cimentação de núcleos metálicos fundidos, próteses metalocerâmicas, próteses metaloplásticas, coroas totais metálicas e bandas ortodônticas. De preferência, deve ser evitado seu uso no caso de pacientes com grande sensibilidade dentinária, pouca quantidade de dentina remanescente, alto risco à cárie ou problemas digestivos (alta acidez bucal).

2.4. Características

O cimento fosfato de zinco não apresenta adesão química à estrutura dentária, ao metal ou à cerâmica. Seu mecanismo de adesão é pela promoção de embricamento micromecânico entre as interfaces de união.

2.5. Classificação

Não há classificação.

2.6. Manipulação

2.6.1. Técnica de espatulação

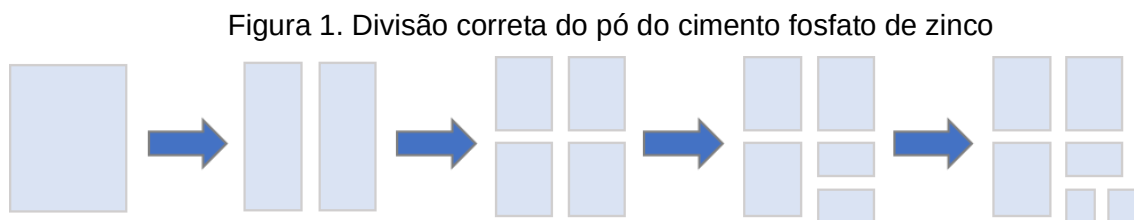
Alguns cuidados devem ser tomados durante a manipulação do cimento fosfato de zinco:

1. Primeiramente, é sugerido resfriar a placa de vidro e a espátula de manipulação utilizadas para espatular o material. O uso da placa e da espátula resfriadas tem como objetivo dissipar o calor gerado pela reação química entre o pó e o líquido (a qual é exotérmica) e, dessa forma, aumentar o tempo de trabalho e de presa do material.
2. Em seguida, deve-se dosar o pó e o líquido, sempre obedecendo a relação pó/líquido recomendada pelo fabricante para que não haja prejuízo das propriedades físicas e mecânicas do cimento. A proporção P/L utilizada para cimentação é menor do que quando se utiliza o fosfato de zinco como material restaurador provisório.

Observação 1: Dispensar primeiramente o pó e depois o líquido, para que o líquido não permaneça muito tempo sobre a placa, o que poderia promover a sua evaporação.

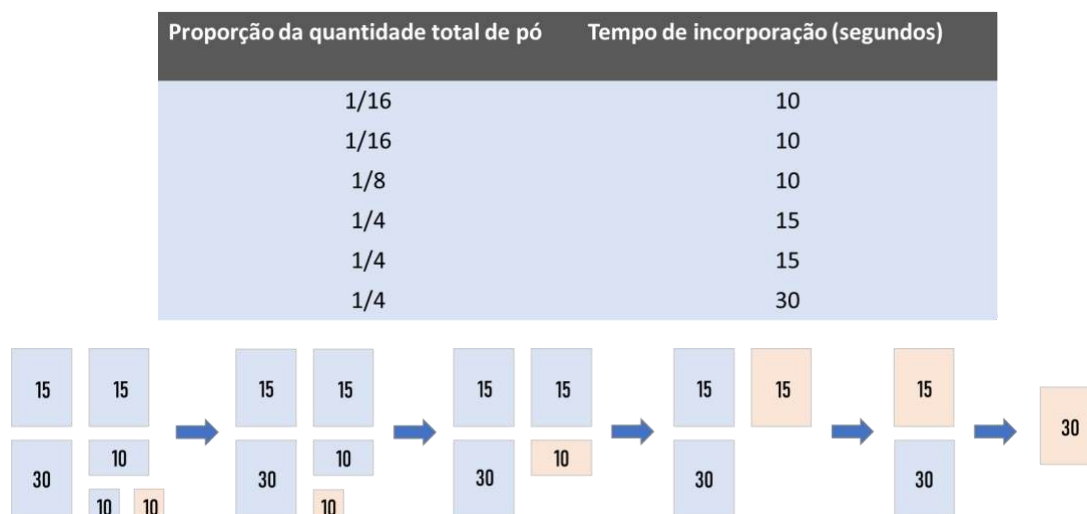
Observação 2: Antes de dosar o pó, é importante agitar o frasco para homogeneizar as partículas. Ao utilizar o líquido, é importante dispensar a primeira gota, a qual geralmente apresenta bolhas e não está na quantidade correta. Dessa forma, devemos posicionar o frasco de líquido na vertical a uma certa distância da placa para obter gotas cheias e sem bolhas.

3. Para iniciar a manipulação, deve-se realizar a divisão correta do pó em 6 partes (Figura 1). Cada parte deve ser incorporada ao líquido obedecendo um tempo de manipulação e uma sequência de incorporação adequados (Figura 2). Dessa forma, o tempo de manipulação total é de 1 minuto e 30 segundos.



Fonte: Autoria própria

Figura 2. Tempo de incorporação em segundos e sequência de manipulação adequados para cada incremento de pó de cimento fosfato de zinco

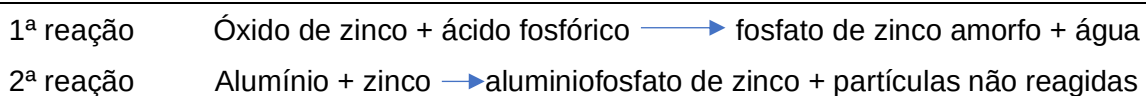


Fonte: Autoria própria

4. A espatulação deve ser vigorosa e utilizando a maior área possível da placa de manipulação. A espátula mais adequada para a manipulação é a espátula 24, porque ela é flexível, o que permite um amplo contato da sua superfície com a placa de vidro. Essa técnica de espatulação vigorosa e em uma área ampla da placa de vidro ajuda a aumentar o pH do material, uma vez que a presença de ácido fosfórico promove uma alta acidez do cimento, o que pode gerar danos à polpa. A espatulação utilizando uma grande área da placa também auxilia na dissipação do calor gerado pela reação exotérmica de presa do cimento, o que contribui para aumentar o tempo de presa do material.
5. A consistência adequada do cimento fosfato de zinco para cimentação é aquela em que, ao tocar o cimento com a espátula, forma-se um fio de aproximadamente 2 mm e se rompe. A importância dessa consistência é obter a fluidez adequada do cimento para conseguir uma boa cimentação com uma espessura fina de película. Se o cimento ficar muito espesso, ele não terá a fluidez necessária para permitir que a peça protética seja assentada corretamente. Já a consistência adequada para restauração temporária é a de massa.

2.6.2. Reação de presa

A reação de presa do cimento fosfato de zinco é uma reação do tipo ácido-base e exotérmica (com liberação de calor). Quando o pó é misturado ao líquido, o ácido fosfórico interage com as partículas de óxido de zinco e forma fosfato de zinco e água. Em seguida, ocorre uma segunda reação em que o alumínio reage com o zinco e forma uma matriz de aluminiofosfato de zinco sobre as partículas remanescentes que não reagiram. Dessa forma, o cimento após a presa é formado por uma matriz de aluminiofosfato de zinco com partículas de óxido de zinco não reagidas.



2.6.3. Tempo de trabalho

O tempo de trabalho, medido desde o início da mistura até o máximo de tempo em que a viscosidade do material ainda é suficientemente baixa para permitir que o cimento escoe adequadamente e forme uma fina película, é de 3 a 6 minutos.

2.6.4. Tempo de presa

O tempo de presa pode variar de 5 a 9 minutos.

2.6.5. Controle do tempo de presa

Os fatores que influenciam no tempo de presa do cimento, relacionados ao fabricante e ao profissional, estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Fatores que influenciam no tempo de presa do cimento fosfato de zinco

Relacionados ao fabricante	Relacionados ao profissional
Composição do pó	Proporção pó-líquido (não deve ser alterada)
Temperatura de sinterização	Velocidade de incorporação do pó
Tamanho da partícula	Tempo e velocidade de espatulação
Composição do líquido	Temperatura da placa de vidro

- Temperatura da placa de vidro: A reação entre pó e líquido do cimento fosfato de zinco é exotérmica e a liberação de calor acelera o processo de presa. Dessa forma, o método mais efetivo de controle dos tempos de trabalho e de presa é o resfriamento da placa de vidro e da espátula de manipulação. Esse procedimento permite a dissipação do calor gerado durante a reação, o que retarda a reação química de presa do material. Realizar a espatulação em uma grande área da placa de vidro também ajuda a dissipar o calor da reação e aumentar os tempos de trabalho e de presa do material.
- Presença de umidade: Como a água é importante para a reação, a incorporação de água adicional durante a mistura acelera a presa do material. Dessa forma, é importante que o resfriamento da placa de vidro não seja abaixo do ponto de condensação da água, porque a presença de água condensada acelera a reação de presa.
- Alteração da proporção pó/líquido: A redução da relação pó/líquido (P/L) aumenta os tempos de trabalho e de presa do material. No entanto, esse procedimento não é recomendado, uma vez que a redução da proporção P/L aumenta a solubilidade e diminui a resistência final do material. Já o aumento da relação P/L diminui os tempos de trabalho e de presa, além de aumentar a viscosidade do material, prejudicando a obtenção de uma fina película de cimento.
- Tempo e velocidade de espatulação: A espatulação promove a quebra da matriz que estava se formando, o que representa um tempo extra necessário para reconstruir o volume da matriz.
- Velocidade de incorporação do pó: Incorporar o pó em pequenos incrementos ao líquido aumenta o tempo de trabalho e de presa do material, além de permitir que mais pó seja incorporado à mistura. Portanto, deve-se

seguir a técnica preconizada de divisão do pó para a manipulação do cimento fosfato de zinco.

2.7. Propriedades

2.7.1. Biológicas

- A presença de ácido fosfórico promove uma alta acidez inicial do cimento fosfato de zinco, o que pode produzir uma resposta inflamatória da polpa e sensibilidade pós-operatória. Dois minutos após a mistura, o pH do cimento é de aproximadamente 2. Após 24 horas, o pH sobe para valores em torno de 5,5 e pode levar até 28 horas para que o cimento adquira um pH próximo do neutro. Dessa forma, é possível que o paciente experimente algum tipo de sensibilidade ou dor durante o processo de cimentação. Em geral, a sensação é transitória e cessa dentro de poucas horas. Além disso, o cimento fosfato de zinco não apresenta ação antibacteriana.

2.7.2. Físicas

- Solubilidade: Nas primeiras 24 horas após a presa, o cimento é altamente solúvel em água. Após a presa completa, ele apresenta baixa solubilidade em água, apresentando maior solubilidade em ácidos orgânicos, tais como ácido láctico, acético e cítrico.
- Condutibilidade térmica e elétrica: Baixa condutibilidade.

2.7.3. Mecânicas

- Quando manipulado adequadamente, o cimento fosfato de zinco apresenta alta resistência à compressão e, portanto, é um agente cimentante capaz de suportar altas tensões mastigatórias. Por outro lado, o material é friável e apresenta baixa resistência à tração. Seu módulo de elasticidade (rigidez) é similar ao da dentina.

2.8. Considerações gerais

2.8.1. Vantagens

- Fácil manipulação
- Sucesso clínico comprovado
- Alta resistência à compressão
- Baixo custo
- Quando adequadamente manipulado, permite a obtenção de uma fina espessura de película de agente cimentante

2.8.2. Desvantagens

- Não apresenta adesão química à estrutura dental, ao metal ou à cerâmica. A retenção é promovida pelo imbricamento micromecânico entre as interfaces de união
- Podem causar irritação pulpar devido ao seu baixo pH inicial
- Não possuem ação antibacteriana
- São friáveis
- Apresentam relativa solubilidade em meio bucal

3. CIMENTO DE ÓXIDO DE ZINCO E EUGENOL

Dentro do grupo de cimentos de óxido de zinco e eugenol (OZE), existe uma ampla variedade de formulações para diferentes aplicações.

3.1. Composição

Os principais componentes do pó e do líquido do cimento de óxido de zinco e eugenol estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Composição do cimento de óxido de zinco e eugenol

Pó	Líquido
Óxido de zinco (69%)	Eugenol (85%)
Óxido de magnésio	Óleo de oliva (10%)
Acetato de zinco	Ácido acético
Estearato de zinco	Água

O óxido de zinco (presente no pó) e o eugenol (presente no líquido) são os componentes reativos que, na presença de umidade, reagem para promover a presa da pasta ZOE. Acetato de zinco e estearato de zinco (presentes no pó) e ácido acético (presente no líquido) são aceleradores de presa. O óleo de oliva é acrescentado como plastificador, enquanto que a água atua como iniciador da reação. Uma vez que o eugenol livre residual dos cimentos de OZE interferem na polimerização apropriada das resinas compostas, ácidos carboxílicos podem ser utilizados para substituir o eugenol e produzir um cimento semelhante denominado cimento de óxido de zinco sem eugenol.

Há também os cimentos de óxido e zinco e eugenol modificados. A modificação pode ser feita 1) pela adição de polimetacrilato de metila ao pó ou 2) pela adição de ácido etoxibenzoico (ETA) ao líquido, conjuntamente com a adição de alumina ou quartzo ao pó, conforme apresentado na Tabela 4. Tais alterações na composição têm como objetivo reduzir a solubilidade do cimento e aumentar a sua resistência mecânica (resistência à compressão).

Tabela 4. Composição dos cimentos de óxido de zinco e eugenol modificados

Tipo de modificação	Composição do pó	Composição do líquido
Modificados pela adição de polimetacrilato de metila	Óxido de zinco, acetato de zinco e polimetacrilato de metila	Eugenol, óleo de oliva e ácido acético
Modificados pela adição de ácido etoxibenzoico (ETA)	Óxido de zinco, acetato de zinco e alumina/quartzo	Eugenol, óleo de oliva e ácido etoxibenzoico (ETA)

3.2. Formas de apresentação

Os cimentos de óxido de zinco e eugenol podem ser apresentados na forma de um pó básico e um líquido ácido, em frascos separados, ou na forma de duas pastas (pasta base e pasta catalisadora). Quando são misturados, ocorre uma reação do tipo ácido-base.

3.3. Indicações e contraindicações

Os cimentos de OZE podem ser utilizados para cimentação provisória ou como material restaurador provisório. Não devem ser utilizados sob materiais restauradores resinosos, uma vez que o eugenol presente em sua composição pode inibir a polimerização das resinas compostas e promover a sua alteração de cor.

3.4. Características

Apresentam propriedades mecânicas baixas, alta solubilidade e ausência de adesão à estrutura dental. Por outro lado, apresentam propriedades bacteriostáticas, são biocompatíveis, o eugenol presente em sua composição exerce efeito sedativo e são os cimentos menos irritantes à polpa.

3.5. Classificação

Os cimentos de OZE podem ser classificados em quatro tipos:

- Tipo I: São utilizados para cimentação provisória. Dessa forma, a resistência do cimento provisório deve ser suficientemente baixa para permitir que haja a remoção da restauração indireta sem traumatizar o dente ou danificar a restauração.
- Tipo II: Os materiais desse tipo incluem os cimentos de OZE modificados pela adição de ETA ou de polimetacrilato de metila e são utilizados para cimentação de longa duração de próteses provisórias.
- Tipo III: São utilizados para a confecção de restaurações temporárias que duram de alguns dias a algumas semanas.

- Tipo IV: são utilizados para a confecção de restaurações provisórias que podem durar pelo menos um ano.

3.6. Manipulação

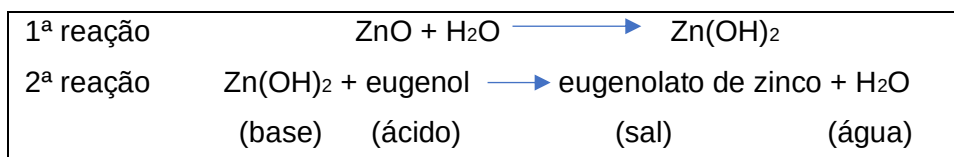
3.6.1. Técnica de espatulação

A manipulação do cimento de OZE pode ser feita em bloco de papel para mistura ou em placa de vidro. Deve-se dosar pó e o líquido de acordo com as instruções do fabricante. Com uma espátula de aço inoxidável, deve-se realizar a adição gradativa de pó ao líquido. O tempo de espatulação é de aproximadamente 1 minuto.

A consistência adequada do cimento de OZE para restauração temporária é a de massa que desprende da espátula, semelhante à massa de vidraceiro.

3.6.2. Reação de presa

A reação de presa dos cimentos de OZE é do tipo ácido-base. A água é necessária para iniciar a reação, além de ser um subproduto da mesma. Diferentemente do cimento de fosfato de zinco, a reação de presa dos cimentos de OZE não é significativamente exotérmica. Quando há a mistura do pó com o líquido, ocorre uma primeira reação do óxido de zinco (presente no pó) com a água, formando hidróxido de zinco. Em seguida, ocorre a reação entre o hidróxido de zinco e o eugenol (presente no líquido), formando eugenolato de zinco. Dessa forma, após a presa, os cimentos de OZE consistem de uma matriz salina de eugenolato de zinco com a presença de partículas não reagidas de pó.



3.6.3. Tempo de trabalho

O tempo médio de trabalho do cimento de óxido de zinco e eugenol é longo (8-10 minutos).

3.6.4. Tempo de presa

O tempo de presa é diminuído na boca por causa da temperatura mais elevada.

3.6.5. Controle do tempo de presa

Umidade, temperatura, tamanho das partículas, o uso de aceleradores e a relação P/L influenciam no tempo de presa dos cimentos de OZE. Uma vez que a água é necessária para iniciar a reação, a presença de umidade acelera a presa do material. Quanto mais alta a temperatura, mais rápida é a reação de presa. Dessa forma, o resfriamento da placa de vidro e da espátula de manipulação reduzem a velocidade de reação de presa do material. É importante, no entanto, que o resfriamento não seja abaixo do ponto de condensação da água, porque a água condensada é incorporada à mistura e acelera a reação de presa do cimento. Um aumento da relação P/L, diminuição do tamanho das partículas e o uso de aceleradores também promovem uma diminuição do tempo de presa.

3.7. Propriedades

3.7.1. Biológicas

- O pH do cimento de óxido de zinco e eugenol (OZE) é aproximadamente 7 no momento da aplicação, o que faz com que ele seja o cimento menos agressivo à polpa, além de possuir propriedades sedativas que reduzem a sensibilidade pós-operatória. Apresenta propriedades bacteriostáticas.

3.7.2. Físicas

- Solubilidade: Apresenta alta solubilidade em meio bucal devido à hidrólise do eugenolato de zinco e, por isso, degrada-se rapidamente quando exposto às condições bucais
- Condutibilidade térmica e elétrica: Baixa condutibilidade

3.7.3. Mecânicas

- Os cimentos de OZE apresentam baixa resistência à compressão e à tração
- Os cimentos de OZE modificados, no entanto, apresentam alta resistência à compressão

3.8. Considerações finais

3.8.1. Vantagens

- Biocompatível e menos agressivo à polpa do que outros agentes cimentantes
- Apresenta propriedades bacteriostáticas

3.8.2. Desvantagens

- Alta solubilidade no ambiente bucal
- Propriedades mecânicas baixas
- A presença do eugenol pode inibir a polimerização de resinas compostas e promover alterações de cor. Por isso, não pode ser usado sob materiais restauradores resinosos.
- Não apresenta adesão à estrutura dental

4. CIMENTO DE POLICARBOXILATO DE ZINCO

Os cimentos de policarboxilato de zinco foram introduzidos na Odontologia na década de 60. Foram os primeiros cimentos desenvolvidos com a propriedade de se unir quimicamente à estrutura dental.

4.1. Composição

Os principais componentes do pó e do líquido do cimento de óxido de zinco e eugenol estão apresentados na Tabela 5.

Tabela 5. Composição do cimento de policarboxilato de zinco

Pó (branco)	Líquido (transparente)
Óxido de zinco	Ácido poliacrílico (32-42% em peso) ou copolímero de ácido poliacrílico com outros ácidos (itacônico, tartárico ou maleico).
Óxido de magnésio	
Outros óxidos (bismuto e alumínio)	
Fluoreto estanhoso	Água

O pó do cimento de policarboxilato de zinco apresenta como componente principal o óxido de zinco, além de uma pequena quantidade de óxido de magnésio. Outros óxidos podem ser adicionados, como o de bismuto e alumínio. A presença de fluoreto estanhoso melhora as propriedades de manipulação, modifica o tempo de presa e aumenta a resistência do material. O fluoreto estanhoso também confere a propriedade de liberação de flúor ao cimento, embora essa liberação seja equivalente a apenas 15-20% do conferido pelos cimentos de ionômero de vidro. O líquido é composto por uma solução aquosa de ácido poliacrílico ou por um copolímero de ácido poliacrílico com outros ácidos, tais como o os ácidos itacônico, tartárico ou maleico. A adição de ácido tartárico tem como benefício estender o tempo de trabalho sem afetar significativamente o tempo de presa.

4.2. Formas de apresentação

Os cimentos de policarboxilato de zinco são fornecidos na forma de um pó branco e um líquido transparente e viscoso, em frascos separados, ou como um pó que é misturado a água destilada. Nas formulações em que o líquido é a água destilada, o pó apresenta ácido liofilizado (desidratado na forma de pó).

4.3. Indicações e contraindicações

Os cimentos de policarboxilato de zinco têm sido utilizados para cimentação definitiva, como materiais de base ou forramento cavitário e como restaurador provisório.

4.4. Características

Os cimentos de policarboxilato de zinco são uma alternativa viável aos cimentos de fosfato de zinco, com a vantagem de possuírem adesão ao esmalte, propriedades antimicrobianas e de liberação de flúor. Por outro lado, tais vantagens também são encontradas em cimentos de ionômero de vidro. Dessa forma, muitos clínicos preferem o uso do cimento de ionômero de vidro ou do cimento de fosfato de zinco, devido a sua maior facilidade de utilização.

4.5. Classificação

Não há classificação.

4.6. Manipulação

4.6.1. Técnica de espatulação

Deve-se dosar o pó e dividi-lo em duas partes. O líquido deve ser dispensado imediatamente antes do início da mistura para prevenir a evaporação de água. A perda de água do líquido promove um acentuado aumento na viscosidade. A espatulação pode ser feita em placa de vidro ou em papel impermeável (que não absorva líquido), incorporando-se metade do pó de uma vez e, em seguida, a outra metade. O tempo total de manipulação é de 30 a 40 segundos. A consistência a ser obtida é aquela em que o material é viscoso, mas que escoe sob ação do seu próprio peso quando dispensado com a espátula.

Após a manipulação, o cimento de policarboxilato de zinco aparenta ser muito mais viscoso em comparação ao cimento de fosfato de zinco. No entanto, por ser um material pseudoplástico, há o aumento do seu escoamento conforme aumenta-se a velocidade de cisalhamento. Isso significa que a pressão exercida durante o assentamento da prótese reduz a viscosidade do cimento, aumentando o seu escoamento e permitindo a obtenção de uma fina película de agente cimentante.

O cimento manipulado deve ser utilizado enquanto ainda apresenta uma aparência brilhante. O brilho da superfície indica a presença de grupos carboxílicos livres para se unir aos íons cálcio e promover a adesão química à estrutura dentária. Uma mistura fosca indica que não há grupos carboxílicos disponíveis para aderir ao cálcio da superfície dental.

Durante a presa, o cimento de policarboxilato de zinco passa por um estágio borrachóide. Durante essa fase, não se deve remover o excesso de cimento, porque há o risco de remover material da interface, deixando um espaço vazio. Os excessos podem ser removidos após a presa do cimento ou assim que a peça for assentada ao dente, mas não na fase borrachóide.

4.6.2. Reação de presa

A presa do cimento de policarboxilato de zinco é por uma reação ácido-base entre o óxido de zinco (presente no pó) e o ácido poliacrílico (presente no líquido), formando uma matriz de policarboxilato de zinco com partículas de óxido de zinco não reagidas.

Óxido de zinco + ácido poliacrílico → policarboxilato de zinco + partículas não reagidas
--

Os grupos carboxílicos presentes na matriz do cimento permitem que ele seja capaz de quelar íons cálcio. Dessa forma, o cimento apresenta adesão ao cálcio da estrutura dentária, desde que o substrato esteja adequadamente limpo, sendo a resistência de união maior ao esmalte do que à dentina. A limpeza da superfície dental pode ser realizada pela aplicação de ácido poliacrílico a 10% por 10 a 15 segundos, seguida de lavagem com água e secagem. O cimento de policarboxilato de zinco também apresenta adesão a algumas superfícies metálicas, sendo a resistência de união maior com ligas metálicas básicas e fraca com ligas de ouro.

4.6.3. Tempo de trabalho

O tempo de trabalho é curto, de apenas 1,5 a 2,5 minutos.

4.6.4. Tempo de presa

O tempo de presa é de 6 a 9 minutos.

4.6.5. Controle do tempo de presa

A temperatura e a relação P/L influenciam no tempo de presa. A diminuição da temperatura retarda a reação de presa. O uso da placa de vidro resfriada aumenta os tempos de trabalho e de presa do cimento, no entanto, também aumenta a sua viscosidade e torna mais difícil o processo de espatulação. Dessa forma, pode-se realizar o resfriamento do pó antes do processo de mistura. O líquido não deve ser resfriado porque isso leva a sua geleificação.

O aumento da relação P/L, além de aumentar a viscosidade do material, proporciona menor tempo de trabalho. A diminuição da relação P/L, apesar de aumentar o tempo de trabalho do material, prejudica suas propriedades mecânicas, tornando o produto mais solúvel e menos resistente. Muitas vezes, os dentistas intuitivamente tendem a reduzir a proporção P/L em uma tentativa de conseguir que o cimento escoe mais facilmente. No entanto, como foi mencionado, essa técnica não é recomendada porque as propriedades do material são significativamente prejudicadas.

4.7. Propriedades

4.7.1. Biológicas

- Após a mistura, os cimentos de policarboxilato de zinco apresentam alta acidez, sendo discretamente mais ácidos que os cimentos de fosfato de

zinco. No entanto, há um aumento rápido do pH (mais rápido que os cimentos de fosfato de zinco) e uma capacidade limitada do ácido poliacrílico de penetrar na dentina, devido ao seu maior tamanho molecular, o que os torna menos irritantes que os cimentos fosfato de zinco. Dessa forma, esses cimentos geram uma baixa irritação pulpar e mínima sensibilidade pós-operatória. Além disso, apresentam algumas propriedades antimicrobianas, além da adesão à estrutura dentária, o que os tornam mais eficientes contra a entrada de bactérias em comparação ao cimento de fosfato de zinco.

4.7.2. Físicas

- Solubilidade: Apresenta baixa solubilidade em água, apresentando maior solubilidade em ácidos orgânicos, tais como ácido láctico, acético e cítrico.
- Condutibilidade térmica e elétrica: Baixa condutibilidade.
- Pseudoplasticidade: O cimento de policarboxilato de zinco recém manipulado tem a propriedade de ser pseudoplástico. Substâncias pseudoplásticas são aquelas em que a viscosidade diminui com o aumento na velocidade de cisalhamento. Em outras palavras, seu escoamento aumenta (o material se torna menos viscoso) conforme há o aumento da velocidade de cisalhamento. Dessa forma, embora após a manipulação o material possa parecer muito espesso para escoar adequadamente, a pressão exercida (aumento da velocidade de cisalhamento) faz com que o material escoe de maneira satisfatória durante a cimentação.

4.7.3. Mecânicas

- Em comparação com os cimentos fosfato de zinco, apresentam maior resistência à tração e menor friabilidade, mas menor módulo de elasticidade (rigidez). Possuem boa resistência à compressão, embora menor que a do cimento fosfato de zinco.

4.8. Considerações finais

4.8.1. Vantagens

- Apresenta união química ao esmalte e à dentina
- Adesão a algumas superfícies metálicas
- Liberação de flúor, devido à presença de fluoreto estanhoso
- Propriedades antimicrobianas
- Geram baixa irritação pulpar e mínima sensibilidade pós-operatória
- Boas propriedades mecânicas

4.8.2. Desvantagens

- Suas propriedades são altamente dependentes do correto proporcionamento e manipulação do material
- Alta viscosidade
- Superfícies limpas são requeridas para a união adequada
- Tempo de trabalho curto

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 11ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2005.

Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials. 3ªed. São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2010.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 11ªed. São Paulo: Santos, 2004.

Chain MC. Materiais dentários: Série Abeno: Odontologia Essencial – Parte Clínica. São Paulo: Artes Médicas, 2013.

AMÁLGAMA

Tatiane Cristina Dotta

Leonardo de Pádua Andrade Almeida

Mayara Manfrin Arnez

Raísa Castelo Bessa Nogueira

Profª Drª Alma Blásida Concepción Elizaur Benitez Catirse

1. INTRODUÇÃO

O amálgama dental é um dos materiais odontológicos mais antigos utilizados para restauração direta, empregados até hoje, embora tenha diminuído o seu uso devido a alguns problemas como o comprometimento da estética e ter na sua composição o mercúrio, que é um metal líquido tóxico. Por outro lado, a durabilidade na cavidade bucal se fundamenta nas boas propriedades físicas e mecânicas.

Para obtenção de uma massa plástica de amálgama dental é necessário misturar partículas de uma liga a base de prata com o mercúrio líquido.

2. COMPOSIÇÃO

Os componentes metálicos básicos do amálgama dental são a prata, estanho e cobre, podendo ter zinco, índio, paládio, platina e mercúrio. (Especificação Nº1 (ISO 24234) da ANSI/ADA (American National Standards Institute/American Dental Association) (Tabela 1 - de acordo com a especificação nº1 da ADA – 1974). A composição, forma e tamanho das partículas podem variar de acordo com o fabricante.

Tabela 1. Constituintes básicos de ligas para Amálgama dental e proporções

Constituinte	% do total
Prata	65% mínimo
Estanho	29% máximo
Cobre	6% máximo
Zn	2% máximo

Uma das classificações das ligas para amálgamas pode ser de acordo com a quantidade de cobre na sua composição. Assim, podem ser: liga do tipo convencional e liga de alto teor de cobre.

2.1. Função dos componentes da liga

A prata é o componente em maior quantidade ($>2/3$), diminui o tempo de cristalização, aumenta a resistência mecânica e à corrosão, diminui o escoamento

quando a restauração está sujeita a cargas mecânicas. Também retarda a oxidação e aumenta a expansão.

O estanho está presente em aproximadamente $\frac{1}{4}$ da liga, esse metal auxilia na reação de amalgamação, prolonga o tempo de presa e diminui a expansão da prata. Entretanto o excesso de estanho ($>29\%$) reduz a dureza e resistência final do material, devido a formação da fase γ_2 . Esta fase é a mais fraca do amálgama e susceptível à corrosão.

O cobre aumenta a resistência e dureza do amálgama, também aumenta a plasticidade da liga, a velocidade de cristalização e a expansão de presa. A alta porcentagem de cobre na liga pode aumentar a formação de camada de oxidação e a resistência à corrosão.

O zinco atua como elemento auxiliar antioxidante no processo de fusão da liga durante a sua obtenção; tem afinidade pelo oxigênio e diminui a formação de outros óxidos dos metais componentes da liga. Ligas com zinco em presença com umidade pode causar expansão tardia do amálgama.

O índio na composição da liga para amálgama permite a diminuição da quantidade de mercúrio necessária para obtenção do amálgama e promove uma maior resistência à compressão. Mas, ele também aumenta a rugosidade superficial da liga e diminui o brilho da restauração após o polimento.

O Paládio aumenta as propriedades mecânicas do amálgama e a sua resistência à corrosão.

Existem ligas pré-amalgamadas, que se caracterizam pela presença de pequena quantidade de mercúrio e apresentam uma baixa expansão tardia, pelo fato de diminuir o zinco da liga durante o processo da sua obtenção.

3. FORMAS DE APRESENTAÇÃO

As ligas para amálgama podem ser apresentadas na forma de granel (Figura 1) ou em cápsulas (Figura 2).

Figura 1. Forma de apresentação das ligas para amálgama em granel, no qual o mercúrio e a liga estão em frascos separados



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

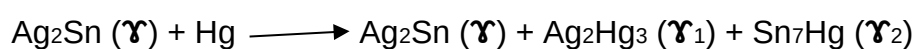
Figura 2. Forma de apresentação das ligas para amálgama em cápsulas, onde o mercúrio e a liga são pré-dosados e encapsulados



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

4. REAÇÃO DE CRISTALIZAÇÃO DO AMÁLGAMA

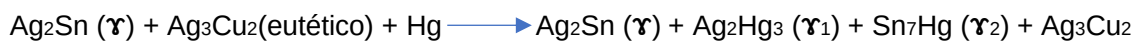
Uma vez misturada a liga com o mercúrio pelo processo de trituração, as partículas são dissolvidas superficialmente, pela sua difusão dentro das partículas da liga. Assim se inicia a formação das fases Ag_2Hg_3 (γ_1) e Sn_7Hg (γ_2). A reação de cristalização simplificada de amálgama do tipo convencional ou de baixo teor de cobre é a seguinte:



A fase Ag_2Sn (γ) é aquela que não reagiu com o mercúrio e dá resistência ao amálgama cristalizado. A fase (γ_2) é a mais fraca, apresenta maior escoamento, tem menor resistência à compressão e menor dureza que as demais fases e muito susceptível à corrosão. E a corrosão é considerada como o maior problema do amálgama, pois diminui o tempo de vida útil da restauração.

Com o intuito de diminuir a corrosão do amálgama foi aumentada a porcentagem de cobre na composição da liga, para mais de 6%, e pode variar de 12 a 30% em peso. As ligas com alto teor de cobre podem ser: de *fase dispersa*, que contém o eutético prata-cobre (contém partículas na forma de limalha mais partículas esféricas), ou também de *composição única* (a porcentagem pode variar de 13 a 30% em peso). O alto teor de cobre nas ligas determina uma reação de cristalização mais complexa e tem o objetivo de diminuir a formação da fase gama 2, que é responsável pela corrosão do amálgama.

A reação é descrita de maneira simplificada:



Se a quantidade de eutético for suficiente ocorre a segunda reação eliminando a fase gama 2, devido à afinidade do cobre pelo estanho.



5. INDICAÇÕES E CONTRAINDICAÇÕES

Os amálgamas dentários são indicados para restauração de dentes posteriores classe I, II e V, paciente com higiene precária e dentes decíduos. Este material é contraindicado para dentes anteriores e/ou onde há comprometimento da estética, cavidade com paredes frágeis, em casos de sensibilidade dentária e pacientes alérgicos a algum componente da liga.

6. RESTAURAÇÃO DE AMÁLGAMA – PROCEDIMENTOS

A confecção de uma restauração de amálgama, além da indicação correta e preparo cavitário, envolve os seguintes procedimentos:

- Seleção da liga
- Proporção Liga/mercúrio
- Trituração - amalgamação
- Condensação
- Escultura e acabamento
- Polimento

6.1. Seleção da liga

Para selecionar a liga é necessário ter conhecimento dos diferentes tipos de ligas.

6.1.1. Tipos de ligas

Com os anos, a formulação do amálgama foi se alterando de acordo com estudos, principalmente devido à necessidade da melhora nas suas propriedades mecânicas, tempo de presa (cristalização), redução do *creep* e diminuição da corrosão.

A) De acordo com a composição

Quando incorporado o cobre na sua composição, dependendo da sua porcentagem em peso, as ligas podem ser: de baixo teor de cobre, também chamadas de convencionais, contendo cobre de 2 até 6% e as ligas de alto teor de cobre, quando contém acima de 6% até 30%.

Também podem ser com zinco, quando a porcentagem contida na liga é de mais de 0,01% ou sem zinco, quando a quantidade do zinco for menor que 0,01%.

Quando a liga com zinco for a liga de escolha, não pode haver contaminação por saliva ou água durante a sua inserção e condensação, pois poderá provocar

expansão tardia. Aumenta a plasticidade e o tempo de cristalização, diminui o *creep* e torna o amálgama menos friável.

B) De acordo com a forma e tamanho da partícula do pó

A forma e tamanho médio das partículas da liga que irá se misturar com o mercúrio são fundamentais na determinação das características de manipulação, da cristalização e nas propriedades finais da restauração de amálgama. A ligas se apresentam na forma de limalha ou partículas esféricas.

- Partículas tipo Limalha: As partículas na forma de limalha são produzidas pelo torneamento mecânico do lingote sólido da liga no esmeril. O farelo produzido é peneirado e moído novamente a fim de se obter partículas de tamanhos desejáveis.
- Partículas esféricas: A produção de partículas esféricas é feita por meio da fundição dos componentes metálicos juntos, os quais são vaporizados numa atmosfera inerte, onde as gotículas se solidificam na forma de pequenas esferas de tamanhos variados.
- Partículas mistas - Ligas de fase dispersa: Este tipo de ligas consiste na mistura da liga na forma de limalha e partículas esféricas, que apresentam maior resistência a condensação.

O tamanho médio das partículas da limalha varia entre 60 e 120 μm comprimento e 20 a 70 μm largura. O tamanho médio das esféricas varia entre 15 e 35 μm diâmetro. Partículas menores aumentam a área de superfície por unidade de volume de pó, assim um pó com partículas menores requer um maior volume de mercúrio para produzir amálgama com características aceitáveis. Além disso, o tamanho da partícula pode influenciar na característica da superfície do amálgama polido, uma vez que após a sua cristalização inicial, o material é esculpido com um instrumento cortante. Durante esse processo de escultura, as partículas maiores podem ser retiradas da matriz, promovendo uma rugosidade na superfície, o que a tornará mais susceptível a corrosão.

6.2. Proporcionamento

Atualmente é recomendado a utilização das ligas em cápsulas, como uma das medidas preventivas de exposição ao mercúrio, embora existam amalgamadores com dispensadores volumétricos. A liga e o mercúrio em cápsulas já se apresentam pré-dosadas, pelo fabricante, o que garante a proporção correta. A quantidade de mercúrio para uma mistura para amálgama é determinada de acordo com a composição da liga, da forma, tamanho e tratamento térmico das partículas, geralmente recomendada pelo fabricante.

A recomendação é utilizar a menor quantidade de mercúrio que permita a obtenção de uma massa plástica, uniforme e de pouco brilho.

A quantidade incorreta de mercúrio pode afetar as propriedades do amálgama. Se for pouco mercúrio, a massa obtida será seca e granulosa, a matriz não será suficiente para que a massa final do amálgama seja coesa. Isso irá aumentar a corrosão e diminuir a resistência.

Se tiver excesso de mercúrio, a massa será muito brilhante, mole e difícil de condensar na cavidade. Esta condição também provocará aumento da corrosão e diminuição da resistência à compressão e à fratura (Figura 3).

Figura 3. Aspecto final do Amálgama



Fonte: Autoria própria (Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

6.3. Trituração mecânica

A trituração é o procedimento por meio do qual se obtém uma massa plástica, que precisa ser realizada de maneira adequada para assegurar uma completa amalgamação do mercúrio e da liga.

Atualmente a trituração é realizada por meio de amalgamadores mecânicos (Figura 4). Embora existam aqueles que dispensam a liga e o mercúrio de maneira volumétrica, que já não são indicadas. De acordo com a recomendação para utilização de cápsulas, o amalgamador é específico, com proteção para evitar qualquer tipo de contaminação durante o processo.

O tempo de trituração necessário depende tanto do tipo de liga, da relação e quantidade de L/Hg a ser triturado, também do tipo e da velocidade de vibração do amalgamador. O fabricante das cápsulas indica o tempo de acordo com os amalgamadores disponíveis no mercado.

O cirurgião dentista deve observar a consistência do amálgama obtido, pois deverá evitar a sub-trituração, como a super trituração, que podem influenciar diminuindo a resistência do amálgama e provocar alterações dimensionais.

Figura 4 – Amalgamador para trituração



Fonte: Autoria própria (Prof^a Dr^a Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse)

6.4. Condensação

Uma vez obtida a massa do amálgama, ela é levada à cavidade do dente preparada, por meio do porta amálgama e condensada a seguir.

A condensação é o procedimento pelo qual o amálgama, na sua consistência plástica é compactado dentro da cavidade preparada, em pequenos incrementos. Isso é feito por meio de condensadores de diâmetros diferentes, na sua ponta ativa (nº 1, 2 e 3), iniciando pelo condensador de menor diâmetro, de tal forma a aplicar maior força, o que ocasiona o afloramento de mercúrio, de forma a se obter uma massa, o mais coesa possível, sem porosidade no corpo da restauração e uma boa adaptação do amálgama às paredes cavitárias. Para as ligas esféricas deve-se

utilizar condensadores com pontas ativas com diâmetro maior, compatível com a cavidade.

6.5. Escultura

A escultura tem a finalidade de devolver ao dente a sua forma anatômica original, por meio de instrumentos de corte afiados. É um processo que requer habilidade por parte do cirurgião dentista, pois além da habilidade manual, deve considerar o tempo necessário para realiza-la, já que irá depender do tempo de cristalização do amálgama escolhido. Cabe assinalar, que os amálgamas de alto teor de cobre têm menor tempo de trabalho.

6.5.1. Brunidura

A brunidura consiste no ato de alisar a massa de amálgama, em estado ainda plástico, com o auxílio de instrumentos metálicos de superfície lisa, na forma ovoide, dentre outros. A brunidura tem sido sugerida em dois momentos diferentes, como brunidura pré-escultura ou pós-escultura. Este procedimento reduz a rugosidade superficial, o que favorece a realização do polimento; melhora a adaptação do amálgama nas margens cavitárias, reduzindo a microinfiltração. A brunidura não pode ser considerada como substituta do polimento do amálgama.

6.6. Acabamento e Polimento

Uma restauração de amálgama não pode ser considerada concluída antes do seu polimento. O polimento permite obter uma superfície lisa e brilhante da restauração de amálgama, que para a sua realização deve ser considerado o tempo de cristalização do mesmo, que estará na dependência da escolha do tipo de liga. Assim, os momentos de realização do polimento sugeridos vão desde o imediato, 24 horas, até 7 dias. Mas, quanto antes for feito o polimento ele será garantido. Os instrumentos utilizados são pontas de borracha abrasivas em ordem decrescente, em baixa rotação e pouca pressão, sob irrigação para evitar o superaquecimento do amálgama.

A sua importância consiste em prevenir o manchamento, além da estética, permitir uma boa adaptação marginal, lisura superficial que evita a retenção de biofilme, favorece a formação da camada passivadora, que diminui a liberação de mercúrio e dá maior resistência à corrosão. Como consequência se tem o aumento de vida útil da restauração.

É importante definir a camada passivadora como uma camada de oxidação fina e homogênea formada na superfície do amálgama polido e atua como responsável pela resistência à corrosão e diminuição da liberação de mercúrio.

7. PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DO AMÁLGAMA

Para medir as qualidades do amálgama, a ADA na sua especificação no 1 (ISSO 1559) lista a observação das seguintes propriedades:

7.1. Alteração dimensional

Segundo a especificação no 1 da ADA, as alterações dimensionais do amálgama deverão estar na faixa de 15 a 20 $\mu\text{m}/\text{cm}$ à temperatura de 37°C no período de 5 minutos a 24 horas, do início da trituração.

Durante o processo de cristalização o amálgama pode inicialmente contrair e depois expandir, o que depende de sua manipulação, o ideal é que a alteração dimensional não seja grande. A contração exagerada pode levar a microinfiltração, acúmulo de placa e recidiva de cárie, enquanto a expansão exagerada pode gerar uma pressão sobre a polpa e assim a sensibilidade pós-operatória.

Quando manipulado adequadamente, a maioria dos amálgamas exibe pouca alteração dimensional adicional após 24 horas.

O amálgama que contém zinco e for contaminado por umidade durante a condensação poderá sofrer expansão tardia, que ocorre aos 3 ou 5 dias após a colocação na cavidade e pode continuar meses. Pode chegar a 400 $\mu\text{m}/\text{cm}$. Desta forma, o campo operatório deve ser mantido seco.

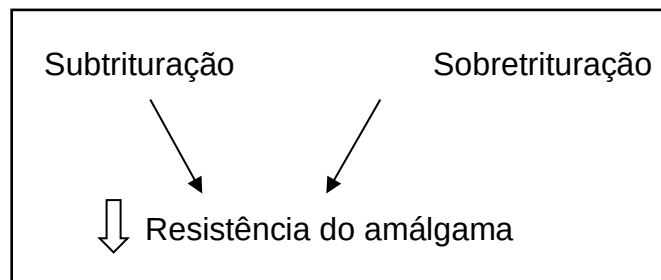
7.2. Resistência mecânica

A resistência à fratura é requisito básico para qualquer material restaurador, uma vez que a fratura aumenta o risco a corrosão e recidiva de cárie e, conseqüentemente ao fracasso clínico.

O amálgame representa uma falta de resistência adequada para suportar as forças mastigatórias. A subsequente fratura é reconhecida como uma das limitações inerentes a restauração de amálgame. Uma vez que a fratura aumenta o risco a corrosão e recidiva de cárie e conseqüentemente ao fracasso clínico.

Fatores que influenciam a Resistência do amálgame:

- Trituração



- Conteúdo de Mercúrio

↓ Hg: Produz uma superfície rugosa e porosa, que estimula a corrosão.

↑ Hg: Produz uma redução acentuada da resistência.

- Condensação:

- Ligas com partículas de limalha: Quanto maior for a pressão de condensação, mais elevada a resistência a compressão.
- Ligas com partículas esféricas: Condensadas com pressão mais suave produzem resistência adequada.

- Porosidades: Isso pode ser evitado realizando-se trituração adequada e pressão de condensação, principalmente para as ligas com partículas de limalha.

7.3. Creep

É a deformação plástica progressiva relacionada com as forças estáticas e dinâmicas, referente a propriedades viscoelásticas.

Quanto mais alto o *creep*, maior o grau de deterioração marginal, podendo até causar expansão da restauração para fora da cavidade.

A fase gama 2 está associada a taxas mais altas de *creep*.

7.4. Oxidação e Corrosão

As restaurações de amálgama com frequência sofrem oxidação e corrosão no meio bucal. A quantidade de mercúrio, a trituração inadequada, a condensação incorreta e a falta de polimento aumentam a corrosão, o que diminui o tempo de vida útil da restauração.

Corrosão é a degradação progressiva de um metal por reação química ou eletroquímica com o meio. Ocorre na interfase dente/restauração e está relacionado com a fase gama 2. O processo de corrosão enfraquece muito a estrutura do amálgama, e é com frequência citado como uma causa de fratura marginal.

Ligas com alto teor de cobre são mais resistentes à corrosão que as convencionais, porque diminui a fase gama 2.

A oxidação é o escurecimento, perda de brilho da restauração devido à formação de óxidos dos metais contidos no amálgama. Quando a superfície da restauração é polida, a camada de óxido se caracteriza por ser fina e homogênea e, atua como camada passivadora, que determina uma maior resistência à corrosão.

7.5. Condutividade térmica

Como pode se esperar de um material restaurador metálico, o amálgama possui alto valor de condutividade e difusividade térmica em comparação com as estruturas dentárias e, portanto, transmite de forma rápida e eficaz o calor dos alimentos e líquidos ingeridos na boca para a polpa. Isso gera desconforto para o paciente, caso uma restauração extensa seja confeccionada sem a inserção de nenhum tipo de proteção em uma restauração profunda.

Por ser um material metálico, a condutividade térmica dos amálgamas dentários é muito alta. A sensibilidade pulpar é um problema decorrente, e ocorre devido ao efeito hidrodinâmico do bombeamento do fluido através da fenda marginal para dentro e fora dos túbulos dentinários. Para evitar esse problema deve-se adotar técnicas adequadas de preparo cavitário envolvendo o uso de vernizes ou forradores.

7.6. Biocompatibilidade

O amálgama é um material restaurador biocompatível com os tecidos bucais, comprovado pelo seu uso a mais de 100 anos, no entanto, há possibilidade de provocar alergia por algum dos seus componentes metálicos, principalmente o mercúrio.

8. CONSIDERAÇÕES GERAIS

8.1. Vantagens dos amálgamas dentários

Em comparação a resina composta o amálgama apresenta maior resistência, melhor selamento marginal, uma técnica menos sensível, radiopacidade, maior longevidade e menor custo.

8.2. Limitações dos amálgamas dentários

O uso dos amálgamas dentários apresenta várias desvantagens em comparação a introdução das novas resinas compostas e dos cimentos de ionômero de vidro. Dentre as limitações dos amálgamas podemos citar:

- **Estética:** Na atualidade, a estética tem exigido restaurações com materiais que apresentem coloração semelhantes à estrutura dentária, por isso, há uma demanda crescente dos pacientes por restaurações mais estéticas, sob esse aspecto, o amálgama por ser um material metálico, compromete essa exigência.

- **Toxicidade do Mercúrio:** A continuidade do uso dos amálgamas dentários é controversa. O mercúrio é uma substância altamente tóxica e demanda o máximo de cuidado. As principais fontes de exposição ao mercúrio provêm de derramamento acidental, pouca higiene ao manipular o mercúrio, contato direto com o mercúrio, amalgamadores pouco seguros e remoção das antigas restaurações sem os cuidados devidos.

Atualmente, o efeito nocivo do vapor do mercúrio devido ao derramamento durante o procedimento operatório tem sido minimizado mediante a utilização de amálgama em cápsulas. A equipe odontológica está sob maior risco de contaminação por mercúrio, quando não se tomar medidas de proteção eficientes, pois o material é manipulado diretamente. Por isso é importante adotar boas práticas de precaução com o mercúrio, e elas incluem:

- Uso de técnica sem contato manual
- Uso de EPI (Equipamento de Proteção Individual)
- Uso de amálgama em cápsulas
- Uso de isolamento absoluto quando for fazer ou remover uma restauração de amálgama
- Armazenagem de mercúrio e amálgama antigo em água num recipiente inquebrável, fechado hermeticamente
- Limpeza imediata do mercúrio derramado
- Descarte adequado do amálgama

Problemas sérios podem ser evitados desde que seja garantida boa ventilação do ambiente de trabalho e utilizado um tipo de piso adequado que permita o rápido manejo, caso haja vazamento de mercúrio acidental. O maior problema do amálgama está relacionado com a contaminação do meio ambiente quanto ao descarte incorreto de restos de amálgama.

Os pacientes estão sob menor risco de inalação do mercúrio que a equipe odontológica. Certamente ocorre ingestão pela inalação do vapor de mercúrio durante a colocação de um amálgama, mas acredita-se que esteja bem abaixo do limite de intoxicação. No entanto, os pacientes podem

apresentar reação de hipersensibilidade tardia ao mercúrio. Embora essas reações alérgicas sejam bem raras, seus sintomas podem ser graves, e o dentista deve estar atento para tal possibilidade.

- **Efeitos Galvânicos:** Quando duas restaurações metálicas com metais de diferentes graus de eletronegatividade são colocadas próximas uma da outra em um meio eletricamente condutor é possível que se estabeleça uma célula galvânica. As correntes resultantes podem causar desconforto aos pacientes ou deixar um forte gosto metálico na boca, podendo acelerar a falha corrosiva no metal mais eletronegativo. Assim, embora o problema raramente apareça, não é recomendado o uso de metais diferentes na boca.
- **Falta de Adesão:** Os amálgamas dentários não têm adesão a estrutura dentaria e assim, há necessidade do uso de desenhos cavitários retentivos, o que impõe uma severa limitação, que é o maior desgaste dentário.

9. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Para a escolha de um material restaurador devem ser considerados aspectos essenciais que garantam o tempo de vida útil da restauração, entre eles as propriedades físico-mecânicas e biológicas do material, a condição bucal e geral do paciente.

Bibliografia

- Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.
- Benitez ABCE, Fuller JB, Salgado PET, et al. Amálgama dental: estudo “in vitro” da liberação de mercúrio, através de espectrofotometria de absorção atômica, em função do tipo de ligas, polimento e tempo. Rev. Odontol. Univ. São Paulo. 1995; 9(1): 39-43.
- Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials. 3ªed. São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2010.
- Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2007. p. 1-31.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora, 2012.

COMPÓSITOS RESTAURADORES DIRETOS

Rocio Geng Vivanco

Ayodele Alves Amorim

Adriana Cavalcanti Ferreira

Profª Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

Os compósitos são amplamente utilizados como materiais restauradores na odontologia. Foram introduzidos por Raphael L. Bowen na década de 1960. Bowen desenvolveu um novo composto que mostrou melhores propriedades em comparação com os já existentes: O bisfenol A glicidil metacrilato, base dos compósitos atuais.

O termo material composto ou compósito pode ser definido como um produto resultante da mistura de dois ou mais materiais diferentes com propriedades superiores ou intermediárias àquelas dos constituintes individuais.

Assim, os compósitos estão formados basicamente por uma matriz orgânica de resina e uma carga de partículas inorgânicas, quimicamente ligadas por um agente de união. Apresentam também, em sua composição, um sistema iniciador-acelerador para desencadear a reação de polimerização e pigmentos para aproximar-se da cor das estruturas dentárias.

Os compósitos possuem múltiplas aplicações clínicas, sendo utilizados em restaurações diretas e indiretas, no reparo de restaurações em compósito, de amalgama ou cerâmica, na confecção de núcleos de preenchimento, como agentes de cimentação e selantes de fossas e fissuras.

2. COMPOSIÇÃO

2.1. Matriz orgânica

A matriz orgânica é constituída por monômeros, fotoiniciadores, co-iniciadores, inibidores de polimerização, estabilizadores de UV, modificadores de cor e pequenas quantidades de componentes adicionais, os quais variam segundo o fabricante.

Os monômeros mais empregados são o Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) e o UDMA (uretano dimetacrilato), os quais contêm ligações duplas de carbono reativo em cada extremidade que sofrem polimerização por adição. Porém, apresentam um alto peso molecular, o que proporciona uma característica altamente viscosa à matriz orgânica à temperatura ambiente, o que dificulta a sua manipulação e aplicação. Assim, são associados outros monômeros de menor peso

molecular, como o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) e o EGDMA (etilenoglicol dimetacrilato), regulando a viscosidade e facilitando a manipulação na prática clínica.

Contém também um sistema ativador-iniciador, necessário para converter o compósito, que inicialmente é uma pasta maleável, em uma restauração rígida. O sistema ativador consiste em uma molécula fotossensível e uma amina iniciadora. A exposição à luz produz um estado de excitação da molécula fotossensível, que então interage com a amina para gerar radicais livres que iniciam a polimerização. A canforoquinona é a molécula comumente utilizada, porém, existe uma variedade de aminas iniciadoras que podem ser incorporadas.

Na matriz também são incorporados pigmentos inorgânicos, sendo comumente óxidos metálicos, para conferir uma cor próxima do dente. Do mesmo modo, são incluídos inibidores de polimerização, como a hidroquinona, para aumentar o tempo de trabalho e o prazo de validade do material, assim como, para prevenir a polimerização espontânea ou acidental. Caso haja exposição acidental, reagem rapidamente impedindo a propagação da cadeia de polimerização.

2.2. Partículas de carga inorgânica

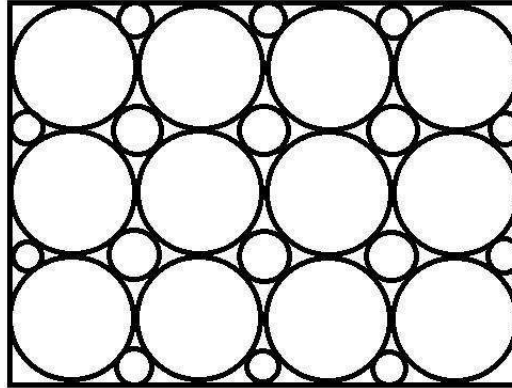
Foram incorporadas partículas de carga com o intuito de melhorar as propriedades mecânicas deste material, aumentando, por exemplo, a resistência à tração, o módulo de elasticidade e a resistência à abrasão. Também, para reduzir a quantidade de matriz orgânica, minimizando assim, suas principais desvantagens. Quando acrescentamos partículas inorgânicas, diminuimos a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica, porque são dimensionalmente estáveis. Além disso, melhoramos as suas propriedades físicas como rigidez, dureza superficial, maior resistência ao desgaste e polimento mais eficaz.

Podem ser partículas de quartzo e/ou sílica, presentes em diferentes tamanhos, formas e quantidades, que devem ser distribuídas adequadamente na matriz para maximizar o conteúdo de carga.

Parece claro que se usarmos um único tamanho de partícula, mesmo que elas sejam bem compactadas, um espaço existirá entre elas. Isto pode ser imaginado se preencheremos uma caixa com bolas de um mesmo tamanho.

Portanto, seria necessário preencher esses espaços com partículas menores (Bolas de tamanho menor) (Figura 1).

Figura 1. Distribuição de partículas de diferentes tamanhos

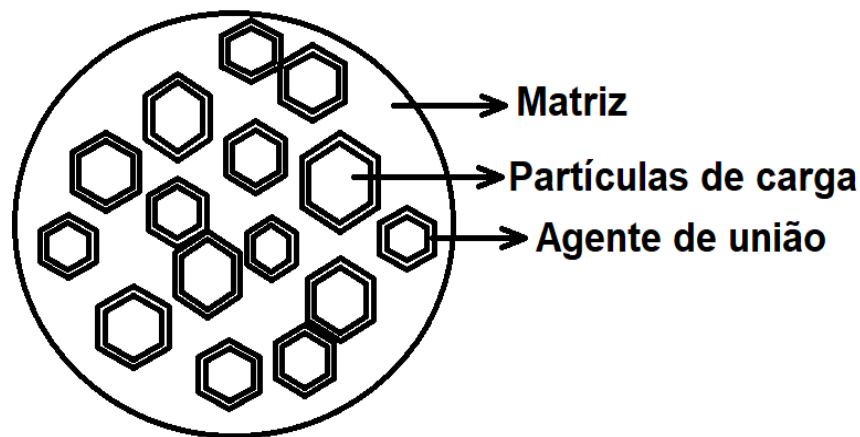


2.3. Agente de união

Para que as partículas de carga inorgânica possam atuar de maneira efetiva, é necessário que estejam quimicamente unidas à matriz orgânica. A união de ambas fases é feita através do agente de união silano. Isto permite que a matriz polimérica plástica transfira tensões para as partículas de carga, que são mais resistentes. Além de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do compósito, o agente de união reduz o risco de degradação por hidrólise, pois evitará a penetração de água na interface carga/matriz.

O agente de união mais utilizado é o γ -metacriloxipropiltrimetoxi silano. É uma molécula bifuncional que, em uma das suas extremidades, possui as características de monômero, enquanto no outro extremo possui um grupamento silano capaz de interagir e se unir à superfície de partículas de vidro e quartzo. Dessa forma, a molécula é capaz de estabelecer uma união entre a matriz orgânica de resina e as partículas de carga nos compósitos.

Figura 2. Componentes básicos de um compósito



3. CLASSIFICAÇÃO

Os compósitos podem ser classificados de acordo com o tamanho das partículas de carga.

3.1. Macroparticulados

O tamanho médio de suas partículas varia de 15 μm a 100 μm , com um volume em torno de 60 a 65% e apresentando propriedades mecânicas aceitáveis e superiores às resinas acrílicas. A partícula de carga mais utilizada é o quartzo inorgânico.

Devido às grandes dimensões de suas partículas, esses compósitos mostram uma alta rugosidade superficial, o que dificulta o polimento e favorece o acúmulo de placa. As restaurações feitas com compósitos macroparticulados também têm a tendência de mudar de cor, em razão da suscetibilidade que uma superfície rugosa apresenta de reter substâncias manchadoras. Na atualidade estão em desuso.

3.2. Microparticulados

Para melhorar a lisura superficial e o polimento, mantendo as propriedades dos compósitos macroparticulados, foram desenvolvidos compósitos com partículas menores. Os compósitos microparticulados são constituídos por partículas de tamanho médio entre 0,04 μm e 0,4 μm e um volume de carga em torno de 30 a

45%. As partículas de carga são geralmente de sílica pirogênica ou sílica coloidal, as quais podem ser incorporadas em maior quantidade. Proporcionam restaurações com superfícies mais lisas, com melhor grau de polimento e estética, sendo indicadas para restaurações de dentes anteriores.

Porém, apesar de serem resistentes ao desgaste, não são indicadas nas áreas sob grande carga mastigatória, como em dentes posteriores, já que a probabilidade de fratura é maior. Além disso, apresentam um alto índice de contração de polimerização, um alto coeficiente de expansão térmica e maior sorção de água, devido à pouca porcentagem de carga em peso.

3.3. Híbridos

Apresentam em sua composição tanto micro como macropartículas, de tamanho médio entre 0,6 μm e 5,0 μm , sendo constituídos por 10 a 20% em peso de micropartículas de sílica coloidal e aproximadamente 60% de macropartículas moídas de vidro contendo metais pesados.

A combinação destas partículas aumentou a resistência ao desgaste e a lisura superficial, mantendo as excelentes propriedades mecânicas e físicas obtidas com os compósitos macroparticulados. Assim, são indicados para restaurações estéticas sob carga mastigatória, como por exemplo bordas incisais. Devido à grande variedade e modificações desta classe de compósito, pode ser subdividido em: Híbridos de pequenas partículas (1 - 5 μm), microhíbridos (0,6 – 0,8 μm) e híbridos de alta densidade (com mais de 80% em carga). Desta forma, os compósitos microhíbridos estão compostos por uma combinação de partículas de sílica coloidal e partículas de vidro de bário, lítio ou zircônia, menores a 1 μm ; podendo ser indicados tanto para regiões anteriores como posteriores.

3.4. Nanoparticulados

Mais recentemente, com o desenvolvimento da nanotecnologia, foram lançados os compósitos nanoparticulados com partículas de carga de sílica de tamanho médio entre 5 e 75 nm. O tratamento adequado dessas partículas com um agente de união permite a formação de pequenos agrupamentos ou “clusters” de até 75 nm, conseguindo a inclusão de um maior percentual de carga, semelhante

ao dos compósitos microhíbridos (entre 60 e 66% em volume). Este fato, permite diminuir a contração de polimerização e promove uma ótima lisura superficial. Assim, temos as propriedades estéticas dos compósitos microparticulados e as mecânicas dos microhíbridos, o que permite sua indicação para restaurações anteriores e posteriores.

3.5. Nanohíbridos

Não tardaram em desenvolver compósitos nanohíbridos, os quais estão compostos por uma mistura de nanopartículas com partículas maiores de entre 400 e 600 nm. Em razão de seu alto conteúdo de partículas, apresentam uma adequada resistência para ser indicada em dentes posteriores. Além disso, mostram ótimas propriedades ópticas, semelhantes aos compósitos microparticulados.

4. NOVOS COMPÓSITOS: BULKFILL

São compósitos de preenchimento único, podendo ser fluidos ou de consistência regular. O tamanho das suas partículas de carga varia de 0,1 µm a 1 µm, dependendo do fabricante, e são principalmente partículas de alumínio, silício e bário.

Apresentam propriedades muito similares aos compósitos convencionais, mas sua principal característica é o baixo grau de contração após polimerização, podendo assim ser empregados em camadas de 4 a 5 mm e sem a necessidade de utilizar a técnica incremental. Isto diminuiria os erros por parte do operador, a incorporação de bolhas e o tempo clínico.

Contém monômeros específicos, monômeros coadjuvantes, diferentes fotoiniciadores, diferentes partículas de carga e utilizam energia ultrassônica antes da fotopolimerização.

Devido à sua alta translucidez e ao desenvolvimento de um novo sistema fotossensível, estes compósitos permitem que a luz penetre mais profundamente, alcançando profundidade de até 4 mm quando fotoativado por 20 segundos.

Este novo iniciador consiste na associação do fotoiniciador Ivocerim, derivado do dibenzoílo germânio, com a canforoquinona que gera radicais livres

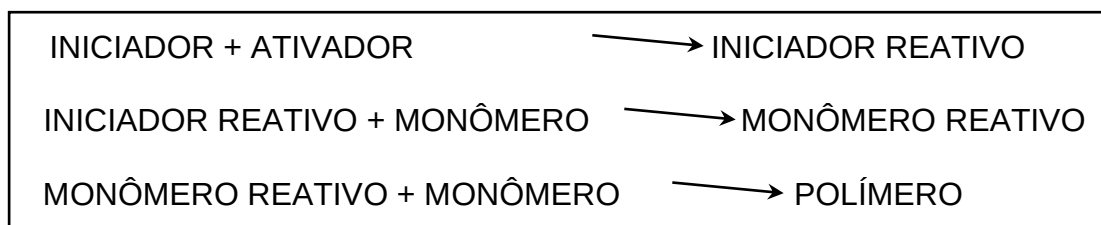
mais eficientes, levando à rápida polimerização e a um alto grau de conversão. Assim mesmo, diminui a tensão de contração e a contração de polimerização.

5. MECANISMO DE POLIMERIZAÇÃO

Inicialmente os compósitos eram ativados quimicamente; porém, avanços na tecnologia de cura levaram ao desenvolvimento de materiais fotopolimerizáveis, conseguindo um melhor controle do momento em que a solidificação do compósito ocorre

Os compósitos fotopolimerizáveis iniciam seu processo de polimerização por absorção de luz num comprimento de onda específico. Essa luz excita o agente iniciador, que uma vez ativado reage com o agente redutor gerando radicais livres, que dão início à polimerização dos monómeros e à formação de uma matriz polimérica de reação cruzada (Figura 3). Como consequência de todo esse fenômeno de atração molecular é evidenciado o estresse de contração.

Figura 3. Representação esquemática da polimerização de um compósito



O primeiro sistema de ativação por luz utilizou as radiações ultra-violetas para formar radicais livres; não obstante, este sistema de UV tinha limitada profundidade de penetração no material e nas estruturas dentárias. Assim, foram substituídos por sistemas usando luz no espectro visível do azul, sendo necessário o emprego de uma fonte de luz, geralmente uma lâmpada halógena de tungstênio, equipada com fibra ótica fusionada relativamente curta. A luz branca gerada pela lâmpada passa através de um filtro que remove as ondas infravermelhas e as ondas de luz visíveis superiores a 500 nm.

Porém, tanto a luz halógena quanto a UV, apresentam emissão de energia acima do necessário, com consequente produção de calor e aquecimento dos

tecidos dentários, podendo causar sensibilidade e danos irreversíveis à polpa. Isto levou ao desenvolvimento de aparelhos emissores de luz LED, em 1995.

A luz LED tem comprimento de onda entre 450 e 470 nm, conseguindo maior excitação da molécula fotossensível com menor uso de energia. O comprimento ideal é de 468 nm, o que permite maior grau de conversão dos monômeros em polímeros.

Um fator importante a ser considerado no processo de fotopolimerização é a profundidade que a luz atinge, pois os compósitos não se polimerizam uniformemente, e sim somente onde a luz alcança, causando diferentes níveis de conversão à medida que a restauração se aprofunda. O máximo de intensidade do feixe de raio de luz está concentrado próximo à superfície de um compósito fotoativado. À medida que a luz penetra no material, ela é dispersada e refletida, e perde intensidade. Tanto a porcentagem de carga quanto o tamanho das partículas são cruciais para a dispersão do raio de luz. Assim, os compósitos microparticulados, com partículas menores e mais numerosas, espalham mais a luz que os compósitos microhíbridos, com partículas de vidro maiores e menos numerosas. Por esse motivo, um maior tempo de exposição é necessário para obter adequada profundidade de polimerização para os compósitos microparticulados.

A intensidade da luz na superfície do compósito é um fator crucial para completar a polimerização na superfície e dentro do material. A ponta da fonte de luz deve ser mantida no máximo a 1 mm da superfície para obter penetração ideal. Os compósitos com tonalidades mais opacas reduzem a transmissão de luz e polimerizam apenas em profundidade de 2 a 2,5 mm, sendo necessária uma exposição de 40 segundos para obter polimerização suficiente.

Caso haja inadequada polimerização, várias consequências ocorrerão: baixa resistência de união, maior probabilidade de agressão fisiológica devido aos componentes monoméricos residuais que não se converteram, maior probabilidade de mudança de cor do material devido à insuficiente reação do componente acelerador, deficiência nas propriedades mecânicas, evidenciada principalmente na resistência ao desgaste e maior pigmentação do material devido à maior absorção de fluidos orais.

6. PROPRIEDADES DOS COMPÓSITOS

6.1. Contração de polimerização

A quantidade e o tamanho das partículas de carga são os principais fatores determinantes das propriedades físico-mecânicas dos compósitos. Como mencionado anteriormente, durante a polimerização ocorre uma contração de polimerização como resultado da aproximação de várias pequenas moléculas (monômeros) para a formação de uma molécula maior (polímeros). Quanto maior a proporção de monômeros, maior a contração de polimerização. Por isso, as modificações mais importantes na composição dos compósitos nos últimos anos estão dirigidas à redução do tamanho das partículas de carga para assim conseguir uma maior proporção delas no compósito.

A contração de polimerização pode variar de 2 a 4% dependendo do compósito. Essa contração cria altas tensões de polimerização entre o compósito e a estrutura dental as quais esforçam severamente a união entre eles, levando a uma pequena fenda, que pode permitir a infiltração marginal de saliva.

Para que a contração não cause efeitos indesejáveis é necessário ter uma proporção favorável entre o número de faces livres e faces de contato com o dente. Essa relação é conhecida como Fator C, que é definido como o quociente da divisão entre as paredes que estão unidas ao compósito e as paredes que estão livres.

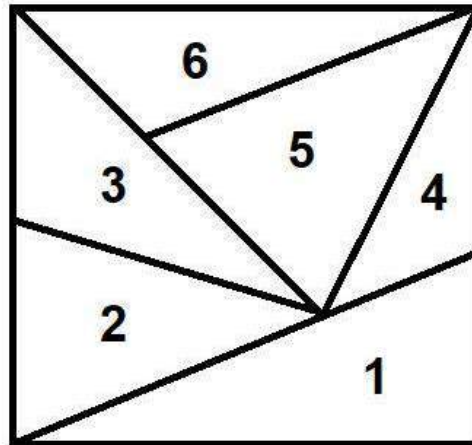
$$\text{Fator C} = \frac{\text{Nº de faces aderidas}}{\text{Nº de faces livres}}$$

Assim, quanto maior for o fator C, maior será a contração de polimerização. Além disso, a contração é influenciada pelo tamanho das partículas, pela porcentagem de carga em relação à matriz e pelo tipo de fonte de luz para polimerização.

Para diminuir essa contração de polimerização recomenda-se o emprego da técnica de inserção incremental, que consiste na colocação de pequenos incrementos, menores ou iguais a 2 mm, na cavidade a ser restaurada. Isto, reduzirá o volume de material que contrai.

O material deve ser aplicado em incrementos oblíquos contra as paredes da cavidade, de forma que não tenha contato com mais de duas paredes da cavidade simultaneamente (Figura 4).

Figura 4. Técnica de inserção incremental



Esta técnica proporciona mais superfícies livres para o escoamento e alívio das tensões, desse modo, uma menor quantidade de material irá contrair.

6.2. Grau de conversão

O grau de conversão é a medida da porcentagem de duplas ligações carbônicas que foram convertidas em ligações simples para formar os polímeros.

Quanto maior o grau de conversão, melhores as propriedades mecânicas, a resistência ao desgaste e muitas outras propriedades essenciais para a performance do compósito. Uma conversão de 50% a 60%, típica de compósitos repletos de ligações cruzadas, à base de Bis-GMA, implica que 50% a 60% dos grupamentos metacrilatos foram polimerizados.

Para que o grau de conversão de monômeros a polímeros se de adequadamente é necessária uma quantidade de luz suficiente para penetrar e ativar a canforoquinona. Para isso, é importante a potência do aparelho, a distância entre a ponta do fotopolimerizador e a restauração e o tempo de fotoativação.

No entanto, quando os monômeros são polimerizados, esses sistemas frequentemente apresentam conversão incompleta das ligações duplas de carbono. Como esse processo continua, a formação da rede de moléculas diminui a

mobilidade dos monômeros e oligômeros resultando em grupamentos metacrilatos livres no material.

Como dito anteriormente, uma inadequada polimerização pode levar a uma maior probabilidade de mudança de cor do material, diminuição das suas propriedades mecânicas, evidenciada principalmente na resistência ao desgaste; e maior absorção de fluidos orais e infiltração na margem da restauração.

6.3. Sorção de água e solubilidade em meio aquoso

A maioria dos monômeros presentes na composição dos compósitos, tem caráter hidrofóbico. A sorção de água, então, é frequente. Durante este fenômeno ocorre a liberação de monômeros residuais solúveis e íons, o que gera uma contração adicional do compósito e aparecimento de porosidades internas. Simultaneamente, pode acontecer uma expansão do compósito, com aumento de seu volume e peso.

Além disso, a água rompe ligações intermoleculares existentes entre as moléculas de polímero, diminuindo as propriedades mecânicas do material e liberando subprodutos que podem ter impacto na biocompatibilidade do material. Assim, quebra a ligação entre as partículas de carga e a matriz orgânica, ocasionando rachaduras na matriz.

6.4. Desgaste

Outro problema clínico frequente é o desgaste dos compósitos. Os atuais compósitos desenvolvidos para restaurações posteriores ainda sofrem um desgaste maior do que o dente natural. Assim, é importante a seleção do material mais adequado para cada caso clínico. Compósitos com partículas de carga pequenas, de 1 µm ou menos, em alto porcentagem e bem aderidas à matriz através do agente de união, apresentam maior resistência ao desgaste. Os hábitos do paciente também têm um papel fundamental.

6.5. Estabilidade de cor

Outra característica física importante dos compósitos é a estabilidade de cor. Sabe-se que superfícies rugosas são mais propensas ao manchamento do que as lisas; em razão disso, os compósitos microparticulados apresentam melhor estabilidade de cor. Por outro lado, os compósitos fotopolimerizáveis têm em sua composição uma amina terciária, necessária para o processo de polimerização, a qual pode oxidar ao longo do tempo alterando a cor do compósito. Assim, a sorção de água pelo material e a consequente liberação de subprodutos pode contribuir para a baixa estabilidade de cor ao longo do tempo.

6.6. Biocompatibilidade

A preocupação a respeito da biocompatibilidade dos materiais restauradores geralmente relaciona-se com o seu efeito sobre a polpa dentária em dois aspectos: a toxicidade química inerente ao material e a infiltração marginal.

Se o compósito não for corretamente polimerizado, vários componentes e produtos de degradação podem ser liberados; tais como estabilizadores de UV, plastificadores e iniciadores. A injúria química à polpa é possível se esses componentes a alcançarem. Entretanto, compósitos polimerizados devidamente são relativamente biocompatíveis, pois exibem uma solubilidade mínima e seus subprodutos são liberados em pequenas quantidades.

A segunda preocupação está associada à contração dos compósitos durante a polimerização e a subsequente infiltração marginal. A infiltração marginal pode causar crescimento bacteriano; e em consequência, recidiva de cárie, reações pulpares ou ambos. Os procedimentos restauradores precisam, portanto, ser feitos com o intuito de minimizar a contração de polimerização e a infiltração marginal.

7. ACABAMENTO E POLIMENTO DOS COMPÓSITOS

O acabamento consiste no processo de adaptar o material restaurador ao dente removendo os excessos e contornando as superfícies oclusais e o polimento consiste em deixar a superfície o mais lisa possível removendo as irregularidades superficiais. Estes são etapas importantes pois a rugosidade superficial residual

pode facilitar o crescimento bacteriano que pode levar a vários problemas, incluindo cárie secundária, inflamação gengival e manchamento superficial. Existem diversos sistemas de acabamento e polimento sendo comercializados, para permitir a obtenção da superfície mais lisa possível.

Existem diversos estudos para avaliar os efeitos de alguns fatores significativos no acabamento e no polimento das superfícies de restaurações de compósito:

- Ambiente: Se acabamento e o polimento devem ser feitos em campo úmido ou isolado (seco) na cavidade oral. O profissional deve realizar o procedimento em um ambiente onde consiga visualizar claramente as margens e o mínimo de calor seja gerado. A refrigeração com água assegura uma qualidade superficial padronizada.
- Acabamento imediato ou tardio: Para efeitos práticos quase todas as restaurações devem ser recontornadas e polidas depois da polimerização, na mesma consulta, e polida 15 minutos após a fotoativação.
- Tipos de material: Existe uma variedade muito grande de materiais e sistemas de polimento, lâminas de bisturi são indicadas para remover grandes excessos, pontas diamantadas finas, discos de polimentos, assim como, pastas de polimento fina e ultrafinas, sistemas aglutinados por silicone e escovas e pontas impregnadas com silício-carbide.

Bibliografia

- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips: Materiais Dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
- Van Noort R. Introdução Aos Materiais Dentários. 3ªed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2010.
- Pires-de-Souza F de C. Manual de MATERIAIS DENTÁRIOS. 1997:218.
- Guimarães LF, de Oliveira M, Maas M, Andrade NR, Schneider LFJ, Cavalcante LM. Silanização de partículas de carga de compósitos odontológicos – revisão de literatura. Rev da Fac Odontol - UPF. 2013;18(2):254-260. doi:10.5335/rfo.v18i2.3249
- Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: A review. J Dent Biomech. 2010;2010(131630):1-14. doi:10.4061/2010/131630
- Loguercio AD, Reis A. Sistemas adesivos. RODYB. 2006;1(2):13-28.
- Reis A, AD L. Materiais Dentários Diretos dos Fundamentos à Aplicação Clínica. In: 1ªed. São Paulo: Santos; 2007:181-216.
- Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent. 2002;87(6):642-649. doi:10.1067/mpr.2002.125179
- Fernandes HGK, Silva R, Marinho MAS, Oliveira PO de S, Ribeiro JCR, Moysés MR. Evolução Da Resina Composta: Revisão Da Literatura. Rev Da Univ Val Do Rio Verde. 2014;12(2):401-411. doi:10.5892/ruvrd.v12i2.1465
- de Oliveira IS, Marques VF, Casselli DSM. Avaliação da microdureza e da rugosidade de compósitos resinosos de uso direto e indireto. RFO. 2015;20(1):28-33. doi:10.5335/rfo.v20i1.4410
- Musanje L, Ferracane JL, Ferracane LL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on in vitro wear of experimental hybrid resin composite. J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater. 2006;77(B):120-125. doi:10.1002/jbm.b.30400
- Sideridou ID, Karabela MM. Effect of the amount of 3-methacyloxypropyltrimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites. Dent Mater. 2009;25(11):1315-1324. doi:10.1016/j.dental.2009.03.016
- Lima JPM, Bandéca MC, Queiroz RS, Panariello BHD, Neto STP. Influência das partículas de carga inorgânica nas propriedades físicas, químicas e mecânicas de resinas compostas – revisão sistemática. RPG Rev Pós Gr. 2007;14(2):224-234.
- Michelon C, Hwas A, Borges MDF, Susin AH. Restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores – considerações atuais e aplicação clínica. RFO. 2009;14(3):256-261.
- Baratieri LN, Monteiro Jr S, Melo TS. Odontologia Restauradora Fundamentos e Técnicas. In: 1ªed. São Paulo: Santos; 2010:100-111.
- Debastiani FS, Lopes GC. Restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores. Int J Brazilian Dent. 2005;1(1):31-39.
- Caneppele TMF, Bresciani E. Resinas bulk-fill: o estado da arte. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2016;70(3):242-248.
- Fronza BM, Ayres APA, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias CTS, Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. Oper Dent. 2017;42(4):445-455. doi:10.2341/16-024-I
- Vicenzi CB, Benetti P. Características mecânicas e ópticas de resinas bulk-fill: revisão de literatura Mechanical and optics characteristics of bulk-fill resins: literature review. RFO. 2018;23(1):107-113.

- Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater.* 2008;24(7):901-907. doi:10.1016/j.dental.2007.11.004
- da Silva FJV, da Silva EL, Januário MVS, Vasconcelos MG, Vasconcelos RG. Técnicas para reduzir os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas fotoativadas. *SALUSVITA.* 2017;36(1):187-203.
- de Almeida CC, Mothé CG. Avaliação de compósitos odontológicos por análise térmica e microscopia eletrônica de varredura. *Polímeros Ciência e Tecnol.* 2009;19(1):85-93. doi:10.1590/s0104-14282009000100018
- Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008;21(3):135-142.
- Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin-based composites. *Clin Oral Investig.* 2014;18(8):1991-2000. doi:10.1007/s00784-013-1177-y
- Sakaguchi RL, Powers JM. Craig: Materiais dentários restauradores. In: 13ªed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2012:355-372.
- Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent.* 1999;12(5):231-234.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11):1501-1505. doi:10.1016/j.dental.2008.03.013
- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76(8):1508-1516.
- Yap AU, Wee KE. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Oper Dent.* 2002;27(2):147-153.
- de Oliveira DCRS, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MAC. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent.* 2015;43(12):1565-1572. doi:10.1016/j.jdent.2015.08.015

SISTEMAS ADESIVOS

Ayodele Alves Amorim

Rocio Geng Vivanco

Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

A realização de protocolos adesivos visa promover o mínimo de desgaste da estrutura dental remanescente, manter a resistência do elemento dental, proporcionar adequado selamento marginal das restaurações e garantir a longevidade de procedimentos restauradores e estéticos. Quando não existiam protocolos adesivos eficazes entre materiais restauradores e estruturas dentais, as técnicas restauradoras dependiam de preparos cavitários baseados em retenções macromecânicas, que muitas vezes eram realizadas removendo tecido dental sadio para atingir extensão e profundidade suficientes.

Este capítulo tem por objetivo descrever os protocolos clínicos utilizados para obtenção de adequada interface adesiva entre tecidos dentais e materiais restauradores a fim de obter sucesso clínico.

2. OBTENÇÃO DA CAMADA HÍBRIDA

Para a obtenção de interfaces adesivas com forte ligação com o substrato é necessário que a superfície que irá receber o adesivo esteja limpa e livre de contaminantes. Filmes de água, detritos orgânicos e biofilme estão presentes em situações clínicas e isso interferirá na energia de superfície do substrato dental. A energia de superfície é resultante da energia de átomos e moléculas de um sólido. Quando um líquido é depositado sobre um substrato, suas moléculas e átomos movem-se livremente e tendem a se dispor na posição onde se encontra o melhor balanço energético entre as moléculas de superfície do líquido e do sólido. Quando fazemos a utilização de adesivos sobre a superfície do substrato dental contaminado, além de impedir que toda a área tenha a correta aplicação do adesivo, os contaminantes diminuirão a energia de superfície afetando a capacidade do adesivo de se espalhar e penetrar.

Em razão de a cavidade bucal apresentar vários contaminantes, como a saliva, sangue, umidade e biofilme, a utilização de um isolamento eficiente da região, se mostra necessária para a obtenção de interfaces adesivas bem-sucedidas.

3. CONDICIONAMENTO ÁCIDO

O condicionamento ácido é utilizado para preparar a superfície dental, com o objetivo de melhorar a adesão dos materiais restauradores aos dentes. Além dos diferentes ácidos testados, as diferentes concentrações também têm sido discutidas; concentrações de ácido fosfórico abaixo de 30% não produzem dissolução superficial suficiente dos tecidos dentais e concentrações acima de 50% não produzem alterações morfológicas significativas em comparação às concentrações mais baixas.

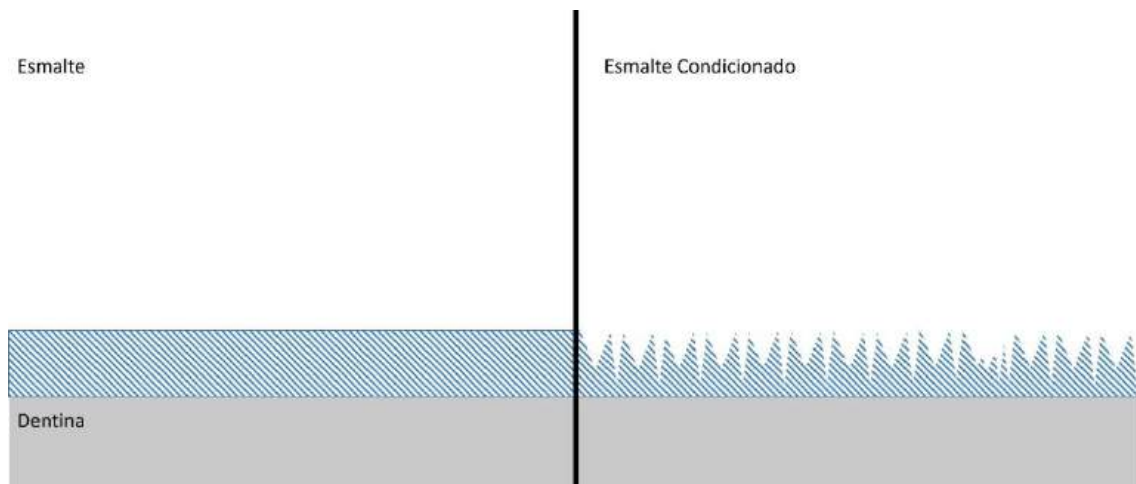
O esmalte é um tecido altamente mineralizado, contendo 97% de carbonato-hidroxiapatita, 2% de água e 1% de substância orgânica (amelogeninas e enamelinas). Sua superfície é porosa e possui estrutura composta por inúmeros prismas e por uma região denominada camada aprismática, na qual os prismas não alcançam a superfície. A dentina é um tecido mineralizado de natureza conjuntiva, coberta por esmalte ou cimento. Sua composição apresenta 70% de hidroxiapatita, 20% de mineral orgânico e 10% de água, sendo constituída de inúmeros túbulos dentinários, que delimitam as regiões de dentina peritubular e dentina intertubular. Essas diferenças morfológicas determinam diferentes reações dos tecidos ao ataque ácido.

No esmalte, o resultado do condicionamento ácido é a alteração do contorno superficial ao remover cristais não-reativos e a película adquirida (aproximadamente 10 μm), aumentando a energia de superfície. A área superficial também é afetada, sendo aumentada devido à perda mineral (em média 20 μm), que modifica o contorno superficial do esmalte, tornando o desenho de superfície mais sinuoso e irregular (Figura 1). O condicionamento ácido causa a dissolução seletiva nos prismas, que adquirem padrões morfológicos de topografia diferentes:

- Tipo I: Quando a parte central do prisma é removida
- Tipo II: Quando a parte removida é a interprismática
- Tipo III: Onde a remoção é mista

Ainda, pode existir a ausência de um padrão de remoção prismática definido na topografia, impedindo a classificação.

Figura 1. Modificação do contorno superficial do esmalte após ação do condicionamento ácido



Alguns fatores podem afetar o condicionamento em esmalte, impedindo ou exigindo maior dissolução do tecido mineralizado. A fluorose, caracterizada pela presença de esmalte rico em flúor, torna o tecido mais resistente ao condicionamento. O esmalte aprismático de dentes decíduos é muito espesso, exigindo maior desmineralização para atingir a porção prismática reativa. Devido às alterações fisiológicas que ocorrem durante toda a vida, como o desgaste fisiológico e a mineralização ao longo do tempo pelo processo de maturação, o esmalte dental em pacientes idosos tem sua permeabilidade reduzida e apresentam maior quantidade de flúor depositada.

Durante o preparo da cavidade dental com a utilização de instrumentos rotatórios sobre a dentina existe formação de camada de remanescentes de substrato, chamada *smear layer*, que se liga à dentina intertubular, penetrando nos túbulos dentinários e reduzindo a permeabilidade dentinária. A aplicação do condicionamento ácido em tecido dentinário, além de contribuir para a remoção da *smear layer*, também elimina conteúdo mineral (3 a 8 μm), reduz a quantidade de hidroxiapatita no tecido e aumenta a permeabilidade da dentina. Isso ocorre devido à ampliação do diâmetro dos túbulos dentinários, que expõe tecido conjuntivo frouxo com grande número de fibrilas de colágeno e aumenta a porosidade e rugosidade dentinária causando também o afloramento do fluido dentinário. No esmalte, o condicionamento melhora o molhamento e a energia de superfície, além de contribuir para a criação de microretenções.

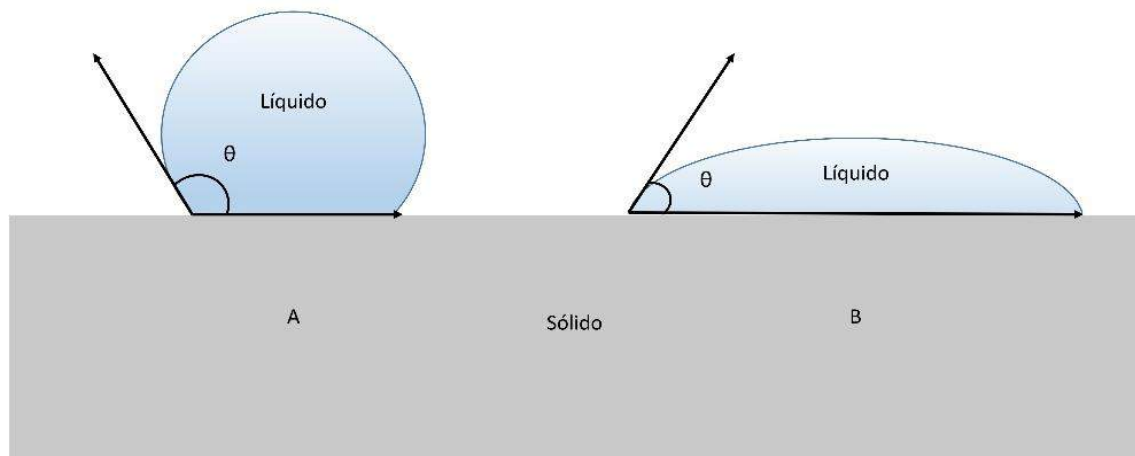
Após a aplicação do condicionamento ácido deve-se realizar a lavagem abundante da área para a remoção de todo o ácido e subprodutos da reação com os tecidos dentais, a fim de que não interfiram na adesão ao substrato. É importante que após a lavagem todo o excesso de água em dentina seja removido pois a perda de água afeta as fibrilas colágenas, desidratando e desorganizando sua disposição. Essa secagem exagerada afeta a ação dos adesivos sobre as fibrilas colágenas e pode interferir na adesão desses tecidos. Visando preservar a umidade dentinária, algodão ou papel absorvente podem ser utilizados para remover os excessos de água da superfície.

4. APLICAÇÃO DE PRIMERS/ADESIVOS

O conhecimento bem estabelecido sobre o condicionamento das superfícies permitiu o desenvolvimento e aplicação de adesivos nos procedimentos clínicos odontológicos. Tais adesivos possuíam estruturas hidrofóbicas e reagiam mal diante da dentina condicionada, devido ao afloramento de fluído dentinário, o que estimulou o desenvolvimento de outros sistemas adesivos que pudessem atuar efetivamente na dentina.

Nos líquidos, a energia superficial é chamada tensão superficial e essa propriedade pode ser visualizada pela tendência de líquidos se apresentarem sob a forma esférica, quando não existe nenhuma força atuante. Quando um líquido é depositado em uma superfície, forma-se um ângulo de contato entre a superfície do líquido e a superfície do sólido dependente da relação entre a energia de superfície do sólido e a tensão superficial do líquido. Quanto menor a tensão superficial, menor o ângulo de contato formado e maior o potencial de molhamento (Figura 2). Do mesmo modo, quanto maior a energia superficial, maior será a facilidade de um líquido molhar a superfície. A efetividade do adesivo, por sua vez, dependerá de sua viscosidade. Quanto maior a viscosidade, maior a dificuldade de penetração e escoamento do adesivo na superfície preparada pelo condicionamento ácido.

Figura 2. Ângulos de contato maiores (A) indicam menos potencial de molhamento de um líquido.



Fonte: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Materiais Dentários. 12. ed. Brasil: Elsevier; 2013.

A presença de umidade proveniente dos túbulos dentinários influenciará o comportamento do adesivo devido à sua composição hidrofóbica, comprometendo a obtenção da adesão. Visando o ajuste desta situação clínica, foram desenvolvidos primers, que são soluções a base de monômeros, entretanto, com natureza hidrofílica, devido à presença de solventes em sua composição, que podem ser acetona, álcool ou água. Assim, ao ser aplicado sobre a superfície condicionada, o primer promove a evaporação do excesso de água e, conseqüentemente, aumenta a energia de superfície da dentina, expõe as fibrilas colágenas e torna o meio compatível para a penetração do adesivo, hidrofóbico.

O adesivo pode ser definido, em síntese, como uma resina fluida e polimerizável, que molha o substrato e atua como agente intermediário entre estrutura dental e materiais restauradores. O adesivo deve ser esfregado para facilitar a penetração dos monômeros nas fibrilas colágenas, preencher as irregularidades e microporosidades criadas pelo condicionamento ácido estabelecendo retenções micromecânicas na superfície.

A penetração de primer e adesivo na dentina, em sua estrutura intratubular e permeando as fibrilas colágenas da dentina intertubular, expostas após o condicionamento ácido, possibilitam a formação da chamada camada híbrida. O potencial de formação da camada híbrida está relacionado a diversos fatores:

- Presença de irregularidades no substrato

- Potencial de penetração dos adesivos nessas rugosidades
- Possibilidade de escape do ar à medida que o adesivo penetra a rugosidade
- Polimerização obtida na região

Esses fatores, fundamentais ao estabelecimento de uma adequada interface adesiva, são determinados pelo potencial de molhamento do sistema adesivo na superfície do substrato, pela viscosidade do adesivo e pela rugosidade superficial do substrato.

Quando a polimerização acontece, é formada uma zona de interdifusão entre polímeros do adesivo e da dentina, denominada camada híbrida, além da formação de *tags* nas porosidades.

5. CLASSIFICAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

Os procedimentos adesivos têm evoluído rapidamente nos últimos anos, avanço que atingiu também aos sistemas adesivos. Com o intuito de facilitar o seu estudo e aplicação têm sido classificados de acordo com a técnica de aplicação empregada. Assim, os sistemas adesivos podem ser divididos em dois grandes grupos: aqueles que preconizam o condicionamento ácido prévio ou técnica convencional; e os autocondicionantes, quando o ácido está incorporado ao *primer* ou ao *primer/resina* adesiva.

5.1. Técnica com condicionamento ácido prévio ou Técnica convencional

Esta técnica caracteriza-se pela aplicação prévia e isolada do ácido fosfórico, em solução ou na forma de gel, sobre as superfícies dentárias. No esmalte, o condicionamento com ácido fosfórico desmineraliza a camada superficial de cristais de hidroxiapatita, gerando microporosidades. Seguidamente, estas são preenchidas pelos monômeros resinosos hidrofóbicos formando os *tags* resinosos, os quais auxiliam na retenção micromecânica. Devido a que o esmalte é homogêneo, esta técnica cria uma superfície previsível, duradoura e confiável; perfeita para a adesão.

A adesão em dentina é muito mais complexa devido ao seu alto conteúdo orgânico e à umidade nos túbulos dentinários. Além disso, a *smear layer*

interfere consideravelmente na permeabilidade dentinária e, conseqüentemente, diminui o fluxo de fluido dentinário. Na dentina, o ácido fosfórico remove completamente a camada de *smear layer*, abre os túbulos dentinários e aumenta a permeabilidade ao desmineralizar superficialmente o tecido. Também, expõe as fibras colágenas que, posteriormente, serão infiltradas pelos monômeros resinosos para formação da camada híbrida.

Os sistemas adesivos convencionais podem ser apresentados como sistemas de três passos, com uma seringa e dois frascos (Figuras 3) caracterizados pela aplicação do ácido fosfórico como condicionador, lavagem e secagem, seguido da aplicação do primer e depois da resina adesiva constituída principalmente por BIS-GMA/TEGDMA. Foram a primeira versão desses sistemas adesivos e são considerados até hoje o padrão ouro da adesão em termos de durabilidade.

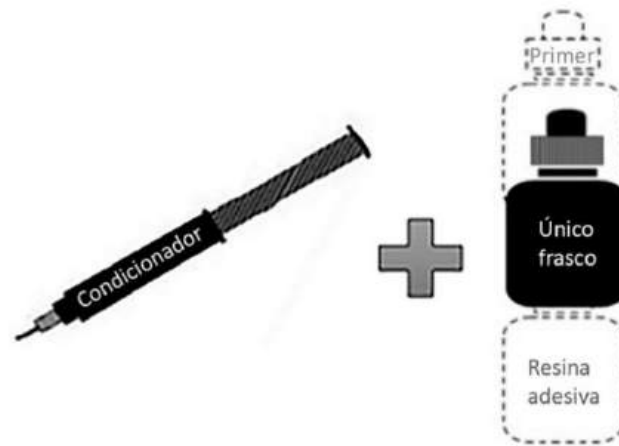
Figura 3. Sistema adesivo convencional de três passos



Fonte: Adaptado de De Munk J et al., 2005, p.119

Contudo, com o intuito de diminuir o tempo operatório e a sensibilidade técnica, surgiram os sistemas adesivos convencionais de dois passos, em que o primer e a resina adesiva são apresentados em um único frasco. Assim, o condicionamento com ácido fosfórico é realizado, com a subsequente lavagem com água pelo dobro de tempo. Após a secagem, aplica-se a solução *primer/resina* adesiva. Este sistema compõe-se geralmente de uma seringa e um frasco (Figuras 4).

Figura 4. Sistema adesivo convencional de dois passos



Fonte: Adaptado de De Munk J et al., 2005, p.119

Embora os valores de resistência de união tenham se mantido estatisticamente semelhantes aos sistemas convencionais de três passos, essa simplificação aumentou o caráter hidrofílico desses sistemas, o que traz implicações clínicas em longo prazo. Além disso, é importante considerar que essa simplificação, alcançada pela redução no número de passos, não assegura necessariamente diminuição do tempo clínico, já que muitos dos fabricantes recomendam a aplicação de pelo menos duas camadas da solução *primer*/adesivo.

Sistema adesivo autocondicionante

Este sistema, ainda mais simplificado que o anterior, contém ácidos fracos em sua composição que produz desmineralização do tecido dentinário em menor profundidade e, conseqüentemente, forma uma camada híbrida mais fina e uniforme. Desse modo, a *smear layer* não é removida completamente, mas incorporada à interface de união, reduzindo também o risco de sensibilidade pós-operatória.

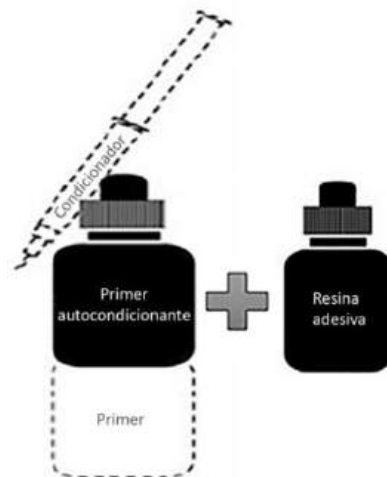
Ao contrário dos sistemas convencionais, não requerem um passo prévio isolado de condicionamento ácido, uma vez que o ácido é incorporado ao *primer*, tornando-o autocondicionante. Desse modo, o *primer* autocondicionante cria sua própria via de penetração aos tecidos mineralizados, o que é possível devido à adição de monômeros acídicos tipo éster com grupos fosfato ou carboxílicos, que atuam simultaneamente como condicionador e como *primer*.

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser apresentados como sistemas de dois passos (também conhecidos como *primers* autocondicionantes), os quais utilizam a associação do *primer* com o ácido aplicado primeiramente,

seguido da aplicação da resina adesiva hidrofóbica que vem em um frasco separado (Figuras 5).

Além disso, os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser encontrados como sistemas monocomponentes, de um passo clínico, onde todos os componentes – ácido, *primer* e resina adesiva – são aplicados simultaneamente sobre os tecidos dentais.

Figura 5. Sistema adesivo autocondicionante de dois passos



Fonte: Adaptado de De Munk J et al., 2005, p.119

Em geral, os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos mostram a mesma capacidade para criar retenções e propiciar um selamento adequado que os sistemas convencionais. Porém, apresentam caráter altamente hidrofílico o que leva a uma maior permeação de água após a polimerização.

Por outro lado, os sistemas autocondicionantes de passo único podem ser encontrados em três formas de comercialização: em frasco único (Figuras 6), como duas soluções em dois frascos (Figuras 7) e em embalagem de dose única (Figura 8). Nos sistemas de frasco único, todos os componentes já se encontram misturados em uma única solução e prontos para o seu uso (denominados sistemas “*All-in-one*”). Nos sistemas de dois frascos, as duas soluções devem ser misturadas em volumes iguais em um pote dappen, no momento do uso, e utilizadas imediatamente. Já nos sistemas de dose única, os componentes são misturados no blister para o respectivo uso.

Figura 6. Sistema adesivo autocondicionante de um passo – Único frasco



Figura 7. Sistema adesivo autocondicionante de um passo - dois frascos

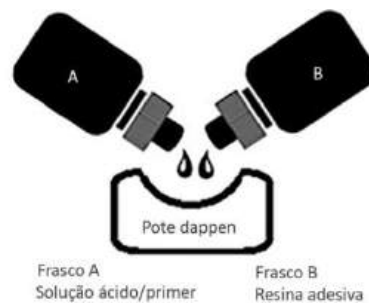
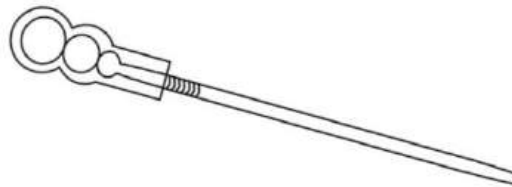


Figura 8. Sistema adesivo autocondicionante de dose única



Fonte: Adaptado de De Munk J et al., 2005, p.119

De modo geral, os sistemas adesivos convencionais (com condicionamento ácido prévio) têm sido recomendados para cimentação de restaurações indiretas, e sobretudo quando encontramos grandes áreas de esmalte presentes. Enquanto os sistemas autocondicionantes resultam em maior resistência de união e são mais previsíveis para dentina, sendo, portanto, empregados para restaurações de compósitos diretos, especialmente quando predomina este substrato.

5.2. Sistemas adesivos universais

Visando eliminar possíveis complicações decorrentes da exposição da dentina ao ácido fosfórico e manter a praticidade de um produto de frasco único, surgiu uma nova categoria de sistemas adesivos denominados sistemas adesivos universais ou multimodais; os quais podem ser empregados tanto pela técnica convencional quanto pela autocondicionante. A maioria dos sistemas adesivos universais são de passo único e são apresentados em um único frasco.

De modo geral, os sistemas universais não possuem uma composição tão diferente de um sistema adesivo autocondicionante de passo único. Contêm monômeros azídicos que aderem quimicamente ao cálcio presente na hidroxiapatita, como o 10-metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP), encontrado na composição da maioria deles. Contudo, compostos não usuais em sistemas adesivos também estão presentes, como o silano, adicionado para permitir uma melhor união a superfícies inorgânicas contendo sílica.

Uma vez que o pH da maioria dos sistemas adesivos universais (pH maior ou igual a 2.0) é similar aos sistemas adesivos autocondicionantes, os bons resultados que esses últimos vêm atingindo podem predizer o sucesso clínico dos novos sistemas universais, se empregados de forma autocondicionante em dentina. Porém, mesmo sendo indicado seu uso no modo convencional, ou seja, com condicionamento ácido prévio, a adesão à dentina é negativamente afetada nesse modo. O condicionamento prévio com ácido fosfórico desmineraliza a dentina, removendo o cálcio e prejudicando o mecanismo de adesão química destes sistemas; já que, para conseguir uma estrutura estável e hidrofóbica, seus monômeros funcionais atuam ligando-se diretamente ao cálcio das estruturas dentárias.

Por outro lado, devido ao seu pH, parecem não condicionar devidamente o esmalte, sendo menos agressivos do que o ácido fosfórico e, com isso, obtendo retenção insuficiente. Segundo a literatura, o ácido fosfórico é capaz de formar mais porosidades na superfície do esmalte, aumentando tanto a área de adesão quanto a molhabilidade do substrato, permitindo assim que o adesivo infiltre melhor. Ademais, a interação dos monômeros funcionais do sistema adesivo com a hidroxiapatita do esmalte parece ser menos efetiva do que aquela atingida em dentina. Pelas razões anteriormente mencionadas, vários autores recomendam o

tratamento da superfície do esmalte com ácido fosfórico prévio à aplicação dos sistemas adesivos universais para auxiliar na desmineralização do esmalte e, conseqüentemente, aumentar a resistência de união a este substrato.

Ainda existe pouca evidência laboratorial e clínica a médio e longo prazo desses materiais, o que consiste em problema relevante. Dessa forma, apesar de suas potenciais vantagens, estudos clínicos com tempos de acompanhamento mais longos ainda são necessários para confirmar a efetividade desses materiais.

6. BIOCOMPATIBILIDADE

A biocompatibilidade é a capacidade que um material possui de promover uma resposta biológica apropriada em uma dada aplicação no organismo. Qualquer biomaterial colocado adjacente a um tecido natural no corpo pode induzir efeitos biológicos locais ou sistêmicos. Esses efeitos são controlados por substâncias liberadas do material e pelas respostas biológicas a essas substâncias.

Esta propriedade é um importante requisito a ser considerado nos sistemas adesivos odontológicos existentes comercialmente. Uma vez que o material permanece em íntimo contato com os tecidos dentários por um longo período, seria ideal que não induzisse resposta inflamatória ou imune.

Alguns fatores podem produzir danos à integridade da polpa dental, sendo eles:

- **Microinfiltração:** Reduzida com a utilização de técnicas restauradoras adesivas; entretanto, ainda é um desafio no que se refere ao desenvolvimento de materiais e para a odontologia restauradora.
- **Alterações térmicas:** A condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmico linear dos materiais restauradores devem ser considerados para minimizar a microinfiltração, como também, respeitar a saúde pulpar.
- **Características da dentina:** Cavidades profundas, onde a dentina remanescente apresenta-se com 2 mm ou menos de espessura, ou qualquer alteração na hidrodinâmica da dentina, pode resultar em reações pulpares. É de amplo conhecimento que a permeabilidade da dentina aumenta substancialmente em áreas próximas à câmara pulpar. Assim, o efeito

deletério de um material, se ocorrer, é fortemente influenciado pela espessura do remanescente dentinário entre o material e a câmara pulpar.

- Efeito tóxico dos materiais: Os materiais dentários contêm uma variedade de componentes com potencialidade tóxica ou irritante. Além disso, reações químicas que ocorrem durante a presa do material podem induzir um efeito indesejável sobre a polpa.

Diante dessas características, um material ideal, quando considerado biologicamente compatível, não deve:

- Causar dano à polpa e aos tecidos moles
- Conter substâncias tóxicas que, ao serem liberadas, se difundam e sejam absorvidas pelo sistema circulatório, causando problemas de natureza sistêmica
- Possuir agentes com potencialidade sensibilizante que induzam o aparecimento de respostas alérgicas
- Apresentar potencial carcinogênico

Alguns autores consideram aos sistemas adesivos biocompatíveis, desde que sejam plenamente polimerizados. Estes sistemas foram desenvolvidos para atuar como agentes intermediários de união em restaurações onde são utilizados compósitos. Eles têm o papel de penetrar nos espaços criados pelo condicionamento ácido e unir-se aos materiais usados na restauração do dente.

O principal objetivo dos sistemas adesivos é o estabelecimento de uma forte união entre o material restaurador e a estrutura dental, sendo fundamental que a maior área possível de dentina esteja em íntimo contato com o sistema adesivo. Porém, substâncias presentes nesses sistemas apresentam efeito citotóxico definido. Tem-se verificado que diferentes componentes de materiais resinosos podem ser liberados em fase aquosa.

Assim, quando aplicado em uma superfície molhada, como a dentina, monômeros livres não polimerizados são liberados dos materiais resinosos, difundindo-se através dos túbulos dentinários até a polpa dental. Uma vez que estes monômeros residuais alcançam o tecido pulpar, uma reação de corpo estranho será iniciada.

Fator bastante relevante quanto às injúrias causadas à polpa, durante as etapas de preparação da estrutura dental para receber a restauração adesiva, é o condicionamento ácido, que pode levar à total remoção da *smear layer*. Como essa camada atua tamponando os túbulos dentinários e diminuindo sua permeabilidade, sua remoção pode ocasionar fluxo de fluido da dentina para a superfície e, consequentemente, ocasionar inflamação pulpar.

Levando em consideração que nenhum material é 100% seguro, na decisão sobre qual material pode ser utilizado na estrutura dentária, deve-se ponderar os riscos e benefícios do seu uso.

7. DEGRADAÇÃO HIDROLÍTICA E METALOPROTEINASES

Durante a formação da camada híbrida, algumas vezes os monômeros adesivos não são capazes de encapsular toda a matriz colágena, deixando algumas fibrilas expostas e susceptíveis à degradação hidrolítica ao longo do tempo. A hidrólise é considerada a principal razão da degradação da resina dentro da camada híbrida, contribuindo para a redução da resistência de união ao longo do tempo. O processo de hidrólise acontece pelo rompimento de ligações covalentes entre os polímeros por meio da adição de água nas ligações com ésteres, resultando em perda de massa do composto resinoso. A aplicação do sistema adesivo em dentina com excesso de água, bem como algumas enzimas presentes na saliva, contribui para o processo de hidrólise e consequente degradação da camada híbrida.

A matriz colágena dos tecidos dentinários fica exposta a ambientes ácidos, ou pelo condicionamento ácido realizado previamente à utilização do sistema adesivo ou pela utilização de um sistema adesivo autocondicionante. As fibrilas de colágeno expostas e sem sustentação por nenhum adesivo ficam sujeitas ao ataque por enzimas metaloproteinases da matriz (MMPs), que provocam colagenólise em presença de água, resultando em falha na união entre o sistema adesivo e a dentina. As MMPs são uma classe de endopeptidases dependentes de zinco e cálcio. Estas enzimas endógenas são componentes importantes em muitos processos biológicos e patológicos, devido à sua capacidade de degradar quase todos os componentes da matriz extracelular.

No intuito de evitar a degradação da camada híbrida e prolongar a durabilidade da ligação dentina-resina, tem sido recomendada a inibição dessas

proteases através do uso de inibidores de MMPs sintéticos como a clorexidina, os metacrilatos de amônio quaternário ou cloreto de benzalcônio, algumas vezes associados aos primers.

Embora os problemas envolvendo a adesão ao substrato dentinário ainda não tenham sido completamente resolvidos, é notável que essa ciência se desenvolveu muito nas últimas décadas e técnicas para o estabelecimento de ligações estáveis resistentes à hidrólise entre a dentina e os sistemas adesivos estão muito perto de se tornarem procedimentos de rotina.

Bibliografia

Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2007.

Baratieri LN. Odontologia Restauradora: Fundamentos & Técnicas. Volume 1 & 2: Grupo Gen-Livraria Santos Editora; 2000.

Carvalho RMD, Carrilho MDO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini-Jr L, Silva SMA, Kussmaul APM. Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. Biodonto 2004; 2(1): 1-89.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 11ªed. São Paulo: Santos, 2004.

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

Phillips RW. Skinner Materiais dentários. 9ªed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1993.

GESSOS ODONTOLÓGICOS

Yumi Chokyu Del Rey

Prof. Dr. Cássio do Nascimento

1. INTRODUÇÃO

O gesso pode ser definido como um pó fino que, ao entrar contato com a água, sofre uma reação exotérmica e forma um produto final de consistência rígida. Em Odontologia, são utilizados diversos tipos de gesso, os quais apresentam diferentes indicações (Tabela 1). Uma vez que o gesso tipo I (gesso para moldagem) está em desuso, os principais usos dos gessos na Odontologia atualmente são a confecção de modelos de estudo e de trabalho, de peças de ensino, como material auxiliar para procedimentos laboratoriais que estão envolvidos na confecção de próteses dentárias e na composição de revestimentos odontológicos. Existem também os gessos sintéticos, os quais são pouco utilizados e por isso não serão abordados nesse capítulo.

Tabela 1. Tipos de gessos odontológicos e suas indicações

Gesso tipo II	Gesso comum	Confecção de modelos de estudo; Fixação de modelos em articulador; Inclusão de próteses totais e parciais em mufla; Confecção de peças acessórias para ensino
Gesso tipo III	Gesso pedra (de resistência moderada para baixa)	Confecção de modelos de estudo; Confecção de bases de modelos de trabalho; Composição de revestimentos odontológicos
Gesso tipo IV	Gesso pedra melhorado (de alta resistência e baixa expansão)	Confecção de modelos de trabalho
Gesso tipo V	Gesso pedra melhorado (de alta resistência e alta expansão)	Confecção de modelos de trabalho

Modelos são reproduções em positivo das estruturas bucais, enquanto que as moldagens são reproduções em negativo. O processo de obtenção de um modelo consiste em realizar uma mistura de pó de gesso com água, depositá-la sobre o molde (processo denominado de vazamento do molde) e aguardar a presa

do material. Quando utilizados para o planejamento inicial do caso clínico, os modelos são denominados “de estudo” ou “iniciais”, enquanto que os modelos utilizados para a confecção propriamente dita dos trabalhos odontológicos são denominados “modelos de trabalho”. Uma vez que as próteses dentárias são confeccionadas pelo protético em laboratório, ou seja, fora da boca do paciente, é de fundamental importância que os moldes e modelos obtidos copiem fielmente as estruturas para que as peças confeccionadas fiquem bem adaptadas e sejam compatíveis com o que se observa clinicamente.

2. REQUISITOS GERAIS

Os requisitos gerais de um gesso odontológico são:

- Resistência à compressão e à tração
- Dureza
- Resistência à abrasão
- Boa reprodução de detalhes
- Estabilidade dimensional
- Tempo de trabalho adequado
- Cor contrastante com o do padrão de cera, para facilitar a visualização do enceramento
- Compatibilidade com os materiais de moldagem, para facilitar o vazamento
- Fácil manipulação
- Custo acessível

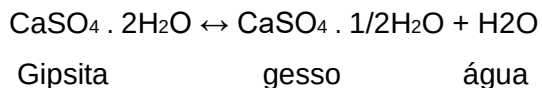
3. COMPOSIÇÃO

Os gessos são compostos principalmente por sulfato de cálcio hemiidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$), além de aceleradores e retardadores do tempo de presa, componentes refinadores de grãos e componentes que controlam a expansão de presa. Os aceleradores aumentam a velocidade de dissolução do hemiidrato e de precipitação dos cristais, diminuindo o tempo de presa. Os retardadores são substâncias que se fixam sobre a superfície das partículas de hemiidrato e/ou dos cristais em formação, o que dificulta a absorção de água e dissolução do hemiidrato,

tornando a presa mais lenta. Os refinadores de grãos tornam os grãos menores e mais uniformes. O gesso tipo IV se difere do gesso tipo V porque contém sais extra para reduzir a sua expansão de presa.

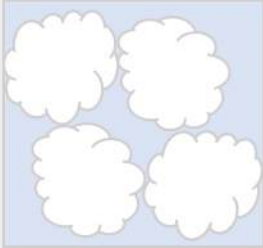
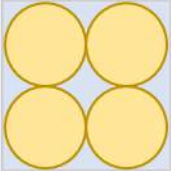
4. PRODUÇÃO DO GESSO ODONTOLÓGICO

A matéria-prima utilizada para a produção dos gessos é um mineral encontrado de forma abundante na natureza denominado gipsita ou sulfato de cálcio diidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). As partículas de sulfato de cálcio hemiidratado, componentes principais do pó de gesso, são formadas a partir de um tratamento térmico da gipsita denominado calcinação. Nesse processo, a gipsita é triturada e submetida a altas temperaturas, o que leva à evaporação de água e à formação partículas de sulfato de cálcio hemiidratadas. Quando a reação inversa ocorre, ou seja, quando o pó de gesso ($\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$) é misturado à água, ocorre uma reação exotérmica e forma-se novamente sulfato de cálcio diidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), o qual apresenta consistência rígida.



Dependendo do método de calcinação, originam-se diferentes tipos de cristais de sulfato de cálcio hemiidratado, de mesma fórmula química, mas com diferentes propriedades físicas. São eles: β -hemiidrato, α -hemiidrato e α -hemiidrato modificado (Tabela 2). O tamanho, grau de compactação dos cristais e área de superfície das partículas influenciam na quantidade de água necessária na mistura para a reação de formação de gipsita. Quanto maiores, mais irregulares e porosas forem as partículas, maior a quantidade de água absorvida pelos cristais e mais poroso e menos resistente é o gesso resultante.

Tabela 2. Tipos de sulfato de cálcio hemiidrato e suas características

Tipo de hemiidrato	β -hemiidrato	α -hemiidrato	α -hemiidrato modificado
Tipo de calcinação	Aquecimento (110-120°C) em caldeira, cuba ou forno a céu aberto	Aquecimento (120-130°C) em autoclave, com pressão e umidade controladas.	Aquecimento (120-130°C) em autoclave, com pressão e umidade controladas, em solução aquosa de cloreto de cálcio e cloreto de magnésio a 30%
Características dos cristais	Irregulares, largos, porosos, ortorrômnicos	Pequenos, regulares, densos, cilíndricos ou prismáticos	Menores, mais lisos e densos
Representação ilustrativa dos cristais			
Tipo de gesso originado	Gesso tipo I e gesso tipo II	Gesso tipo III	Gesso tipo IV e gesso tipo V
Características do gesso	Poroso, baixa resistência mecânica e dureza superficial, menor precisão de detalhes e estabilidade dimensional.	Resistência mecânica, dureza superficial e precisão de detalhes moderadas. Melhor estabilidade dimensional em comparação aos tipos I e II.	São os de maior resistência mecânica e dureza superficial, além de melhor precisão de detalhes. Tipo IV apresenta baixa expansão de presa. Tipo V apresenta alta expansão de presa.

4.1. Sulfato de cálcio β -hemiidratado

O método de calcinação para a obtenção de partículas de β -hemiidrato consiste no aquecimento da gipsita triturada a 110°-120°C em uma caldeira, cuba ou forno a céu aberto. Como há exposição ao oxigênio durante o processo, os cristais formados são irregulares, porosos, largos e ortorrômnicos. Como consequência, essas partículas absorvem grande quantidade de água (maior quantidade de água é necessária na mistura) e os gessos resultantes são porosos, apresentam baixa resistência e dureza superficial, além de menor precisão de detalhes e estabilidade dimensional (sofrem maior expansão de presa). Os gessos tipo I e tipo II são formados por partículas de cristais de β -hemiidrato. O gesso tipo II ou gesso comum é um pó fino de cor branca e o gesso tipo I (para moldagem) está em desuso.

4.2. Sulfato de cálcio α -hemiidratado

O gesso tipo III ou gesso pedra é um pó fino de cor amarela ou bege formado por partículas de cristais de α -hemiidrato. O método de calcinação para a obtenção do α -hemiidrato é o aquecimento a 120°-130°C em autoclave, com pressão e umidade controladas. Os cristais obtidos são cilíndricos ou prismáticos, regulares, pequenos e densos. Dessa forma, a água necessária na mistura é menor (menor proporção água/pó) e o produto de gesso apresenta maior resistência mecânica, dureza superficial e precisão de detalhes em comparação ao gesso tipo II e tipo I, além de melhor estabilidade dimensional (menor expansão de presa).

4.3. Sulfato de cálcio α -hemiidratado modificado

Os gessos tipo IV e V são pós finos de diferentes cores (rosa, azul, verde, entre outros) formados por partículas de cristais de α -hemiidrato modificado. O método de calcinação para obtenção do α -hemiidrato modificado consiste no aquecimento a 120-130°C da gipsita em autoclave, com pressão e umidade controladas, em solução aquosa de cloreto de cálcio e cloreto de magnésio a 30%. Esse processo permite que sejam obtidas partículas de cristais menores, mais lisas e densas. Dessa forma, a água necessária na mistura é ainda menor do que para

os gessos tipo III (menor proporção água/pó) e os gessos resultantes apresentam alta resistência, maior resistência à abrasão (são gessos extraduros) e maior custo. O gesso tipo IV apresenta alta resistência e baixa expansão, já o gesso tipo V apresenta alta resistência e alta expansão.

A expansão de presa do gesso tipo V é uma expansão de presa controlada que tem como objetivo compensar a contração de solidificação das ligas metálicas e, assim, garantir que a peça metálica fundida fique bem adaptada ao dente (Figura 1). Como o gesso tipo V sofre expansão de presa controlada, o modelo de gesso obtido é maior do que o tamanho do dente preparado. Como consequência, o padrão de cera que o protético encera sobre o modelo também é maior do que o tamanho correspondente do preparo dental. Dessa forma, durante o processo de fundição para obtenção da restauração metálica fundida, a liga metálica sofre uma contração de fundição, o que resulta em uma peça metálica de volume inferior ao padrão de cera encerado, mas de tamanho compatível ao preparo dental.

Figura 1. Representação esquemática da adaptação de uma peça metálica fundida (restauração metálica fundida) com o uso de gesso sem expansão de presa controlada (primeira linha) e gesso com expansão de presa controlada (segunda linha)



Fonte: Autoria própria

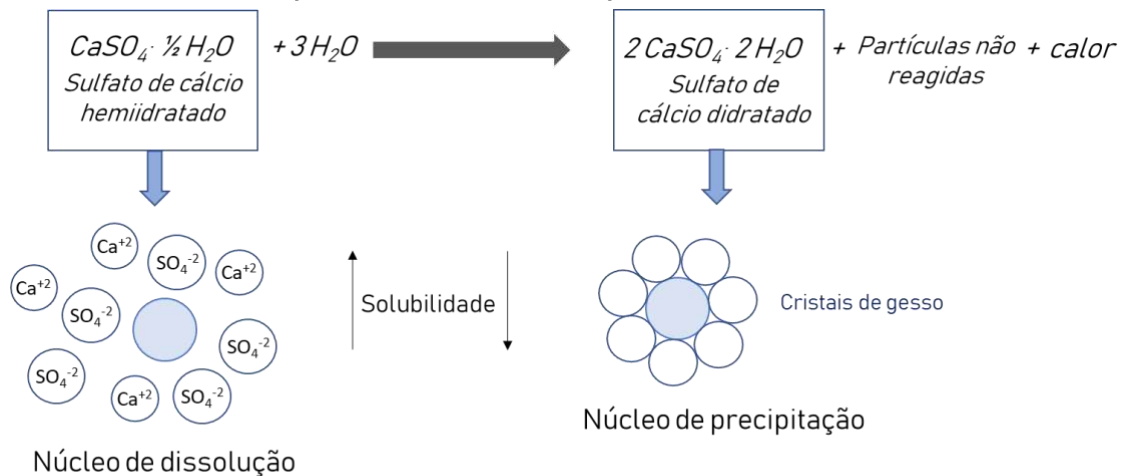
5. MECANISMO DE PRESA DOS GESSOS

Ao se realizar a mistura do gesso em pó (sulfato de cálcio hemiidratado) com a água, ocorre uma reação exotérmica que leva à formação de gipsita (sulfato de

cálcio diidratado). O papel da água no processo é promover a dissolução do hemiidrato, com a liberação de íons cálcio e sulfato, formando uma solução saturada de íons. Núcleos de precipitação pré-existent atraem os íons, os quais vão se precipitando (cristalizando) ao redor dos núcleos e formando os cristais de gesso (Figura 2). Atuam como núcleos de precipitação partículas de gesso não reagidas ou impurezas.

Dessa forma, durante a cristalização do gesso dois tipos de núcleos podem ser distinguidos: um núcleo de dissolução e um núcleo de precipitação. Os núcleos de dissolução estão localizados em torno do sulfato de cálcio hemiidratado, enquanto que os núcleos de precipitação estão em torno do sulfato de cálcio diidratado. O sulfato de cálcio diidratado é menos solúvel que o sulfato de cálcio hemiidratado. Dessa forma, a concentração de íons cálcio e sulfato é mais alta próximo dos núcleos de dissolução e mais baixa próximo dos núcleos de precipitação, o que faz com que os íons se difundam na solução da região mais concentrada para a menos concentrada, indo, portanto, em direção ao núcleo de precipitação e formando os cristais de gesso.

Figura 2. Representação esquemática da reação de presa dos gessos odontológicos



Fonte: Autoria própria

5.1. Relação água/pó

A quantidade de água necessária na mistura depende do tamanho, forma e área total de superfície dos cristais de hemiidrato. Quanto maior o tamanho, a área de superfície e a irregularidade dos cristais, maior a quantidade de água a ser

utilizada. O quociente entre a quantidade de água e a quantidade de pó utilizados na mistura é expresso como relação água/pó (A/P) e é indicado pelo fabricante. As diferentes marcas comerciais de um mesmo tipo de gesso podem apresentar relações A/P diferentes.

A quantidade de água (em mililitros) e de hemidrato (em gramas) utilizados na mistura deve ser medido de forma precisa para que seja respeitada a proporção A/P indicada pelo fabricante, a qual confere as propriedades ideais ao produto de gesso. Por exemplo, uma relação A/P é de 0,60 indica o uso de 60 mL de água para cada 100 gramas de pó. Uma relação A/P de 0,28 indica o uso de 28 mL de água para cada 100 gramas de hemidrato.

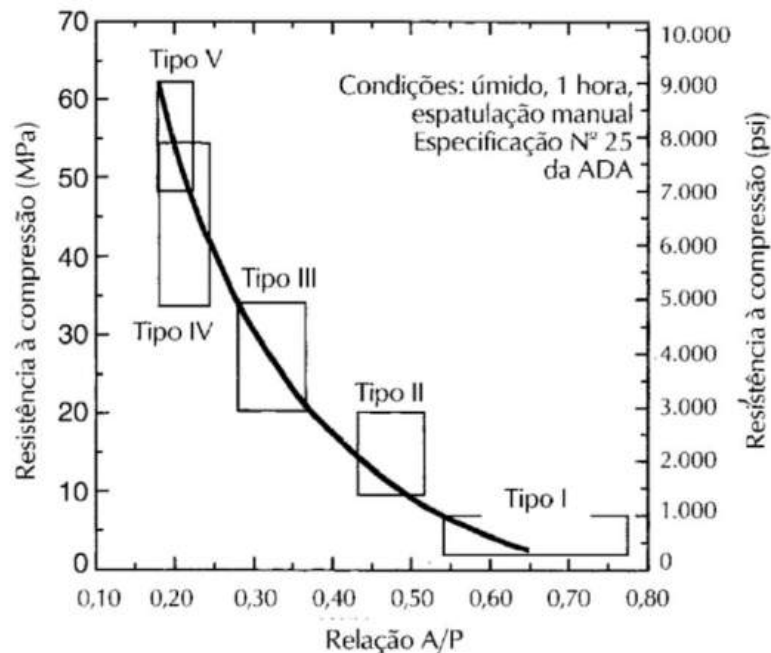
Quanto maior a relação A/P, maior a quantidade de água em excesso (água residual) (Tabela 3), que não é usada na reação química e que permanece na massa cristalizada, tornando o produto de gesso mais frágil, poroso e menos resistente.

Tabela 3. Relação A/P e a quantidade de água em excesso para os diferentes tipos de gesso

Tipo de gesso	Relação A/P	Água em excesso (mL/100 g de pó)
Gesso tipo II	0,45 a 0,55	18-31
Gesso tipo III	0,30 a 0,35	9-13
Gesso tipo IV ou V	0,20 a 0,25	0-5

Os gessos tipo I (gesso para moldagem) e tipo II (gesso comum) têm cristais maiores de hemidrato que requerem maior quantidade de água para que a reação se complete. Assim, a quantidade de água residual na massa é maior, o que torna o gesso menos resistente, mais poroso e frágil. Os gessos tipos IV e V têm cristais menores, os quais requerem menor quantidade de água para que a reação se complete. Assim, a quantidade de água residual na massa é menor e o produto final é mais duro, mais resistente e menos poroso. Dessa forma, a relação A/P determinada pelo fabricante é maior para o gesso tipo I > II > III > IV > V e, quanto maior o valor, menor a resistência à compressão do gesso (Figura 3).

Figura 3. Resistência úmida à compressão em função da relação água/pó (A/P) para os cinco tipos de gesso



Fonte Anusavice KJ. Phillips Materiais Dentários 11ªed, 2005. Produtos de gipsita. Pág. 244.

A relação A/P influencia nas propriedades mecânicas do produto final de gipsita formado. Quanto maior a relação A/P:

- Maior o tempo de presa: Uma maior quantidade de água na mistura significa um maior volume de água residual e menor número de núcleos de cristalização por unidade do volume, o que leva a um aumento do tempo de presa.
- Menor a resistência: A diminuição da resistência mecânica é consequência da maior porosidade e fragilidade do produto de gesso, devido a maior quantidade de água residual na massa.
- Maior a expansão de presa do material: Quantidades maiores de água na mistura permitem um maior crescimento dos cristais de gesso em formação, pelo maior distanciamento existente entre os núcleos de cristalização. Desta forma, o resultado final é uma maior expansão do material durante a reação de presa.

5.2. Contração e expansão volumétricas

Todos os gessos sofrem, durante o processo de presa, uma contração durante a cristalização conforme se absorve água e, simultaneamente, uma expansão linear conforme os cristais de gesso em formação crescem e chocam entre si. A expansão linear sempre se sobrepõe à contração, que é de menor intensidade. Quanto maior a expansão de presa, maior a porosidade do material.

5.3. Tempo de presa inicial e final

Existem dois tipos de tempo de presa dos gessos: o tempo de presa inicial e o tempo de presa final. O tempo de presa inicial é o tempo no qual o gesso atinge um estado de rigidez, não podendo mais ser manipulado, mas a massa ainda não adquiriu resistência mecânica suficiente para ser removida do molde. O tempo médio de presa inicial dos gessos varia em torno de 10 minutos. Podemos pré-determinar o tempo de presa inicial a partir de um teste visual. O tempo de perda de brilho superficial precede em alguns minutos o tempo de presa inicial do gesso.

O tempo de presa final é o tempo decorrido desde o início da mistura até que o material endureça, ou seja, apresente cerca de 80% do seu valor total de resistência à compressão. Somente após o tempo de presa final o modelo de gesso pode ser separado do conjunto molde-moldeira sem risco de fratura. Para auxiliar na determinação do tempo de presa final, podemos fazer o teste de temperatura. O tempo de presa final corresponde ao fim de liberação de calor da mistura, o que ocorre, em média, em torno de 30 a 60 minutos.

Para determinar com precisão o tempo de presa inicial e o tempo de presa final do gesso, são realizados testes de penetração com as agulhas de Gillmore. São duas agulhas:

- Uma agulha de menor peso e maior diâmetro: Usada para determinar o tempo de presa inicial, momento em que a agulha não penetra mais na massa.
- Uma agulha de maior peso e menor diâmetro: Usada para determinar o tempo de presa final, momento em que a agulha não marca mais a superfície da massa.

5.4. Tempo de trabalho

O tempo de trabalho é o tempo disponível para usar a mistura, preencher o molde, vaziar os modelos e limpar os dispositivos usados. À medida que ocorre a reação de presa, mais cristais diidratado são produzidos e a viscosidade da massa aumenta. O fim do tempo de trabalho é quando a massa não pode mais fluir reproduzindo detalhes do molde. O tempo médio de trabalho do gesso é de 3 minutos (Figura 4).

Figura 4. Ilustração esquemática dos tempos médio de trabalho, de presa inicial e de presa final dos gessos odontológicos



Fonte: Autoria própria

5.5. Controle do tempo de presa

Existem fatores que alteram o tempo de presa que são controlados pelo fabricante e fatores controlados pelo dentista, conforme apresentado na Tabela 4.

Tabela 4. Fatores que alteram o tempo de presa dos gessos odontológicos

Fatores controlados pelo fabricante	Fatores controlados pelo dentista
Granulometria dos cristais de hemiidratado	Relação A/P
Adição de aceleradores ou retardadores de presa	Velocidade e tempo de espatulação
Adição de impurezas	Temperatura
	Umidade
	Sinérese e embebição dos hidrocolóides
	Alteração de pH (saliva e sangue)
	Impurezas

5.5.1. Fatores controlados pelo fabricante

- Granulometria dos cristais de hemiidrato: Quanto maiores, mais irregulares e maior a área de superfície dos cristais, maior a água necessária na mistura e, conseqüentemente, maior o tempo de presa. Quanto maior a quantidade de água, menor o número de núcleos de cristalização por unidade de volume, o que aumenta o tempo de presa. Assim, os gessos compostos por cristais de α -hemiidrato modificados apresentam velocidade de reação mais rápida.
- Adição de aceleradores ou retardadores de presa: Os aceleradores aumentam a velocidade de dissolução do hemiidrato e precipitação dos cristais, diminuindo o tempo de presa. Os retardadores são substâncias que se fixam sobre a superfície das partículas de hemiidrato e/ou dos cristais em formação, o que dificulta a absorção de água e dissolução do hemiidrato, tornando a presa mais lenta.
- Adição de impurezas: As impurezas servem como núcleos de cristalização e, assim, por aumentar o número de núcleos de cristalização, aceleram a reação de presa.

5.5.2. Fatores controlados pelo cirurgião dentista

- Relação água/pó: Deve-se utilizar a relação A/P indicada pelo fabricante, uma vez que ela interfere diretamente nas propriedades do gesso formado. Caso o cirurgião dentista utilize uma relação A/P maior do que a indicada (coloque mais água na mistura do que o necessário), o produto de gesso formado será mais poroso, frágil e menos resistente mecanicamente, tornando-se mais suscetível a fraturas. Além disso, o tempo de presa será maior. Já se a relação A/P for menor do que a indicada pelo fabricante (menos água na mistura do que o necessário), aumenta-se a viscosidade do gesso e perde-se precisão de cópia, podendo haver a formação de bolhas negativas pela falta de escoamento e preenchimento adequado do molde pela massa de gesso muito viscosa. A correta relação A/P confere as propriedades ideais ao gesso.
- Efeitos da Espatulação: Quanto maior o tempo e a velocidade de espatulação, menor o tempo de presa, porque há a quebra dos cristais de

gesso em formação e formação de novos núcleos de precipitação, aumentando a velocidade de presa.

- Efeitos da temperatura: Tanto a temperatura da água quanto a temperatura ambiente influenciam no tempo de presa. Quanto maior a temperatura, menor a velocidade de dissolução dos hemiidratos, mas maior a mobilidade e difusão dos íons cálcio e sulfato para os núcleos de precipitação. De 0 a 50°C, o segundo efeito predomina e, assim, quanto maior a temperatura, mais rápida a velocidade da reação de presa e menor o tempo de presa. Já acima de 50°C há um retardamento da reação de presa do gesso, devido ao predomínio do primeiro efeito, o que leva ao aumento do tempo de presa.
- Efeitos da umidade: O contato com a umidade durante a manipulação do gesso ou durante o armazenamento produz diidratos no pó de gesso que funcionam como núcleos de cristalização. O maior número de núcleos de cristalização acelera a reação de presa.
- Efeito dos hidrocolóides: O alginato é um hidrocolóide irreversível, enquanto que o ágar é um hidrocolóide reversível. Os hidrocolóides interferem na reação de presa do gesso, retardando a reação de cristalização. Como consequência, os modelos ficam porosos e frágeis. Isso ocorre porque os hidrocolóides sofrem sinérese e embebição (perda e ganho de água) e, portanto, podem ressecar ou hidratar o gesso. Para evitar a ocorrência desse efeito, deve-se armazenar o conjunto molde-modelo em umidificadora, a qual apresenta umidade relativa de 100%.
- Efeitos do pH: Líquidos com pH baixo, como saliva e sangue, retardam a reação de presa. Líquidos com pH alto aceleram a reação de cristalização.
- Impurezas: As impurezas atuam como novos núcleos de cristalização, aumentando a velocidade de reação de presa. Dessa forma, deve-se sempre utilizar cubas e espátulas de manipulação limpas para cada porção de gesso a ser manipulada.

6. PROPRIEDADES DOS GESSOS ODONTOLÓGICOS

6.1. Resistência úmida x resistência do gesso seco

A resistência úmida é a resistência do gesso após 1 hora. A resistência seca é a resistência do material de gesso após a eliminação de todo o excesso de água. Os valores de resistência aumentam conforme as amostras de gesso se tornam secas, sendo que a resistência à compressão do gesso seco pode ser até duas vezes maior do que a resistência úmida.

Tabela 5. Resistência úmida à compressão (após 1 hora) dos gessos odontológicos (especificação nº25 da ADA)

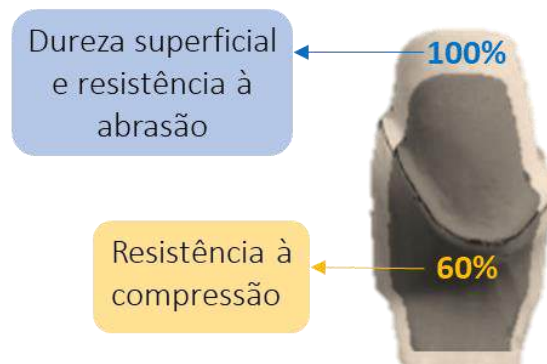
Tipo de gesso	Resistência à compressão (MPa)
Gesso comum (tipo II)	9,0
Gesso pedra (tipo III)	20,0
Gesso pedra de alta resistência e baixa expansão (tipo IV)	35,0
Gesso pedra de alta resistência e alta expansão (tipo V)	35,0

6.2. Dureza de superfície e resistência à abrasão

A dureza de uma superfície pode ser definida como a capacidade de resistir a perfurações ou riscos. A resistência à abrasão é a resistência ao desgaste e à perda de componentes. A dureza de superfície e a resistência à abrasão são diretamente proporcionais à resistência à compressão e aumentam conforme a massa perde água.

Uma vez que a água da superfície do gesso evapora mais rápido, a dureza superficial e resistência à abrasão aumentam mais rapidamente do que a resistência à compressão do centro da massa, onde a água leva mais tempo para evaporar. Desse modo, se o operador remover o modelo de gesso do conjunto molde-moldeira precipitadamente, antes do tempo de presa final, pode haver fratura do modelo.

Figura 5. Representação esquemática dos valores de resistência à compressão, dureza superficial e resistência à abrasão de um troquel em gesso antes do tempo de presa final



Fonte: Arquivo de imagens dos autores

6.3. Resistência à tração

Os gessos são materiais friáveis, apresentando baixa resistência à tração. A resistência à tração do gesso seco (após 40 horas) é até 2 vezes maior do que a resistência úmida (após 1 hora). A resistência do gesso comum (tipo II) é aproximadamente metade da resistência dos gessos pedra melhorados (IV e V).

6.4. Reprodução de detalhes

Os gessos tipo II possuem baixa capacidade de reprodução de detalhes, sendo capazes de reproduzir fissuras de até 75 μm de largura. Já os gessos tipo III, IV e V possuem capacidade de reproduzir fissuras menores, de até 50 μm de largura.

O uso de vibradores e de umectantes de superfície melhoram a reprodução de detalhes e previnem a formação de bolhas. Os vibradores fazem com que o gesso penetre nas extremidades mais estreitas e os umectantes de superfície aumentam a molhabilidade do material de moldagem (do molde).

Já a saliva, o sangue e a água atuam como contaminantes, o que piora a capacidade de reprodução de detalhes devido à inclusão de bolhas na massa de gesso.

6.5. Expansão normal de presa x expansão higroscópica de presa

A expansão normal de presa é inerente ao processo de cristalização, devido ao choque entre os cristais de diidrato em crescimento, e é maior na primeira hora após a mistura.

Tabela 6. Faixa de expansão de presa expressa em porcentagem dos diferentes tipos de gesso

Tipo de gesso	Faixa de expansão de presa (%)
Gesso comum (tipo II)	0,20-0,30
Gesso pedra (tipo III)	0,15-0,25
Gesso pedra de alta resistência e baixa expansão (tipo IV)	0,06-0,08
Gesso pedra de alta resistência e alta expansão (tipo V)	0,10-0,20

6.5.1. Fatores que influenciam na expansão de presa

- **Proporção água/pó:** Quanto menor a proporção água/pó utilizada pelo operador, maior a expansão da presa, porque maior o número de núcleos de cristalização por unidade de volume.
- **Velocidade e tempo de espatulação:** Quanto maior a velocidade e o tempo de espatulação, maior a expansão de presa, devido à quebra dos sulfatos de cálcio diidratados recém-formados e a formação de novos núcleos de cristalização. O choque entre um maior número de cristais de gesso durante o processo de cristalização resulta no aumento da expansão de presa.
- **Adição de substâncias químicas:** A adição de substâncias químicas na composição do gesso pelo fabricante também influencia na expansão de presa. O cloreto de sódio, por exemplo, é um retardador que aumenta a expansão de presa do gesso.
- **Imersão em água (expansão higroscópica de presa):** A expansão de presa do gesso pode ser aumentada substancialmente pela imersão do material em água enquanto ele estiver tomando presa. A expansão higroscópica de presa é uma continuação da expansão normal de presa que ocorre quando

o material é imerso em água. A água de imersão “repõe” a água absorvida pela reação de cristalização e, assim, nenhuma contração inicial ocorre. Dessa forma, a imersão em água durante o processo de presa aumenta a expansão de presa do gesso. Esse aumento da expansão de presa é útil para compensar a contração de solidificação das ligas metálicas, assim, permitir uma melhor adaptação da restauração metálica fundida ao dente.

7. GESSOS ESPECIAIS

Além dos gessos padronizados já descritos, existem outros tipos de produtos de gipsita que foram idealizados para procedimentos especiais. Exemplos:

- Gessos para modelos ortodônticos que podem ser tratados por imersão em solução de sabão para aumentar a sua lisura superficial.
- Gessos para montagem de modelos de articulador, com presa mais rápida e baixa expansão. Geralmente também possuem baixa resistência para facilitar o seu recorte e sua separação das placas de montagem do articulador.
- Gessos que alteram de cor durante a reação de cristalização, indicando os tempos de trabalho e presa.
- Gessos com adição de resinas à composição, aumentando a resistência à abrasão e diminuindo a friabilidade.

8. MANIPULAÇÃO DOS GESSOS ODONTOLÓGICOS

8.1. Espatulação manual x espatulação mecânica

A espatulação do gesso pode ser feita de modo manual ou de modo mecânico à vácuo. O tempo de espatulação manual é em torno de 1 minuto. O tempo de espatulação mecânica é de 30 segundos. A espatulação mecânica, além de demorar menos tempo, é feita à vácuo e, por isso, há menor chance de incorporar bolhas na massa. A resistência e a dureza obtidas pela espatulação mecânica à vácuo geralmente excedem aquelas obtidas pela espatulação manual.

8.2. Técnica de espatulação

Para a manipulação do gesso, deve-se utilizar uma cuba de borracha e uma espátula para gesso limpas. O proporcionamento do pó (em gramas) é feito com o uso de uma balança e a medida do líquido (em mililitros) é obtida com o auxílio de uma proveta, obedecendo a proporção pó/líquido fornecida pelo fabricante.

Primeiramente, devemos colocar a água na cuba e, em seguida, verter o pó sobre o líquido. É importante colocar primeiro a água e depois o pó para diminuir a chance de inclusão de bolhas e facilitar o molhamento das partículas de pó. O tempo de espatulação manual é de 1 minuto e se divide em: 15 segundos incorporando o pó à água e depois 45 segundos de espatulação vigorosa, comprimindo a massa contra as paredes da cuba, de modo a obter uma mistura macia e homogênea.

IMPORTANTE: Variações nos tempos de presa inicial e final nas diferentes regiões do gesso se devem à manipulação pouco uniforme. Quanto maior o tempo e a velocidade de espatulação, menor o tempo de presa, porque há a quebra dos cristais de gesso em formação e formação de novos núcleos de precipitação, aumentando a velocidade de reação. Desse modo, as partes mais espatuladas tomam presa mais rápido e, por isso, é importante realizar uma espatulação uniforme do gesso.

8.3. Vazamento do gesso sobre o molde

Antes de realizar o vazamento, o molde deve ser descontaminado e, em seguida, seco com jatos de ar para remover o excesso de água que pode afetar a reprodução de detalhes. Para remover bolhas de ar da massa de gesso recém manipulada, pode-se vibrar a cuba em um vibrador.

Devemos aplicar pequenos incrementos de gesso sobre o molde com o auxílio de uma espátula 7 e de vibração para evitar a incorporação de bolhas de ar e permitir o adequado escoamento sobre o molde. Para isso, depositamos uma pequena quantidade de gesso em uma das bordas da moldagem e inclinamos a moldeira sob o vibrador para fazer o gesso escoar para o interior do molde. Repete-se o processo até o completo preenchimento das áreas oclusais. Após o recobrimento oclusal, porções maiores de gesso podem ser adicionadas.

Terminado o vazamento, coloca-se a moldeira com o gesso voltado para baixo sobre uma placa de vidro. Após o tempo de presa final do gesso, pode-se sacar o modelo, separando-o do conjunto molde-moldeira.

8.4. Cuidados com o modelo de gesso

- Se o modelo de gesso seco absorver água, ele pode sofrer alteração dimensional (expansão) e redução da resistência e da dureza. A água gessada do recortador de gesso é saturada com sulfato de cálcio e, portanto, diminui a absorção de água do modelo de gesso.
- Os modelos de gesso podem ser descontaminados com imersão em hipoclorito de sódio a 10% por 10 minutos ou com uso de spray iodofórmio por 30 minutos. Os fabricantes também podem adicionar agentes desinfetantes na composição do gesso.
- Deve-se armazenar os modelos em ambiente seco e em temperaturas inferiores a 55°C. Não é seguro armazenar a temperaturas superiores a 55°C porque pode haver conversão de di-idrato em hemi-idrato, contração pela perda de água e diminuição da resistência do modelo.

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials. 3ªed. São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2010.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 11ªed. São Paulo: Santos, 2004.

Chain MC. Materiais dentários. Série Abeno: Odontologia Essencial – Parte Clínica. São Paulo: Artes Médicas, 2013.

CLASSIFICAÇÃO DOS MATERIAIS DE MOLDAGEM E ALGINATO

Tatiane Cristina Dotta

Leonardo de Pádua Andrade Almeida

Mayara Manfrin Arnez

Raísa Castelo Bessa Nogueira

Profª Drª Alma Blásida Concépcion Elizaur Benitez Catirse

1. CLASSIFICAÇÃO DOS MATERIAIS DE MOLDAGEM

A confecção de uma prótese envolve a realização de vários procedimentos clínicos e laboratoriais. Os procedimentos clínicos consistem no preparo específico que envolve a confecção de próteses, que podem ser próteses fixas, removíveis ou totais, dependendo da necessidade do paciente. A confecção da peça protética é feita no laboratório, sobre um modelo da boca do paciente. Sendo o modelo uma cópia em positivo das estruturas bucais do paciente, obtido com material de modelagem (a ser visto mais adiante), a partir de um molde.

Molde é a cópia em negativo da estrutura bucal de uma região parcial ou total da arcada superior ou inferior obtida por meio do procedimento clínico de moldagem.

Moldagem é o ato operatório de obtenção do molde de uma região parcial ou total da arcada superior ou inferior.

Os materiais de moldagem são utilizados para produzir uma réplica dos dentes e dos tecidos da cavidade oral e podem ser classificados de acordo com a sua consistência final em materiais rígidos e elásticos, assim como de acordo com a reação pela qual atinge a sua consistência final, que podem ser por uma reação química ou física pela ação do calor, de acordo com a Tabela 2.

Tabela 2. Classificação dos materiais de moldagem

Material			Reação
Elástico	Hidrocolóide	Ágar (reversível)	Calor
		Alginato (irreversível)	Química
	Elastômero	Polissulfeto	Química
		Poliéter Silicona (de condensação) Silicona (de adição)	
Rígido	Godiva		Calor
	Pasta Zincoenólica		Química

Os materiais de moldagem rígidos, como a godiva e pasta zinco-enólica não podem ser utilizados em áreas retentivas, como regiões dentadas ou mesmo

arcadas desdentadas com retenções. Portanto, esses materiais são utilizados em caso de pacientes edêntulos sem áreas de rebordo retentivas.

Dentre os materiais de moldagem elásticos estão os hidrocolóides e os elastômeros, que pela sua característica pode ser utilizado para moldar áreas retentivas em pacientes parcialmente desdentados e totalmente dentados.

A escolha do material de moldagem vai depender das particularidades de cada caso, da técnica de moldagem e da viscosidade do material. Para a realização da moldagem são utilizadas moldeiras que são recipientes necessários para apoiar o material de moldagem de forma que ele possa ser inserido na boca e removido após a reação de presa do material. As moldeiras podem ser de estoque ou individuais, parciais ou totais, lisas ou perfuradas. Ela deverá ser selecionada de acordo com o tamanho da arcada do paciente, caso seja realizada uma moldagem total, pois as moldeiras têm o número indicando o tamanho da mesma. Além disso, fornecem suporte quando o modelo é vazado da moldagem.

Os requisitos de um material de moldagem são:

- Odor e gosto agradáveis e cor aceitável
- Ausência de constituintes tóxicos ou irritantes
- Ter fluidez para se adaptar aos tecidos bucais
- Ter viscosidade suficiente para ficar contido na moldeira
- Se tornar sólido borrachóide ou rígido em curto tempo
- Não distorcer ou rasgar ao ser removido da boca
- Estabilidade dimensional
- Biocompatibilidade
- Bom custo benefício

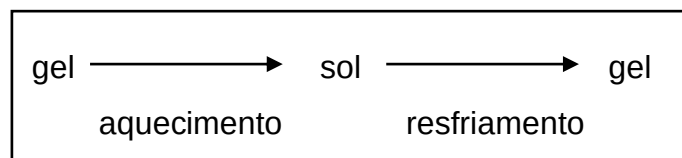
2. HIDROCOLÓIDES

Os materiais hidrocolóides para moldagem se apresentam de duas formas:

- Reversível, por exemplo, ágar
- Irreversível, por exemplo, alginato

2.1. Ágar (Hidrocolóide Reversível)

O ágar é um sulfato galactose, que forma um coloide com a água. Ele se liquefaz entre 71°C e 100°C e se torna gel novamente entre 30°C e 50°C. Ele é uma molécula de cadeia longa, os grupamentos hidroxilas (OH) formam pontes de hidrogênio, levando à formação de uma estrutura helicoidal. Quando esse material é aquecido, essas pontes de hidrogênio são quebradas, a hélice é desenroscada e o gel é transformado num fluido viscoso. Esse processo é, portanto, reversível na maneira mostrada a seguir:



O ágar possui a vantagem de poder ser utilizados repetidamente, esse material é aquecido em banho-maria até se tornar um fluido. Ele é colocado numa moldeira metálica especial pela qual a água circula quando a moldeira é levada à boca do paciente. A água resfria o ágar, que então se solidifica novamente como um gel, adquirindo a forma dos tecidos orais.

2.2. Alginato (Hidrocolóide Irreversível)

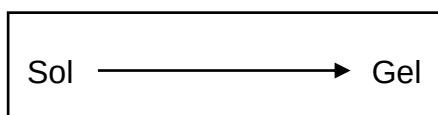
O alginato é baseado no ácido algínico, que é derivado de uma alga marinha. Algumas das moléculas de hidrogênio dos grupos carboxílicos são substituídas pelo sódio, formando então um sal solúvel, com peso molecular de 20.000 a 200.000. A reação de presa desse material ocorre pela criação de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas do alginato de sódio. A composição de um alginato típico é apresentada na Tabela 3.

Tabela 3. Composição do alginato

Componente	Quantidade (%)	Propósito
Alginato	18	Formador de Hydrogel
Sulfato de cálcio di-hidratado	14	Fornece íons de cálcio
Fosfato de sódio	2	Controla tempo de trabalho
Sulfato de Potássio	10	Presa do modelo
Cargas (terra diatomácea)	56	Controla a consistência
Silicofluoreto de sódio	4	Controla o pH

2.2.1. Reação de presa

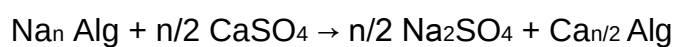
Quando o alginato é misturado com água, ocorre uma reação química que leva à formação de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas, formando uma estrutura reticulada tridimensional. Essas reações cruzadas não podem ser quebradas sendo assim um processo irreversível, de modo que este material só pode ser usado uma vez.



O sulfato de cálcio di-hidratado fornece os íons de cálcio para a formação de ligações cruzadas que convertem o sol em um gel. Os íons de cálcio são liberados do sulfato de cálcio di-hidratado, que é parcialmente solúvel em água:



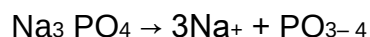
O mecanismo de formação das ligações cruzadas é descrito pela seguinte reação geral:



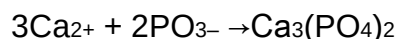
(Alginato de sódio + sulfato de cálcio di-hidratado → Sulfato de sódio + Gel de alginato de cálcio)

Os tempos de trabalho e de presa são determinados pela velocidade de liberação dos íons de cálcio e pela sua disponibilidade para a formação das ligações cruzadas.

Para controlar o tempo de presa do material é adicionado fosfato de sódio na composição para regular a rápida liberação inicial de íons de cálcio e assim o fosfato de sódio age como um retardador. A quantidade de fosfato de sódio é variada, e os alginatos podem ser de presa regular e presa rápida. Os íons de sódio são produzidos pela seguinte reação:



Os íons de cálcio reagem preferencialmente com os íons fosfato para formar um fosfato de cálcio insolúvel:



Os íons de cálcio que são liberados inicialmente do sulfato de cálcio di-hidratado não estão disponíveis para formação de ligações cruzadas, pois eles reagem com os íons de fosfato. Só quando íons de cálcio suficientes tiverem sido liberados para reagir com todo o fosfato de sódio que foi adicionado é que haverá íons de cálcio livres e disponíveis para formação das ligações cruzadas.

Durante a reação de presa ocorre uma alteração do pH que passa de 11 para aproximadamente 7, e esta alteração no pH é utilizada para permitir uma percepção visual do tempo de trabalho e da reação de presa.

2.2.2. Forma de apresentação

O alginato é apresentado na forma de pó, que deve ser agitado antes do uso, para eliminar a segregação dos componentes que pode ocorrer durante a armazenagem. Após o uso deve-se fechar a embalagem devido a sensibilidade deste material, pois são suscetíveis a sinérese (perda de água) e embebição (ganho de água). A proporção correta de pó e água é importante.

2.2.3. Proporcionalamento e Manipulação

A mistura deve ser realizada numa cuba de borracha flexível com uma espátula de metal ou plástica. A proporção de pó e água antes da manipulação é crítica para a obtenção de resultados consistentes e geralmente, os fabricantes fornecem recipientes para a dosagem do pó e da água por volume. Mudanças na proporção pó/água pode alterar a consistência e o tempo de presa do material, alterando a resistência e qualidade do molde.

O pó é incorporado à água misturando-se cuidadosamente com a espátula para adaptar às paredes da cuba de borracha. Se o pó for colocado primeiro na cuba de borracha a penetração da água até o fundo da cuba é inibida, dificultando o molhamento das partículas.

Deve-se tomar cuidado com a incorporação de ar durante a manipulação. Para a manipulação do material deve-se fazer um movimento vigoroso pressionando a mistura contra as paredes da cuba para que assim evite a incorporação de bolhas de ar. O resultado deve ser uma massa lisa cremosa que não escorre rapidamente da espátula quando levantada da cuba.

O tempo de manipulação para o alginato é de 45 segundos à 1 minuto. É importante seguir as orientações do fabricante, principalmente em relação ao tempo de manipulação e tempo de presa. Existem diversos equipamento para a manipulação mecânica desse material e seus benefícios são conveniência, velocidade e redução de erro.

É muito importante que os equipamentos estejam limpos, porque muitas das falhas são devido a dispositivos sujos ou contaminados. É essencial ter instrumentos diferentes para a manipulação de alginato e gesso, porque em caso de ter restos de gesso na cuba de borracha, o tempo de presa é acelerado.

2.2.4. Moldagem com Alginato

Para realização do ato operatório da moldagem, uma vez selecionada a moldeira, verificar o posicionamento na região a ser moldada, que deve estar centralizada. Logo após a espatulação preencher a moldeira e levá-la em posição.

Aguardar a geleificação do alginato segurando a moldeira. Nunca solicitar ao paciente para segurá-la, isso poderá causar distorções do molde.

A remoção deve ser realizada de um só golpe ao longo do eixo do dente. É importante que o material fique aderido na moldeira ao ser removido da boca, sendo indicado para este material o uso de moldeiras metálicas perfuradas. O alginato é um material fraco, portanto é necessário dispor de um volume suficiente de material. A espessura do molde de alginato entre a moldeira e os tecidos deve ser pelo menos 3 mm. O alginato é um material viscoelástico sendo importante a remoção da boca com movimento único e rápido no eixo vertical para garantir a resistência ao rasgamento.

2.2.5. Propriedades

A qualidade de um modelo de gesso depende das propriedades dos moldes de alginato antes do vazamento e da interação entre gesso e alginato durante a presa do gesso.

- **Estabilidade Dimensional:** Moldes deixados na bancada por 30 minutos podem se tornar imprecisos por alteração dimensional. Para uma precisão máxima, o material do modelo deve ser vazado no molde de alginato o mais breve possível. Se por algum motivo os modelos não puderem ser preparados imediatamente, os moldes devem ser armazenados em 100% de umidade relativa em uma sacola plástica ou embrulhada num papel toalha úmido, até no máximo 30 minutos. Quanto mais tempo o molde é armazenado, maior a chance de distorção.
- **Resistência:** É importante seguir as orientações dos fabricantes, pois qualquer erro pode ter efeito na resistência do gel. Erro na quantidade de água pode enfraquecer o gel final, tornando-o menos elástico. A manipulação insuficiente pode resultar em dissolução insuficiente dos ingredientes, assim como manipulação excessiva quebra a rede de alginato e reduz a resistência.
- **Compatibilidade com o gesso:** Após a moldagem o molde deve ser bem lavado em água fria para remover a saliva e qualquer vestígio de sangue e, então, desinfetado. Antes de preparar um modelo de gesso deve-se remover toda a água da superfície livre. A saliva e o sangue também interferem na presa do gesso e se água livre estiver presente, ela tende a se acumular nas partes mais profundas do molde e diluir o material do modelo de gesso,

produzindo uma superfície mole e esbranquiçada. O modelo de gesso que tomou presa não deve permanecer em contato com o molde de alginato por muitas horas porque o contato do sulfato de cálcio dii-hidratado levemente solúvel com o gel de alginato contendo uma grande quantidade de água é prejudicial à qualidade de superfície do modelo.

- **Precisão:** A maioria dos alginatos presente no mercado não é capaz de produzir detalhes finos observados em molde feitos com materiais de moldagem elastoméricos. Os alginatos são suficientemente precisos para moldes de próteses parciais removíveis.
- **Técnica de Desinfecção Recomendada:** A desinfecção de moldes é uma preocupação no que diz respeito às doenças virais tais como hepatite B, síndrome da imunodeficiência adquirida e herpes simples porque os vírus podem ser transferidos aos modelos de gesso e representar um risco ao pessoal que trabalha em laboratórios de prótese. Todos os moldes devem ser desinfetados antes de serem vazados com gesso para obter um modelo. A desinfecção dos alginatos deve ser realizada por meio de método do spray com hipoclorito de sódio a 1% pelo tempo mínimo de 10 minutos, em um invólucro fechado (procedimento indicado pela ADA) É indicado este método para evitar as alterações dimensionais do molde, já que o método por imersão pode provocar alterações dimensionais relevantes, com consequências clínicas consideráveis. Com relação ao efeito antimicrobiano, os dois métodos apresentam efetividade semelhante.

2.2.6. Efeitos da manipulação incorreta

Causas comuns encontradas com hidrocolóide irreversível estão listadas na Tabela 4.

Tabela 4. Causas comuns encontradas em hidrocolóides irreversíveis

Efeito	Causas
Material granuloso	Espatulação incorreta Espatulação prolongada Geleificação excessiva Relação água/pó muito baixa
Rasgamento	Quantidade insuficiente de material Contaminação por umidade Remoção prematura do molde da boca Espatulação prolongada
Bolhas externas	Geleificação impedindo o escoamento Incorporação de ar durante a espatulação
Vazios de forma irregular	Umidade ou resíduos sobre os tecidos
Modelo rugoso ou com aspecto de giz	Limpeza inadequada do molde Excesso de água deixado no molde Remoção prematura do molde da boca Modelo deixado em contato com o molde por tempo prolongado Manipulação incorreta do gesso
Distorção	Molde não preenchido imediatamente Movimentação da moldeira durante a geleificação Remoção prematura do molde da boca Remoção incorreta do molde da boca

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

Serna A, et al. Irreversible Hidrocolloids: a comparasion of antimicronial efficacy. Prosth Dent. 1994; 71: 387-389.

Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials. 3ªed. São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2010.

Rueggberg A, et al. Soium Hypoclorite desinfektions of irreversible hydrocoloids impressions material.J Prosth Dent. 1992; 67: 629-631.

ELASTÔMEROS

Prof. Dr. Cristian Sbardelotto

Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

Além dos hidrocolóides em forma de gel, existe um grupo de materiais de moldagem que se assemelham à borracha conhecidos tecnicamente como elastômeros. Estes materiais são classificados como borrachas sintéticas, e foram desenvolvidos como cópias das borrachas naturais, quando estas tornaram-se escassas durante a II Guerra Mundial.

Os elastômeros foram desenvolvidos principalmente para aplicações na indústria, mas seu uso na medicina e na odontologia foi rapidamente realizado e eles agora são largamente usados como materiais de moldagem. Eles tiveram grande aceitação na odontologia devido ao fato deles oferecerem soluções para os dois problemas principais associados aos hidrocolóides: pouca resistência e pouca estabilidade dimensional.

Um material elastomérico é um polímero (composto formado por sucessivas aglomerações de grande número de moléculas fundamentais). Ele deve conter grandes moléculas, com interações fracas entre elas, mas que se encontram unidas em certos pontos por uma rede tridimensional. A quantidade de ligações determina a rigidez e o comportamento elástico do material. Quando distendidas essas cadeias moleculares desenrolam-se. Após a remoção da tensão, elas voltam ao estado emaranhado anterior.

A especificação atual da ADA considera três tipos de materiais de moldagem elastoméricos. O tipo de classificação está baseado na relação dos materiais por suas propriedades elásticas e por suas alterações dimensionais, em vez de sua química. Entretanto, cada tipo está subdividido em quatro classes de viscosidade: (1) material leve; (2) material médio ou regular; (3) material pesado e (4) massa densa.

Quimicamente, existem quatro tipos de elastômeros usados como materiais de moldagem dentários: os polissulfetos, as siliconas que polimerizam por condensação, as siliconas que polimerizam por adição, e os poliéteres.

2. POLISSULFETO

2.1. Composição

Os polissulfetos foram os primeiros materiais de moldagem elastoméricos sintéticos introduzidos (1950). A pasta-base desse material é um polímero de polissulfeto que contém uma mercaptana multifuncional (-SH) chamada de polímero de polissulfeto; uma carga apropriada (como litopônio ou dióxido de titânio), incorporada a fim de proporcionar resistência mecânica; um plastificante (dibutil ftalato), que garante ao material a viscosidade apropriada à pasta base, e uma pequena quantidade de enxofre (aproximadamente 0.5%) como acelerador. A pasta catalisadora ou aceleradora contém dióxido de chumbo, ácido oleico ou esteárico como componente retardador, que atua no controle da velocidade da reação de presa, permitindo que o material possa ter tempo hábil de trabalho; além disso, a pasta catalisadora apresenta carga e plastificante semelhantes a pasta base.

2.2. Manipulação

O material é apresentado na forma de tubo dispensador com diâmetro de saída apropriado, de maneira que é possível por parte do operador dosar a pasta base e catalisadora na proporção correta, ou seja, ambas as pastas com comprimentos iguais (Figura 1).

Figura 1. Apresentação comercial do polissulfeto

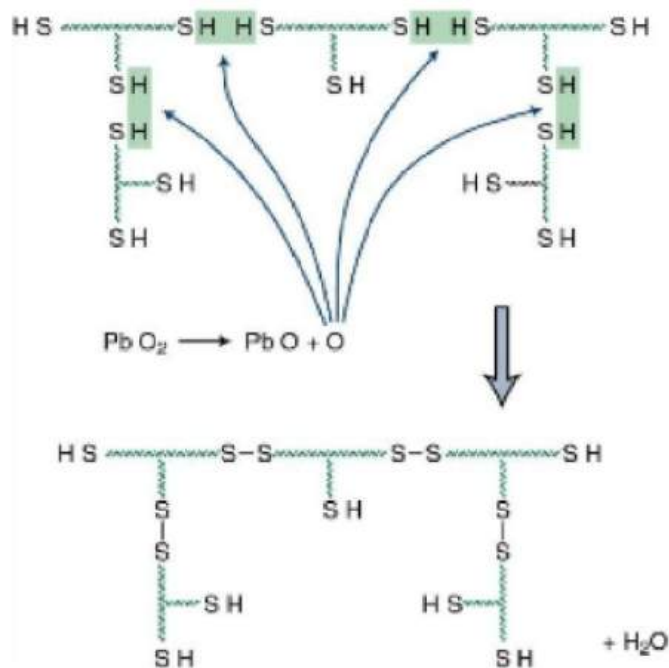


Fonte: <https://images.app.goo.gl/gYDLumwyqudrdk8BA>

2.3. Reação de presa

A reação é iniciada no momento da mistura das duas pastas e alcança sua velocidade máxima logo após o término da espatulação (Figura 2). Durante a presa final, o material torna-se elástico e com resistência adequada para que possa ser removido de regiões retentivas. A umidade e a temperatura apresentam significativo efeito na reação de presa do material, ou seja, condições quentes e úmidas irão acelerar o processo de presa do polissulfeto.

Figura 2. Polimerização do polissulfeto. Os grupos SH interagem com o oxigênio liberado pelo dióxido de chumbo. O final da reação de condensação resulta em água como subproduto. Grupos -SH disponíveis são utilizados na formação de ligações cruzadas, e os grupos -SH terminais são envolvidos no crescimento da cadeia polimérica



Fonte: Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 11ªed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

2.4. Propriedades

2.4.1. Tempo de presa

O tempo de presa pode ser definido como aquele passado desde o início da manipulação até a polimerização tenha atingido um grau suficiente que permita

remover o molde da boca com um mínimo de distorção. Foi verificado que o tempo de presa não corresponde ao tempo de polimerização. Atualmente, sabemos que a polimerização pode continuar, por um tempo considerável após a presa do material.

Outra importante propriedade é o tempo de trabalho. A mensuração desse tempo também se inicia ao começar a espatulação do material e termina imediatamente antes que o material apresente suas propriedades elásticas. Um método prático e eficaz de aumentar o tempo de trabalho e consequentemente o tempo de presa é manter o material em ambiente refrigerado ou quando a mistura é feita em bloco de espatulação resfriado (ex.: placa de vidro) e seco. Por outro lado, quando o material de moldagem é levado à boca, o tempo de presa é diminuído por ser a temperatura oral mais elevada pela existência de umidade no local.

2.4.2. Elasticidade

As propriedades elásticas desses materiais para moldagem melhoram com o tempo de polimerização. Quanto mais tempo o molde passa no ambiente oral, antes da sua remoção, mais preciso ele será. O tempo de presa mencionado pelo fabricante nem sempre corresponde àquele em que o material tenha conseguido uma elasticidade suficiente para impedir uma deformação permanente na remoção do molde, sendo essa afirmação válida para os polissulfetos e silicones de adição.

A recuperação elástica, após o esforço para a remoção do molde da cavidade oral do paciente é mais vagarosa para os polissulfetos se comparado com os outros elastômeros. Além disso, os polissulfetos exibem mais deformações permanentes após a atuação de forças de compressão, quando comparado aos outros materiais poliméricos. Como esses materiais são viscoelásticos, deformações repetidas, como as que ocorrem durante a remoção do molde da boca, irão aumentar a deformação permanente. Esta deformação é diretamente proporcional à duração e à quantidade da deformação produzida.

2.4.3. Reologia

A flexibilidade dos polissulfetos permite que o material após sua presa seja removido, mesmo de áreas retentivas, com o mínimo possível de esforço. Apesar

da falta de rigidez, o material não-polimerizado tem um alto nível de viscosidade. Esta consistência espessa do material não-polimerizado auxilia no deslocamento de fluidos orais presentes enquanto a moldeira está em posição. O excesso de material não escoará facilmente, reduzindo o desconforto ao paciente durante a compressão exercida na moldeira durante o ato da moldagem.

2.3.4. Estabilidade dimensional

O molde deve ser vazado imediatamente após a obtenção da moldagem, porque a moldagem é mais precisa tão logo seja removida da boca, pois o subproduto da reação (água) é perdido, o que causa a contração volumétrica do material de moldagem, além disso, há uma recuperação incompleta da deformação, devido às propriedades viscoelásticas.

3. SILICONE POLIMERIZADO POR CONDENSAÇÃO

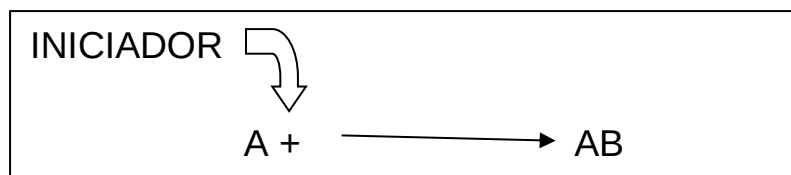
Os silicones por condensação são fornecidos ao consumidor como uma pasta-base e um líquido catalisador de baixa viscosidade (ou pasta catalisadora), um sistema de duas pastas ou um sistema de duas massas densas (Figura 3). A massa pode ser utilizada como material de moldeira em conjunto com o silicone de baixa viscosidade, o que é conhecido como técnica de dupla moldagem (*putty-wash technique*).

Figura 3. Exemplo de Silicone por Condensação: A) Silicone denso ou massa; B) Pasta catalisadora; C) Silicone de baixa viscosidade



Fonte: <https://images.app.goo.gl/boe3FkPgJafCkBnK8>

Uma reação de polimerização por adição envolve a ligação de duas moléculas para formar uma terceira molécula de maior peso. Essa ligação é produzida em razão da presença de iniciadores.

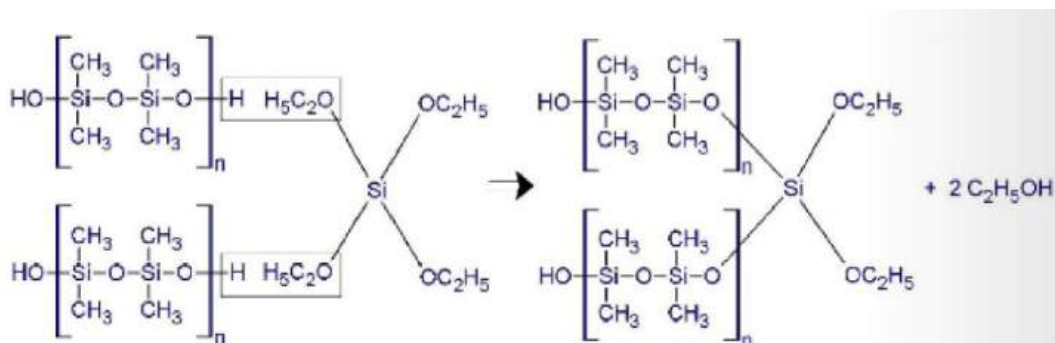


3.1. Composição

A pasta-base é constituída pelo poli(dimetilsiloxano) com terminações hidroxila (Figura 4). São adicionadas partículas de carga para a consistência da pasta. A influência da carga na resistência dos elastômeros à base do silicone é crítica. A ADA define quatro viscosidades diferentes para os silicones para os materiais de moldagem dependendo do tipo de consistência desejada. Um desses materiais tem a consistência espessa e é comumente chamado de silicone denso, em forma de massa. Esse material é caracterizado por apresentar alta concentração de carga e devido à sua viscosidade é comercializado em potes, rotineiramente é usado como moldeira e em conjunto com os silicones de baixa viscosidade.

Esses polímeros não têm uma cor característica, a pasta de silicone de condensação e a massa densa podem ser produzidas de diferentes cores. Vários corantes orgânicos ou pigmentos são utilizados para produzir a cor. A escolha do material depende do sistema, das propriedades desejadas e do fabricante.

Figura 4. Polimerização por condensação do poli(dimetil siloxano) com grupos hidroxil terminais como o ortossilicato tetraetilico na presença do octoato de estanho (catalisador). A reação resulta na liberação de moléculas de etanol



Fonte: Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 11ªed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005

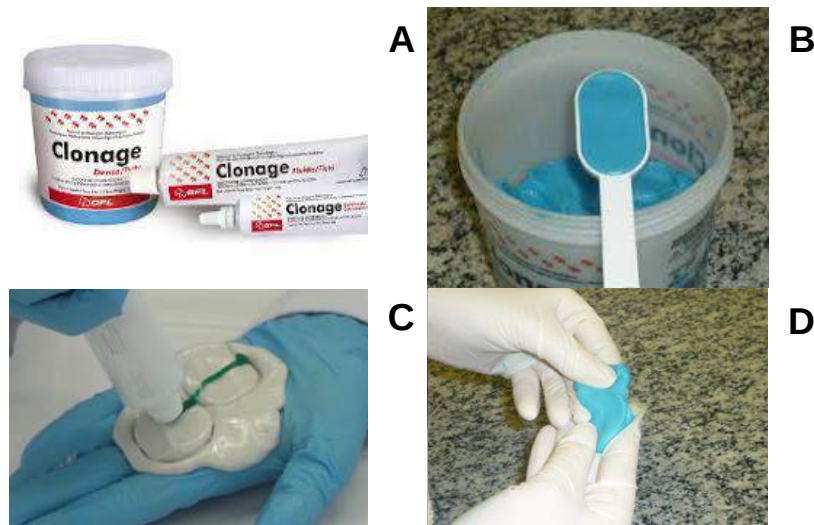
3.2. Reação de presa

A presa deste material envolve a reação de silicatos de alquila tri e tetrafuncionais na presença do octoato de estanho como catalisador. O material toma presa pela formação de ligações cruzadas entre os grupos terminais dos polímeros de silicone e o silicato de alquila para formar uma rede tridimensional (Figura 4). O álcool etílico é um subproduto da reação de condensação. Sua posterior evaporação é responsável por grande parte da contração que acontece no molde após a presa do material.

3.3. Manipulação

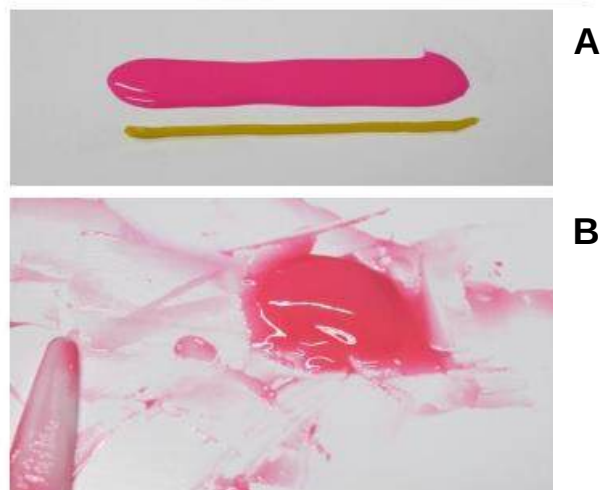
A manipulação do material é realizada com o auxílio da colher de medida presente no pote do silicone denso. Deve-se retirar do pote a quantidade desejada certificando-se que a colher de medida esteja devidamente preenchida, sem espaços vazios nem excesso de material. Pressionar o silicone denso contra a palma da mão e marcar o diâmetro da colher medidora contra o silicone denso. Para cada colher de silicone denso utilizado, distribuir a pasta catalisadora na proporção equivalente ao diâmetro marcado (Figura 5). O tempo de mistura é determinado pelo fabricante na bula do produto, importante ressaltar que o material deve apresentar uma coloração uniforme ao término da manipulação. A manipulação dos silicones de baixa ou média viscosidade são realizadas da mesma maneira que os polissulfetos, ou seja, são proporcionadas a pasta-base e catalisadora de mesmo comprimento em uma placa de vidro, o tempo de manipulação também é fornecido pelo fabricante, no final da manipulação do material, ele deve apresentar uma coloração uniforme (Figura 6).

Figura 5. Etapas da manipulação do Silicone de condensação de consistência densa



Fonte: <https://images.app.goo.gl/ZADtYSqgJWBDdAZt6>

Figura 6. Etapas da manipulação do Silicone de condensação de consistência fluida; A) Dispersar a pasta-base e catalisadora de mesmo comprimento (1:1); B) Ao final da manipulação do material, o mesmo deve apresentar coloração uniforme



Fonte: <https://images.app.goo.gl/6uLoY4g6X5W5QuX46>

3.4. Propriedades

As características do silicone de condensação são mais favoráveis se comparadas aos polissulfetos.

3.5. Tempo de presa

A temperatura tem uma influência significativa na velocidade de polimerização dos silicones por condensação. O resfriamento do material ou do bloco de espatulação reduza a velocidade de reação do material.

3.6. Elasticidade

Os silicones de condensação são mais elásticos se comparados aos polissulfetos. Eles exibem uma deformação mínima e recobram-se rapidamente quando deformados. Como os polissulfetos, são materiais com baixa rigidez, o que significa que não são difíceis de remover de áreas retentivas em distorção.

3.7. Reologia

As características viscoelásticas desses materiais sugerem que eles podem responder elasticamente (retornar à forma original) ou como um líquido viscoso que facilmente sustenta uma deformação permanente. O material parecerá responder mais como um elástico se a deformação for rápida; por esse motivo, o molde deve ser removido rapidamente da cavidade oral para que a deformação seja elástica e recobrável. Caso a deformação seja demorada, aumenta-se as chances de ocorrer uma deformação permanente. As consistências mais comuns de silicones por condensação são a massa densa e o material leve (Figura 7).

Figura 7. Exemplo de técnica de moldagem utilizando o silicone denso como moldeira para posteriormente dispensar o silicone leve reproduzindo os detalhes desejados e minimizando a contração de polimerização



Fonte: <https://images.app.goo.gl/GtbyMyUfVPZ1Tz4C7>

3.8. Estabilidade dimensional

São materiais que apresentam excessiva contração de polimerização devido à perda do produto de reação, o álcool etílico, que é uma substância extremamente volátil. Uma vez removido o molde da boca, a evaporação do subproduto da reação ocorre continuamente. Assim, para que se obtenha um modelo mais preciso é necessário vazar o molde com gesso dentro dos primeiros 30 minutos.

Os silicones de condensação são hidrofóbicos, e são repelidos por água e saliva. Em razão disso, é necessário secar as áreas da boca nas quais é necessária uma moldagem acurada, se o campo de trabalho não estiver seco podem ocorrer a formação de bolhas na moldagem causando assim falhas no processo.

4. SILICONES POLIMERIZADOS POR ADIÇÃO

4.1. Composição

Esse material também é encontrado em quatro diferentes viscosidades, dependendo da quantidade de agentes de carga incorporados pelo fabricante (Figura 8). Frequentemente chamado de poli (vinilsiloxano) (PVS), o silicone por adição é baseado na polimerização por adição do divinilpolisiloxano e do polimetil-hidrosiloxano, com um sal de platina como catalisador. A pasta-base contém polimetil-hidrosiloxano, bem como o divinilpolisiloxano. A pasta catalisadora (ou aceleradora) contém divinilpolisiloxano e um sal de platina. O sal de platina e o polimetil-hidrosiloxano estão separados antes da mistura. Ambas as pastas contêm carga.

Os silicones polimerizados por adição são materiais hidrofóbicos. Para compensar esse inconveniente os fabricantes têm desenvolvido silicones por adição mais hidrofílicos, incorporando um redutor de tensão superficial. Este redutor de tensão superficial permite que o material tenha um melhor escoamento permitindo uma cópia mais fiel das estruturas anatômicas.

Figura 8. Exemplo de Silicone por Adição

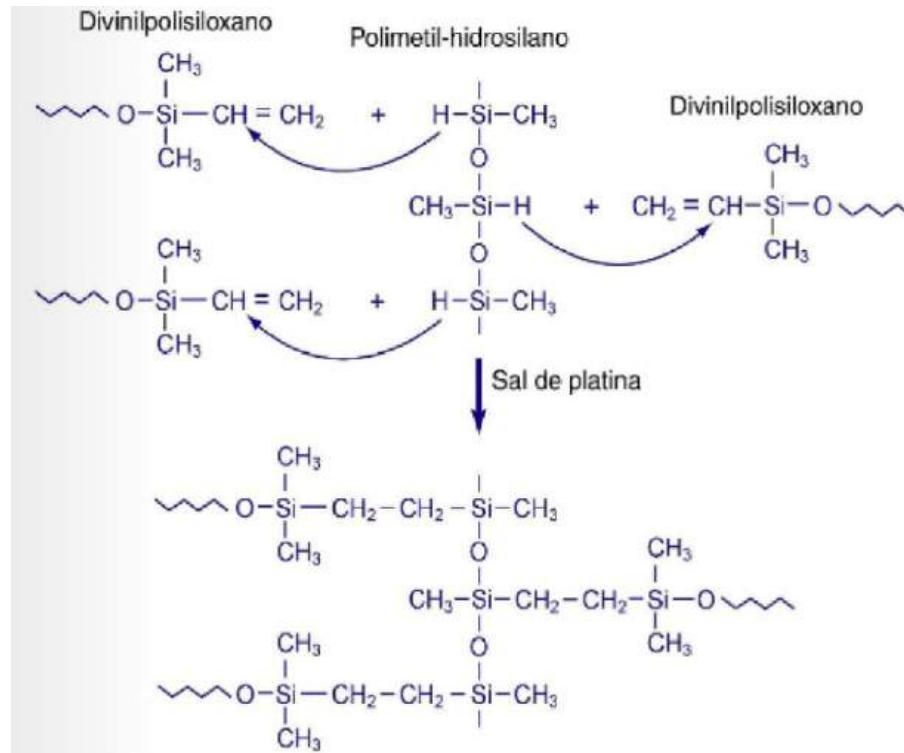


Fonte: <https://images.app.goo.gl/DACiP6nzLjBzbQ52A>

4.2. Reação de presa

Não são formados subprodutos na reação desde que sejam utilizadas as proporções corretas de divinilpolisiloxano e polimetil-hidrosiloxano e não haja impurezas. Entretanto, moléculas residuais do polimetil-hidrosiloxano no material podem sofrer reações secundárias entre si ou com a umidade, produzindo hidrogênio. Tecnicamente, o hidrogênio é um subproduto da reação que não afeta a estabilidade dimensional do molde. Entretanto o gás hidrogênio formado pode resultar em porosidades nos modelos de gesso vazados logo após a remoção do molde da boca. Os fabricantes podem adicionar um metal nobre como o paládio, para atuar como um reagente para o gás hidrogênio liberado (Figura 9).

Figura 9. Polimerização do silicone por adição. Átomos de hidrogênio ao longo do eixo da cadeia do silicone vinílico se deslocam para os grupos vinila durante a polimerização por adição (acima). A estrutura final após o sal de platina ter iniciado a reação de polimerização (abaixo). A linha em ziguezague na outra extremidade do divinilpolisiloxano representa unidades repetitivas de dimetilsiloxano com uma terminação vinila

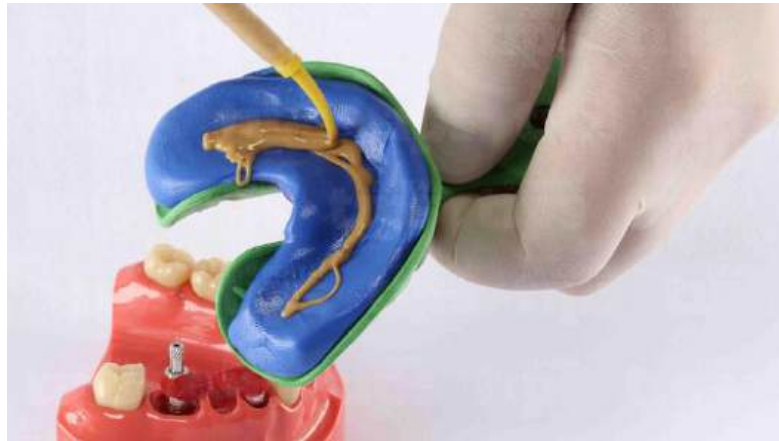


Fonte: Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 11ªed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

4.3. Manipulação

O material leve e o regular são fornecidos em forma de duas pastas e o silicone denso (massa densa) é fornecida em dois potes (pasta-base e pasta catalisadora). Como ambos, base e catalisador, contém materiais similares, a viscosidade é quase equivalente. A similaridade na consistência das pastas e no seu comportamento viscoelástico faz com que o material possa ser dispensado e manipulado por um sistema automático (Fig. 08). Este aparelho possui a vantagem quando comparado à espatulação manual, pois proporciona uma uniformidade na proporção e mistura, menor incorporação de ar, redução no tempo de manipulação e menor possibilidade de contaminação do material (Figura 10).

Figura 10. Exemplo de aplicação do material leve ou regular utilizando o sistema de automistura



Fonte: <https://images.app.goo.gl/XGWb1iTjZsrV8fk17>

A contaminação com enxofre originado das luvas de látex natural inibe a presa do silicone. Algumas luvas vinílicas podem apresentar o mesmo efeito pela presença do estabilizador contendo enxofre, utilizado no processo de fabricação. A contaminação é tão insidiosa que o simples contato do dente com as luvas de látex antes da inserção da moldeira carregada com o material pode inibir a presa na superfície próxima ao dente.

4.4. Propriedades

Em muitos aspectos, o silicone por adição tem propriedades similares às do silicone por condensação.

4.4.1. Tempo de presa

A velocidade de reação é mais sensível à temperatura ambiente do que os polissulfetos. O silicone por adição pode também ser resfriado antes do uso, este resfriamento visando um aumento no tempo de trabalho e de presa, tem pouco efeito na sua viscosidade.

4.4.2. Elasticidade

Os silicones por adição são os que apresentam o melhor comportamento viscoelástico. A distorção após a remoção de áreas retentivas é virtualmente inexistente, porque esses materiais exibem os mais baixos coeficientes de deformação permanente. A excelente propriedade elástica representa um problema nos materiais de massa, uma vez que estes começam a desenvolver sua elasticidade enquanto estão sendo manipulados. Se o material sofrer uma ação compressiva elasticamente durante o assentamento, poderá haver recuperação elástica do material.

4.4.3. Estabilidade dimensional

São os materiais de moldagem que apresentam a melhor estabilidade, pois não apresentam nenhum subproduto volátil, causando contração após a polimerização do material. Esta estabilidade significa que o molde não tem que ser vazado em gesso imediatamente. Pesquisas têm mostrado que os modelos vazados entre 24 horas e uma semana foram tão precisos quantos aqueles vazados na primeira hora.

4.5. Aplicações

São utilizados com bastante frequência em moldagens em prótese fixa, prótese parcial removível, pois oferecem significativa vantagem nos casos onde os modelos não podem ser vazados rapidamente uma vez que apresentam estabilidade dimensional próxima do ideal. Silicones por adição de consistência média (regular) podem ser utilizados para moldagem com o propósito de se obter modelos para diagnóstico, como um substituto do alginato. A vantagem desses chamados substitutos do alginato é a capacidade de produzir múltiplos modelos de diagnóstico precisos a partir de um mesmo molde. Estudos laboratoriais relataram que esses materiais apresentam melhor reprodução de detalhes e menor variabilidade em alteração dimensional linear que o hidrocolóide irreversível.

5. POLIÉTER

Poliéter foi introduzido na Alemanha no final dos anos 60, sendo o primeiro elastômero desenvolvido para a função de material de moldagem. Todos os outros materiais de moldagem foram adaptados de aplicações industriais.

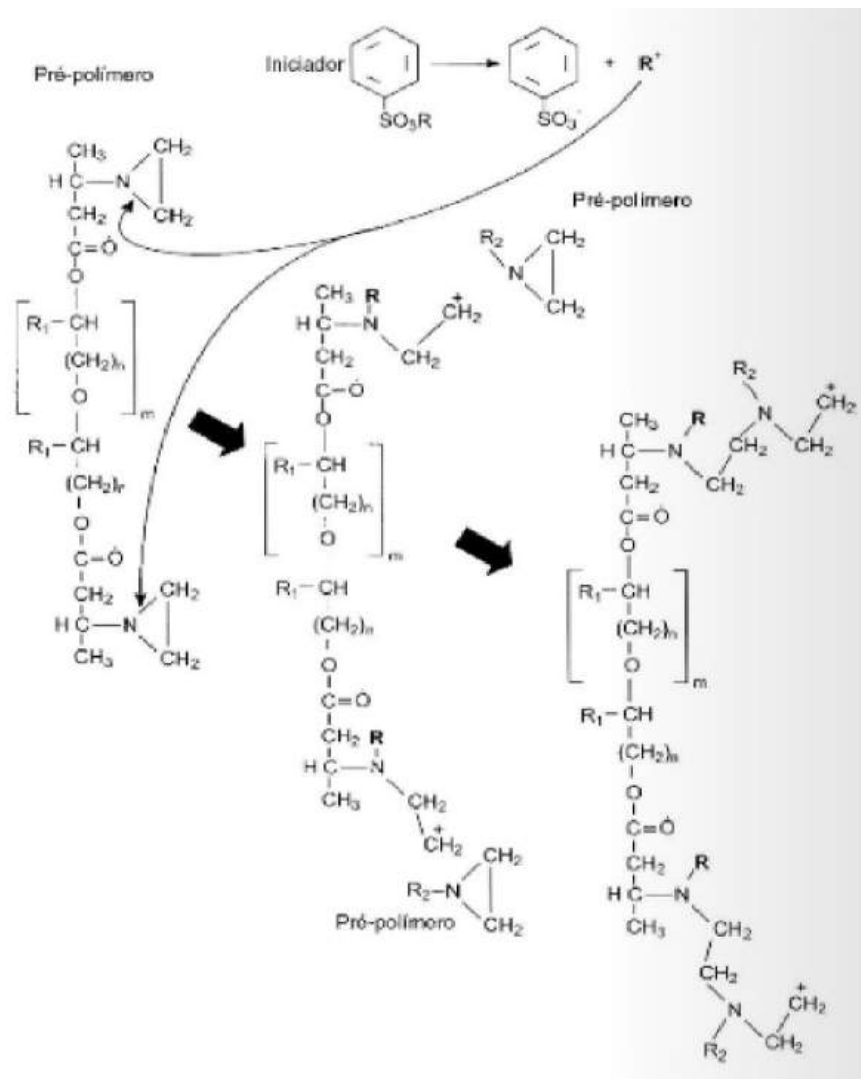
5.1. Composição

Existem dois tipos de poliéter. O primeiro é baseado na polimerização pela abertura de anéis de aziridina, localizado nas extremidades das moléculas ramificadas do poliéter (Figura 11, esquerda). A cadeia principal é provavelmente um copolímero de óxido de etileno e tetra-hidrofurano. Reticulação e presa são promovidas por um iniciador e o éster sulfonato aromático (Figura 11, topo), onde R é um grupo alquila. Isso produz reticulação através de polimerização catiônica dos grupos terminais amina (Figura 11). O material é fornecido em duas pastas, a pasta-base contém o polímero de poliéter, sílica coloidal como carga e um plastificante como éter glicólico ou ftalato. A pasta aceleradora contém um sulfonato aromático alquílico, além de carga e plastificante. Os eixos poliméricos formados predominantemente por grupos éter fazem desse grupo de materiais o mais hidrofílico dentre todos os materiais de moldagem elastoméricos.

O segundo tipo é baseado na polimerização por condensação catalisada por ácidos de pré-polímeros de poliéter com grupos terminais alcoxisilano. O mecanismo é semelhante àquele observado no silicone por condensação, apresentando álcoois de baixo peso molecular como subprodutos. Esse material é frequentemente chamado de híbrido. Como as ligações éter constituem o principal componente das cadeias poliméricas, esses materiais se comportam de maneira muito semelhante ao primeiro tipo de poliéter.

Figura 11. O iniciador, éster sulfonato aromático, se dissocia e forma cátions alquila que se ligam aos átomos de nitrogênio dos anéis aziridina terminais do pré-polímero (acima, esquerda). As setas indicam a ligação entre os cátions (R^+) e os átomos de nitrogênio.

Esta ação abre os anéis, e o pré-polímero reagido (centro) tem agora dois terminais imina-etileno carregados ($-NR-CH_2-C^+H_2$), que podem reagir com os átomos de nitrogênio de pré-polímeros adjacentes não reagidos, mostrados como o anel R_2 – aziridina. A proporção da cadeia de reação de polimerização resulta em uma molécula grande (direita) que continua a crescer pela união dos anéis aziridina de outros pré-polímeros não reagidos. A reação de polimerização termina quando a cadeia em crescimento se combina com um contra-ânion



Fonte: Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 11ªed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005

5.2. Manipulação

Originalmente, os poliéteres eram fornecidos em uma única viscosidade. A pseudoplasticidade dos materiais permitia que uma única mistura fosse utilizada

para seringa e como material para moldeira. A diferença de volume entre as pastas base e aceleradora é evidente. As pastas devem ser dispensadas em comprimentos iguais e manipuladas de forma semelhante ao polissulfeto (Figura 12).

Figura 12. Exemplo de poliéter, a pasta base e catalisadora são dispensadas no mesmo comprimento (1:1)



Fonte: <https://images.app.goo.gl/WaCWvTxCtqrppBut5>

5.3. Propriedades

5.3.1. Tempo de presa

A velocidade de polimerização é menos sensível à alteração de temperatura do que os silicones por adição.

5.3.2. Elasticidade

Os poliéteres sempre foram considerados os materiais de moldagem mais rígidos disponíveis no mercado, excluindo as massas densas dos silicones. Quando aplicados testes de compressão, os poliéteres são ligeiramente menos elásticos do que os silicones que polimerizam por adição.

5.3.3. Estabilidade dimensional

As alterações dimensionais do poliéter são pequenas. Como os silicones por adição, os poliéteres não apresentam em sua reação de polimerização e formação

de subprodutos. A rigidez do material significa que um esforço maior deve ser aplicado na remoção do molde de poliéter quando comparado a outros tipos de materiais de moldagem. Ainda assim, a recuperação elástica é praticamente completa, devido às excelentes propriedades dos poliéteres. Portanto, o molde com poliéter pode ser vazado imediatamente, após algumas horas ou após alguns dias, e o modelo resultante terá a mesma precisão. O material é relativamente hidrofílico e absorve água sob condições de alta umidade. Isso causa embebição do molde e distorção. Assim o vazamento do molde deve ser feito em ambiente seco e fresco para manter a sua precisão.

6. CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE OS ELASTÔMEROS

Os elastômeros, de uma forma geral, apresentam características positivas e negativas

6.1. Vantagens

- Facilidade de trabalho
- Moldagem fiel
- Alta reprodutibilidade
- Maior resistência
- Estabilidade dimensional

6.2. Desvantagens

- Tendência a diminuir os cuidados frente ao tipo de material

7. CONSIDERAÇÕES TÉCNICAS

A espessura do material é o oposto daquilo recomendado para os hidrocolóides para moldagem, nos quais quanto maior fosse sua espessura, melhor a precisão produzida pelo material, em compressão como aquela obtida se fosse usada uma espessura pequena entre a parte a ser moldada e a moldeira. Nos

materiais a base de borracha, não somente a espessura deve ser menor, como também o material deve ser uniformemente distribuído.

A necessidade de um material de moldagem reproduzir os detalhes da cavidade oral é naturalmente evidente. Os elastômeros podem reproduzir esses detalhes desejados com fidelidade e precisão

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

MATERIAIS DE MOLDAGEM ANELÁSTICOS

Yumi Chokyu Del Rey

Prof. Dr. Cássio do Nascimento

1. INTRODUÇÃO

Os materiais de moldagem são utilizados para se obter réplicas detalhadas (moldes) das estruturas bucais. Os moldes são vazados em gesso para a obtenção de modelos que serão utilizados na confecção de trabalhos protéticos, tais como próteses totais, próteses parciais removíveis, próteses fixas, entre outros. Os materiais de moldagem podem ser classificados quanto à consistência final em materiais anelásticos (também denominados de rígidos) e materiais elásticos (Tabela 1), dependendo da sua capacidade de sofrer deformação elástica (deformação reversível, em que o material retorna a sua forma original após a retirada da força). Já quanto à reação para obtenção da consistência final, os materiais de moldagem podem sofrer reação química ou sofrerem ação do calor (termoplásticos).

Tabela 1. Classificação dos materiais de moldagem quanto à consistência final

Rígidos (anelásticos)	Elásticos
Gesso tipo I (gesso para moldagem) – <i>em desuso</i> Godiva Pasta zincoenólica (pasta ZOE)	Hidrocolóides <ul style="list-style-type: none"> • Reversíveis (ágar) • Irreversíveis (alginato)
	Elastômeros <ul style="list-style-type: none"> • Polissulfeto ou mercaptana • Poliéter • Silicona de condensação • Silicona de adição

Materiais anelásticos ou rígidos sofrem quantidade muito baixa (insignificante) de deformação elástica. Dessa forma, sua utilização clínica é limitada, podendo ser empregados somente para a moldagem de áreas não retentivas (expulsivas). Não devem ser utilizados para áreas dentadas ou em rebordos edêntulos com regiões de retenção, porque o molde pode se fraturar durante a sua remoção. Sua indicação é restrita à moldagem de pacientes edêntulos sem áreas de rebordo retentivas. Já os materiais de moldagem elásticos são capazes de sofrer grandes deformações elásticas. Portanto, podem ser utilizados

para moldar tanto áreas retentivas quanto não retentivas de pacientes edêntulos, parcialmente edentados ou totalmente dentados.

Os materiais de moldagem anelásticos incluem o gesso para moldagem (gesso tipo I), a godiva e a pasta zincoenólica (pasta ZOE). Uma vez que o gesso tipo I está em desuso, ele não será discutido neste capítulo.

2. GODIVA

A godiva é um material termoplástico, ou seja, que tem a propriedade de se plastificar sob aquecimento e, quando retirada a fonte de calor, o material se solidifica e se torna rígido novamente. A fonte de calor pode ser uma chama (calor seco) ou pode-se imergir a godiva em água quente (calor úmido). A reação de plastificação e solidificação da godiva é um processo físico e reversível, não há uma reação química envolvida no uso desse material.

2.1. Composição

A composição das godivas varia de acordo com o produto comercial, mas de forma geral elas consistem em uma combinação de resinas, ceras, plastificadores, partículas de carga e corantes, sendo que cada componente apresenta uma função específica na composição do material. Variações na proporção dos ingredientes geram compostos com propriedades físicas diferentes.

- Resinas termoplásticas e ceras: Proporcionam as propriedades termoplásticas desejáveis ao material e são os principais componentes da godiva. As resinas são substâncias orgânicas, amorfas e insolúveis em água. A resina mais comumente utilizada na composição da godiva é a goma-laca. As ceras são compostos sem sabor, inodores, sem cor e grudentas ao toque. As ceras utilizadas nas godivas incluem a cera de abelha e a colofônia.
- Plastificadores: As ceras e as resinas, se utilizadas isoladamente, tendem a produzir um material frágil e pegajoso. Dessa forma, a adição de plastificadores, como o ácido esteárico, melhora a plasticidade e a manipulação do material, além de facilitar a dispersão uniforme das partículas de carga.

- Partículas de carga ou excipientes: São acrescentadas para aumentar a viscosidade do material em temperaturas acima da temperatura bucal e aumentar a rigidez do material à temperatura ambiente. O agente de carga mais utilizado é o giz francês. Quanto menor o tamanho das partículas, maior a resistência e dureza final do material.
- Corantes: Pigmentam o material. Um corante comumente utilizado é o ruge, que produz uma cor marrom-avermelhada.

2.2. Formas de apresentação

A godiva tipo I (godiva para moldagem) pode ser apresentada na forma de placa ou bastão. A godiva tipo II (godiva para moldeira) é apresentada na forma de placa grossa ou fina.

2.3. Indicações e contraindicações

A godiva tipo II é indicada para a confecção de moldeiras individuais (grossa) e na obtenção de registros de mordida (fina).

A godiva tipo I em forma de bastão é utilizada para a moldagem periférica (selamento periférico) de pacientes desdentados em que serão confeccionadas próteses totais. Outras indicações são para a estabilização de grampos de isolamento absoluto, para a construção de muralha de arrimo para matrizes, para a tomada de registro de mordida para montagem de arco facial e para a fixação de modelos na montagem no articulador.

A godiva tipo I em forma de placa é indicada para moldagens preliminares de bocas desdentadas sem retenção para obtenção de modelo preliminar, sem muitos detalhes e precisão, sobre o qual é confeccionada a moldeira individual. Também é utilizada para a moldagem definitiva para confecção de próteses totais em casos específicos.

Uma vez que as godivas são materiais anelásticos, não devem ser utilizadas para a moldagem de áreas retentivas, como áreas dentadas ou rebordos edêntulos com regiões de retenção, porque o molde pode se fraturar durante a sua remoção.

2.4. Características

A godiva é um material termoplástico, de baixo custo, fácil manipulação, anelástico (sofre quantidades insignificantes de deformação elástica), que apresenta baixa reprodução de detalhes em comparação a outros materiais de moldagem, baixa estabilidade dimensional e baixa condutibilidade térmica.

2.5. Classificação

As godivas podem ser classificadas em godivas tipo I (para moldagem) e godivas tipo II (para moldeiras). A godiva I é mais plástica quando aquecida e menos rígida quando resfriada.

2.6. Manipulação

As godivas não apresentam uma temperatura específica de fusão, e sim uma zona de fusão, devido aos diferentes compostos presentes em sua composição. Acima da zona de fusão, o material se encontra plastificado, o que possibilita a realização da moldagem. Durante o ato de moldagem, não se deve realizar nenhuma movimentação até que o material resfrie completamente abaixo da sua zona de fusão.

A godiva em bastão é plastificada sobre uma chama e a godiva em placa é plastificada por imersão em banho de água para alcançar uma fluidez adequada para se adaptar bem aos tecidos e, assim, produzir uma melhor cópia de detalhes. Nessa etapa, alguns cuidados importantes devem ser tomados. Ao utilizar a chama direta, deve-se manter a godiva a uma certa distância da chama para prevenir que a porção externa seja sobreaquecida e que os componentes mais voláteis sejam vaporizados ou queimados, o que levaria à alteração das propriedades do material. Devido à sua baixa condutibilidade térmica, para alcançar uma plastificação uniforme da godiva é importante manter o material durante tempo suficiente sobre a fonte de calor.

Caso seja utilizado o banho de água, deve-se realizar a plastificação por tempo adequado para que toda a massa de godiva se torne amolecida. Por outro lado, a imersão prolongada ou superaquecimento em água quente também libera

os componentes mais solúveis e voláteis e pode alterar adversamente as propriedades físicas da godiva. Dessa forma, o objetivo é alcançar o amolecimento tanto na porção externa quanto interna da godiva, mas sem aquecimento excessivo.

Com a godiva uniformemente plastificada, pressionamos o material de encontro aos tecidos e mantemos em posição até que haja o completo resfriamento da godiva. É importante não remover o molde antes do seu completo enrijecimento e que não haja movimentação do molde durante esse processo de resfriamento. Um jato de água a temperatura ambiente pode ser aplicado com a seringa tríplice para esfriar o molde na boca. Durante o ato de moldagem, deve-se ter cuidado para não utilizar a godiva plastificada em temperatura muito elevada em contato com as estruturas bucais, o que pode levar a queimadura dos tecidos.

2.7. Propriedades

2.7.1. Biológicas

- A godiva é um material biocompatível, no entanto, deve-se tomar cuidado para não promover queimaduras nos tecidos bucais pelo uso do material em temperatura excessivamente elevada.

2.7.2. Físicas

- Termoplasticidade: A termoplasticidade é a propriedade que possibilita ao material ser plastificado sob aquecimento e, conforme há o resfriamento, a plasticidade é reduzida até o material se tornar rígido novamente.
- Condutibilidade térmica: A condutibilidade térmica é a habilidade do material de conduzir calor. Quanto maior a condutibilidade térmica, mais rápido o calor é conduzido pelo material. As godivas apresentam condutibilidade térmica baixa, ou seja, necessitam de um longo tempo para que sejam completamente aquecidas ou resfriadas. O significado clínico dessa propriedade é que durante a plastificação (amolecimento) da godiva, a superfície externa amolece rapidamente, enquanto que a porção interna necessita de um tempo maior para atingir a plastificação. Assim como, após a remoção da fonte de calor, a porção externa esfria mais rápido enquanto

que as regiões internas permanecem amolecidas por mais tempo. Assim, durante o aquecimento da godiva, podemos ter a impressão de que o material está adequadamente plastificado e pronto para o uso, mas internamente ele ainda pode estar rígido. Já ao realizar a moldagem, também devemos ter o cuidado de manter o molde em posição por tempo adequado para permitir que ele se resfrie completamente antes de ser removido da boca, para evitar distorções.

- Coeficiente de expansão térmica linear: A godiva possui alto coeficiente de expansão (e de contração) térmica, em consequência do seu conteúdo de resinas e ceras. Dessa forma, conforme perde a temperatura e se torna rígido, o material sofre contração térmica elevada.
- Indução e liberação de tensões: Podem ser induzidas tensões na godiva que, quando liberadas, resultam em distorções do molde. Para minimizar a indução de tensões:
 - O material deve estar uniformemente plastificado antes de ser pressionado contra a área a ser moldada. A aplicação de pressão quando o material não está adequadamente plastificado (plastificação insuficiente e não homogênea) pode provocar a indução de tensões no molde;
 - Deve-se aguardar o resfriamento e enrijecimento completos do material antes de sua remoção na boca. Se a godiva ainda estiver plastificada em sua porção interna, o ato de remoção do molde pode induzir tensões no material que, quando liberadas, promovem deformações. Dessa forma, é importante não remover o molde antes do seu esfriamento completo. Além disso, durante o resfriamento, não deve haver a movimentação do molde.
 - Obter o modelo tão logo seja possível. Quanto maior o intervalo de tempo entre a obtenção do molde e o seu vazamento, maior a ocorrência de liberação de tensões e distorção do molde.
- Estabilidade dimensional: A godiva é um material de moldagem que apresenta pouca estabilidade dimensional. Ao se resfriar, o material sofre contração térmica e isso pode resultar em imprecisões que são inerentes ao material. Além disso, durante o resfriamento há a liberação de tensões que originam distorções, por isso o molde deve ser vazado o mais rápido possível para minimizar o tempo disponível para a liberação das tensões e distorção do mole.

2.7.3. Mecânicas

- Após o enrijecimento, a godiva é um material rígido e friável. Dessa forma, a godiva pode fraturar exibindo pouca deformação permanente quando submetida a tensões de tração.

2.8. Técnica de desinfecção recomendada

Para a desinfecção da godiva, é recomendado o uso de solução hipoclorito de sódio 0,5% ou 1% ou solução de ácido peracético a 1% por 10 minutos pela técnica de imersão. Deve-se lavar o molde em água corrente e imergi-lo em saco plástico com fecho ou recipiente com tampa contendo o agente desinfetante, deixando-o totalmente imerso por 10 minutos. Após o período recomendado, lavar em água corrente abundantemente e secar com jato de ar.

2.9. Considerações gerais

2.9.1. Vantagens

- Baixo custo
- Fácil manipulação
- Fácil reparo da moldagem: O operador pode acrescentar ou remover excessos de material
- Boa adesividade à moldeira individual

2.9.2. Desvantagens

- Baixa estabilidade dimensional: Devido, principalmente, as distorções causadas pela liberação de tensões induzidas e pela contração térmica inerente ao material.
- Baixa reprodução de detalhes: A godiva de baixa fusão apresenta melhor reprodução em comparação à de alta fusão, no entanto, ambas promovem baixa reprodutibilidade de detalhes quando comparadas a outros materiais de moldagem.

- Tem seu uso limitado a áreas não retentivas (material anelástico).

3. PASTA DE ÓXIDO DE ZINCO E EUGENOL

A pasta zincoenólica, também chamada de pasta ZOE ou pasta de óxido de zinco e eugenol, é um material de moldagem rígido apresentado na forma de duas pastas: uma pasta base e uma pasta catalisadora. A pasta ZOE sofre uma reação química para atingir a consistência final rígida.

3.1. Composição

Os componentes principais da pasta base e da pasta catalisadora são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Composição da pasta zincoenólica

Pasta base (coloração esbranquiçada)	Pasta catalisadora (coloração avermelhada)
Óxido de zinco	Eugenol
Óleo mineral ou vegetal	Partículas de carga (como caulim e talco)
Acetato de zinco	Colofônia
Água	Lanolina
	Bálsamo resinoso
	Acelerador e corante

O óxido de zinco (presente na pasta base) e o eugenol (presente na pasta catalisadora) são os componentes reativos que, na presença de umidade, reagem para promover a presa da pasta ZOE. A água presente na pasta base tem como função iniciar a reação de presa. Os óleos minerais ou vegetais atuam como plastificantes e mascaram a ação irritante do eugenol. A colofônia presente na pasta catalisadora permite que o produto final seja mais cremoso e homogêneo, além de aumentar a velocidade de reação. Já as partículas de carga são substâncias inertes que são acrescentadas para permitir que o material alcance uma consistência e viscosidade adequadas para ser utilizado na formulação de pasta.

3.2. Formas de apresentação

A pasta zincoenólica utilizada como material de moldagem, de reembasamento, de registro de mordida ou como pasta cirúrgica é apresentada na forma de pasta base e pasta catalisadora.

3.3. Indicações e contraindicações

A pasta zincoenólica é indicada para a realização de moldagem final (funcional) para a confecção de próteses totais, sendo utilizada com o auxílio de moldeiras individuais. Outra indicação é o seu uso para realizar registros de mordida. Após cirurgias, pastas cirúrgicas de óxido de zinco e eugenol podem ser condensadas sobre a ferida para promover proteção e melhor cicatrização. Outra indicação é o seu uso como material reembasador temporário de próteses totais.

Como contraindicação, por ser um material anelástico, a pasta ZOE não pode ser utilizada em áreas retentivas.

3.4. Características

A pasta ZOE é um material que apresenta uma boa reprodução de detalhes, baixa contração de presa e boa estabilidade dimensional. Torna-se rígido após a reação de presa (anelástico), o que torna seu uso inadequado para áreas retentivas.

3.5. Classificação

Pode ser classificado em pastas rígidas (tipo I) e pastas macias (tipo II), de acordo com a consistência após a presa.

3.6. Manipulação

3.6.1. Proporcionamento

A proporção entre a pasta base e a pasta catalisadora é de 1 para 1 (1:1). Dessa forma, deve-se dosar comprimentos iguais de pasta base e de pasta catalisadora.

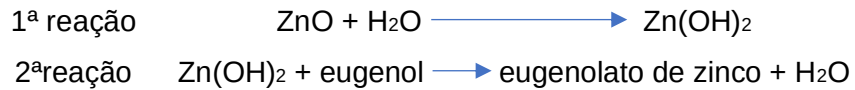
3.6.2. Técnica de manipulação

A pasta ZOE tende a aderir à pele e pelos faciais. Portanto, antes de realizar a moldagem, a pele, barba e bigodes devem ser protegidos com vaselina. Deve-se proporcionar comprimentos iguais de pasta base e de pasta catalisadora em um bloco de papel impermeável a óleos ou placa de vidro. Com uma espátula de aço inoxidável rígida (nº36), realiza-se a mistura das duas pastas até a obtenção de uma cor uniforme. Como as pastas têm a cor contrastante, é fácil determinar visualmente quando elas estão completamente misturadas, obtendo um material de cor intermediária aos iniciais, uniforme, homogêneo e sem estrias ao ser observado através da base da placa de vidro. O tempo de manipulação é de aproximadamente 45-60 segundos (ou de acordo com as instruções do fabricante).

Após a mistura, o operador deposita o material sobre a moldeira individual e realiza a moldagem dos tecidos bucais. Deve-se aguardar a presa final do material antes de remover o molde da boca.

3.6.3. Reação de presa

A reação de presa da pasta ZOE consiste na reação química do óxido de zinco (presente na pasta base) com água, formando hidróxido de zinco, e subsequente reação entre o hidróxido de zinco e o eugenol (presente na pasta catalisadora), formando eugenolato de zinco. Dessa forma, após a presa, a pasta ZOE consiste de uma matriz de eugenolato de zinco com partículas de óxido de zinco não reagidas.



3.6.4. Tempo de trabalho

O tempo de trabalho da pasta ZOE pode variar de 3 a 6 minutos.

3.6.5. Tempo de presa

O tempo de presa final da pasta ZOE é de aproximadamente 10 minutos para pastas tipo I e de 15 minutos para pastas tipo II.

3.6.6. Controle do tempo de presa

O aumento da temperatura e da umidade diminuem o tempo de presa da pasta ZOE. Dessa forma, pode-se realizar o resfriamento da placa de vidro e da espátula de manipulação para aumentar o tempo de presa do material. O tempo de presa também é reduzido se há contato com umidade ou prolongando-se o tempo de espatulação. Além desses fatores, uma alteração no proporcionamento das pastas também pode aumentar ou reduzir a velocidade de presa (dependendo da pasta que foi colocada em excesso). No entanto, esse procedimento não é indicado porque altera as propriedades do material.

3.7. Propriedades

3.7.1. Biológicas

- Embora o material seja atóxico, o eugenol pode causar uma sensação de queimação na boca e deixar um gosto persistente que pode ser desagradável ao paciente.

3.7.2. Físicas

- Estabilidade dimensional: a pasta ZOE possui uma boa estabilidade dimensional.
- Contração de presa: apresenta pouca contração de presa. Nenhuma alteração dimensional significativa ocorre após o seu endurecimento. No entanto, a pasta ZOE é utilizada sobre uma moldeira e o material desta pode impor limitações à estabilidade dimensional de toda a moldagem.

3.7.3. Mecânicas

- É um material rígido e friável. Dessa forma, a pasta ZOE pode fraturar exibindo pouca deformação permanente quando submetida a tensões de tração.

3.8. Técnica de desinfecção recomendada

Para a desinfecção da pasta de óxido de zinco e eugenol, é recomendado o uso de solução hipoclorito de sódio 0,5% ou 1% ou solução de ácido peracético a 1% por 10 minutos pela técnica de imersão. Deve-se lavar o molde em água corrente e imergi-lo em saco plástico com fecho ou recipiente com tampa contendo o agente desinfetante, deixando-o totalmente imerso por 10 minutos. Após o período recomendado, lavar em água corrente abundantemente e secar com jato de ar.

3.9. Considerações finais

3.9.1. Vantagens

- Boa reprodução de detalhes
- Baixa contração de presa
- Boa estabilidade dimensional
- Boa adesão à godiva e à moldeira individual

3.9.2. Desvantagens

- Não pode ser utilizado em áreas retentivas (material anelástico)
- Ação irritante do eugenol, que pode promover uma sensação de queimação e gosto desagradável ao paciente
- É bastante pegajosa e tende a aderir à pele e pelos faciais do paciente.

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

Van Noort R, Barbour M. Introduction to dental materials. 3ªed. São Paulo: Elsevier Health Sciences, 2010.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 11ªed. São Paulo: Santos, 2004.

Chain MC. Materiais dentários. Série Abeno: Odontologia Essencial – Parte Clínica. São Paulo: Artes Médicas, 2013.

PROCESSO DE FUNDIÇÃO

Mariana Lima da Costa Valente

Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

1. INTRODUÇÃO

O processo de fundição é utilizado para obter restaurações do tipo inlay, onlay, coroas totais, próteses parciais removíveis e estruturas sobre barras para implantes, através dele, o padrão de cera é convertido em duplicata em uma liga metálica odontológica seguindo padrões dimensionais rigorosos.

Na odontologia quase todas as técnicas utilizam adaptação da técnica de cera perdida, a qual foi utilizada por séculos, mas seu uso se tornou rotineiro apenas em 1907, quando a técnica foi preconizada e houve a introdução da máquina de fundição.

2. SOLDAGEM

Técnica de união de duas peças fundidas por uma liga chamada solda, tem o objetivo de assegurar que as peças fundidas mantenham-se posicionadas com alto grau de precisão. Ambas as técnicas (soldagem e fundição) utilizam materiais e técnicas semelhantes.

3. FUNDIÇÃO – TÉCNICA DA CERA PERDIDA

Recebe esse nome porque o modelo da restauração em cera é incluído em um material cerâmico e em seguida queimado (perdido), para criar um espaço no qual a liga metálica é inserida ou fundida.

Primeiro confecciona-se um modelo de cera que será a cópia da restauração que se pretende obter em um troquel, que é o modelo do preparo cavitário do dente a ser restaurado. Todos os aspectos da restauração devem ser incluídos no padrão de cera, inclusive contatos oclusais e proximais e o encaixe marginal. Após o término do padrão, um pino formador de canal de alimentação é aderido ao enceramento formando um ângulo de 45° para a liga fundida passar do cadinho para o espaço deixado pela cera perdida, para se conformar a restauração metálica ou peça metálica.

Em seguida o padrão e o pino formador do canal são posicionados em um anel, em posições descritas a seguir e incluídos em material cerâmico refratário.

Após a queima e eliminação da cera, a liga fundida é incluída para dentro do espaço deixado pelo padrão.

Após a quebra desse revestimento temos uma peça fundida grosseiramente que sofre decapagem para eliminação dos óxidos. Remove-se o pino, cimenta-se a peça e realizam-se os ajustes na boca.

3.1. Alterações dimensionais na técnica da cera perdida

Os materiais utilizados no processo de fundição para a obtenção de uma peça fundida contraem e expandem, por isso, a peça fundida não tem o mesmo tamanho do padrão de cera original. O manejo das alterações dimensionais é complexo e pode ser resumido pela equação:

$$\text{Contração da cera} + \text{Contração do metal} = \text{Expansão da cera} + \text{Expansão de presa} + \text{Expansão higroscópica} + \text{Expansão térmica}.$$

Essa equação equilibra a contração e a expansão que ocorre durante o processo de fundição. As forças de contração provem de duas fontes: cera e metal. A contração da cera pode ser liberada quando esta é removida do troquel, além disso, se o revestimento for feito em temperatura abaixo da qual o padrão de cera está formado, esta irá contrair devido ao seu alto coeficiente de expansão térmica.

Com o metal isso acontecerá após o resfriamento da liga. Essa contração pode ser de 1,25 a 2,5%. Assim, as contrações da cera e liga devem ser compensadas pela expansão do revestimento.

A expansão está listada na equação acima e trata-se da expansão da cera e da expansão do revestimento, a expansão do revestimento pode ser higroscópica ou térmica. Essas expansões são importantes desde que seu total seja suficiente para compensar a contração do padrão e da liga.

3.2. Precisão da técnica de cera perdida

A precisão deve ser a mais próxima possível, embora seja aceita uma tolerância de 0.05% para a fundição onlay (teoricamente 1/10 de um fio de cabelo). Para uma obturação de sucesso nas fundições, limites rigorosos devem ser colocados para ceras, revestimentos, materiais de moldagem e materiais para troquéis, assim como o cuidado no manuseio técnico desses materiais.

As expansões térmica, higroscópica e de presa de diferentes revestimentos variam dentre as marcas comerciais, podendo haver diferenças na manipulação entre elas.

3.3. Confeção do padrão de cera

Técnica boa, pois envolve poucos materiais, é barata, rápida, reversível e personalizável. Entretanto, deve-se estar atento às propriedades da cera, como alto coeficiente de expansão térmica, tendência de escoamento e armazenamento de tensões residuais.

Existem dois métodos para preparo do padrão de cera: direto e o indireto.

3.3.1. Método Direto

Faz-se o aquecimento da cera o suficiente para se obter escoamento e plasticidade adequados sob compressão, permitindo reproduzir todos os detalhes das paredes cavitárias. O excesso no aquecimento pode proporcionar uma cera muito fluida, dificultando a compressão, além de causar desconforto aos tecidos orais do paciente (aquecimento ideal 50 a 52°C).

Deve-se obter uma peça de cera sem tensões, com consistência adequada para que o padrão, quando confeccionado sob pressão, permaneça sem tensão. Essa condição é alcançada quando o aquecimento da cera é obtido em um forno com calor seco. Mesmo assim, pequenas tensões podem acontecer ao se retirar o padrão. Quando a cera é aquecida sobre o bico de Bunsen pode acontecer a perda de alguns componentes (volatilização) e aquecimento excessivo da cera, esta

também pode ser aquecida em água, mas o armazenamento nessas condições por tempo prolongado pode resultar em uma massa esfarelada.

É necessário um tempo amplo para o seu resfriamento, visto que a cera tem baixa condutividade térmica. Quando a cera atinge a temperatura da boca ela sofre contração, em certo grau, o que é compensado pela sua manutenção sob pressão. Essa tensão de compressão pode ser liberada quando o padrão é removido da boca. Embora as tensões induzidas sejam indesejáveis, elas são inevitáveis.

A escultura do padrão de cera na boca demanda certa destreza, devendo ser realizada de acordo com a especificação nº 4 da ANSI/ADA (180 1561) que determina para elas e para a escultura de inlays:

- 1) Cor da cera diferente dos tecidos moles e duros da boca
- 2) A cera deve plastificar sem se tornar escamosa
- 3) Não deve escamar quando esculpidas em margens finas

É desejável o uso de instrumento aquecido para amaciar, não para derreter a cera, ao serem esculpidas. Isso mantém uma temperatura de trabalho adequada para menor indução de tensões nas áreas marginais e de contorno. Instrumentos frios para brunir ou esculpir podem induzir tensões de tração e compressão no padrão, deletérios ao encaixe ideal da fundição.

3.3.2. Método Indireto

Para esse caso utiliza-se um troquel de metal ou gesso pedra que é a réplica em positivo do preparo e estruturas adjacentes (Figura 1). Esta técnica permite que o padrão seja confeccionado fora da boca e que seja mudado o tipo de cera e alguns procedimentos de manipulação necessários para a técnica direta.

Figura 1. Troquel de gesso



Fonte: <http://www.inpn.com.br/Materia/Index/132706> (acessado em 04/12/2019)

Alguns laboratórios revestem o troquel com espaçadores para permitir espaço para o cimento durante a cimentação. Pincela-se um líquido viscoso, aguarda-se a secagem e em seguida aplica-se o lubrificante (isolante) para aplicação da cera (espessura do espaçador: 10 a 30 mm). Estes não devem ser utilizados nas margens da restauração, com o objetivo de compensar a manipulação inadequada de outros materiais durante o processo de fundição.

Para isolar a cera do troquel deve-se utilizar um lubrificante. Este é desnecessário na boca uma vez que um fino fio de saliva se forma. Uma camada muito espessa pode levar à imprecisões no padrão e uma superfície insatisfatória para a liga fundida.

A cera pode ser aplicada ao troquel pelo método de compressão ou pelo gotejamento da cera aquecida e esculpida por uma espátula (Figura 2).

Figura 2. Enceramento do troquel por gotejamento



Fonte: https://www.renfert.com/ix_pim_assets/Dokument/Marketing%20%28intern%2Bextern%29/Fibel_Leitfaden/WAXING_UP_MANUAL_PT.PDF (acessado em 04/12/2019)

A temperatura do troquel é importante apenas quando a cera é gotejada sobre o troquel metalizado frio assim, para melhorar a adaptação do padrão, é importante que o mesmo seja confeccionado em troquel metalizado à temperatura corporal, o que pode ser conseguido quando este é colocado sob uma lâmpada elétrica e, assim como o padrão direto, deve ser esculpido com instrumento morno. Procedimentos de manipulação adequados minimizam a deformação do padrão.

3.3. Confeção do pino formador do canal de alimentação do padrão de cera

Tem o objetivo de formar um canal por onde a liga derretida irá alcançar o espaço deixado pelo padrão após a queima. É importante que a forma e o desenho deste sejam adequados para o sucesso da fundição. Antes da inclusão o padrão é removido do troquel, este é relubrificado e o padrão recolocado sobre o mesmo para ajuste das margens.

Para pequenas restaurações do tipo inlay o pino pode ser metálico, o qual deve ser cuidadosamente removido após a inclusão. Pinos de cera são geralmente mais utilizados, pois podem ser facilmente manipulados e modelados.

Os de plástico também são bastante utilizados e têm a vantagem de ser rígidos como os metálicos, porém, podem não ser totalmente queimados e necessitam de mais tempo de queima do que a cera.

Múltiplas fundições exigem múltiplos canais de fundição, o quais também podem ser colocados em forma de Y para facilitar o escape de gases e prevenir o empeno do padrão.

O pino deve ser colocado na porção mais volumosa do padrão e longe das margens finas, isso minimizará a distorção do padrão após a remoção do pino (Figura 3). A peça metálica terá seu contorno alterado em função do ponto de aderência do pino.

Figura 3. Pino, sprue ou conduto de alimentação

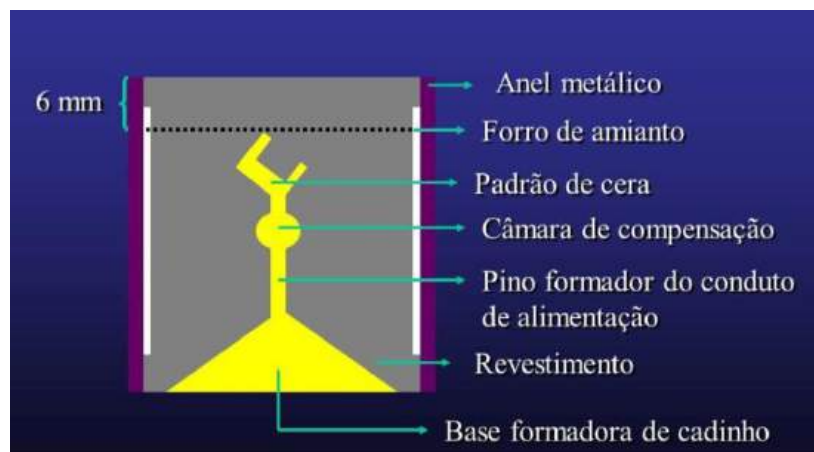


Fonte: <https://www.suryadental.com.br/cera-sprue-camara-com-100-grande-12457-orto-c.html> (acessado em 04/12/2019)

O diâmetro do pino formador de canal, a pressão da máquina de fundição e a densidade da liga controlam a taxa de escoamento do metal. Quanto maior o diâmetro do pino e a densidade do metal, mais rápido o metal derretido entrará na cavidade do molde (os gases são liberados através dos poros do revestimento). A velocidade de eliminação dos gases através do revestimento, também controla a velocidade de preenchimento da liga no molde cavitário.

Um pino com pequeno diâmetro pode resultar numa fundição incompleta, pois a liga se solidifica antes de alcançar o molde completo. O comprimento do pino também é importante, este deve ser colocado a 6 mm da base do anel possibilitando uma espessura suficiente de revestimento para escape dos gases e para a retenção do metal, o que proporciona o resfriamento mais rápido da liga (Figura 4).

Figura 4. Posicionamento do padrão de cera no anel



Fonte: <https://slideplayer.com.br/slide/357845/> (acessado em 04/12/2019)

A outra extremidade do pino é colocada na base do anel (geralmente de borracha rígida). Sua adaptação (também através de cera) deve evitar ângulos vivos e retos para minimizar fraturas do revestimento. Depois disso pode ser incluído.

3.4. Inclusão do Padrão de Cera

Processo pelo qual o padrão é posicionado e envolvido pelo revestimento. O revestimento odontológico deve ser capaz de copiar a superfície do padrão, suportar altas temperaturas, resistente para suportar a injeção da liga, poroso para liberar os gases e sofrer expansão de presa, higroscópica e térmica, suficientes para compensar a contração da liga. Podem ser aglutinadas por fosfato e por gesso.

O anel de revestimento é colocado adaptado à base, para conter o revestimento. Este deve ser cuidadosamente vazado ao redor do padrão até o preenchimento do canal. Os anéis podem ser sólidos ou flexíveis (de silicone), estes últimos permitem a expansão do revestimento e são mais utilizados atualmente. Para que a expansão higroscópica e de presa aconteçam de maneira uniforme, um papel cerâmico é colocado ao redor do anel (por dentro) antes do vazamento do revestimento e fica 3 mm aquém das margens do anel para que o revestimento fique preso após a expansão.

A cera dificilmente escoar com uniformidade no revestimento ao seu redor; produzindo defeitos após a fundição, assim um umectante é passado nesse padrão para permitir o escoamento uniforme da cera ao redor do mesmo e minimizar as irregularidades. Estes também removem qualquer remanescente oleoso proveniente da cera ou do isolante da cera. A cera tratada com umectante possui maior afinidade com a água permitindo maior molhamento do revestimento (não se enxagua o padrão após a aplicação do umectante).

Quanto mais tempo o padrão passar sem ser incluído, maior a deformação do padrão (mesmo em temperatura ambiente), o tempo deve ser de no máximo 20 a 30 minutos. Após a inclusão e presa não há período de distorção.

3.4.1. Técnicas de Inclusão

Dois métodos geralmente são utilizados: manual e a vácuo. Deve-se sempre seguir exatamente a proporção indicada pelo fabricante adicionando-se primeiro a água e em seguida o pó, lentamente, para permitir a remoção do ar do pó, deve-se misturar suavemente até que todo o pó seja molhado. A velocidade de presa depende do número de giros de espatulação, a mistura é em seguida colocada em um vibrador para a eliminação de bolhas. A velocidade da espatulação também afeta a expansão higroscópica.

Segura-se a base do anel e pincela-se o padrão com o revestimento com um pincel de pelo de camelo. Depois disso mantém-se o anel inclinado e despeja-se lentamente, na lateral do anel, o revestimento, o que minimiza a possibilidade de incorporação de bolhas. Após o preenchimento total aguarda-se de 45 a 60 minutos para a presa do revestimento. O excesso de revestimento deve ser recortado em recortador de gesso, pois essa última camada é vítrea e não porosa. Seu desgaste permite permeabilidade para o rápido escape de gases durante a fundição.

Na espatulação a vácuo manipula-se o pó e água (ou líquido especial) a vácuo e despeja-se no anel também a vácuo. Assim, mesmo que a eliminação do ar não seja completa, propicia-se um bom contato entre padrão e revestimento que reduz a incorporação de bolhas. Quando se compara superfícies de fundição cuja manipulação do revestimento foi a vácuo, verifica-se que estas geralmente são melhores do que as de manipulação manual.

3.5. Queima do Padrão de Cera

Após a presa, o anel metálico ou bloco de revestimento é levado ao forno para a eliminação da cera (Figura 5). O bloco de revestimento deve ter resistência suficiente para suportar o impacto da injeção da liga liquefeita, por isso a correta manipulação para a manutenção das propriedades é imprescindível.

Figura 5. Aquecimento do bloco de revestimento para eliminação da cera



Fonte: <https://www.suryadental.com.br/cera-sprue-camara-com-100-grande-12457-ortoc.html> (acessado em 04/12/2019)

Durante a queima da cera, o revestimento se expande termicamente, o que é importante para compensar a contração da liga. Embora, a cera derreta em temperaturas baixas sua completa eliminação requer temperaturas altas.

Durante a injeção da liga, em mais ou menos um segundo o ar é eliminado da cavidade onde a cera foi eliminada através dos poros do revestimento. A eliminação do ar ou gases ou a presença de resíduos de cera impedem a fundição total ou proporcionam margens irregulares, neste caso, deve-se repetir processo desde a fase do enceramento do padrão.

Os gases decorrentes da eliminação de cera são CO_2 , H_2O e NO_2 , os quais são facilmente eliminados. Entretanto, sua formação depende da presença de O_2 em alta temperatura (500°C) assim, quanto maior a permanência do anel ou bloco de revestimentos no forno, melhor a eliminação dos resíduos.

Um pequeno tempo de permanência impede a completa saída ou reação do carbono e as margens podem ficar incompletas ou escuras necessitando de limpeza especial (desoxidação).

Deve-se colocar o bloco de revestimento no forno com o pino de alimentação voltado para baixo, para melhorar o escoamento da cera, depois para cima para a circulação do oxigênio, reagindo com a cera e formando os gases, impedindo resíduos de carbono.

Quanto maior o padrão e menor a temperatura maior tempo o padrão deverá ficar no forno.

Para padrões grandes o forno deve estar ajustado em 500°C e os mesmos devem permanecer por mais ou menos uma hora, porém, para fundir mais de um anel de uma só vez, é preciso aguardar um período mais longo (pino). Acrescenta-se 5 minutos de queima para cada anel, porém, se aumentarmos a temperatura para 600 a 700°C, o tempo pode ser mais curto para a completa eliminação da cera. Se o bloco de revestimento for colocado em um forno com temperatura muito elevada ou com rápido aquecimento, a temperatura externa do molde ficará muito diferente da interna, pois os revestimentos são mais condutores de temperatura. Um aquecimento gradual anula essa diferença interna e externa no momento da injeção da liga. Caso isso não aconteça poderá ocorrer rachaduras no interior do molde levando a falhas no processo de fundição. Os blocos de revestimento devem ser colocados em fornos em temperatura ambiente e aquecidos lentamente (diferença em revestimentos aglutinados por quartzo x cristobalita - velocidade de expansão térmica).

É importante não deixar o revestimento esfriar antes da injeção da liga, expansão térmica irreversível. Se isso acontecer deve-se iniciar outro padrão.

4. MÁQUINAS PARA FUNDIÇÃO

Vários tipos de máquinas podem ser utilizados no processo de fundição. Todas elas aceleram a entrada do metal no interior do molde por centrifugação ou pressão do ar. A seleção da técnica e o tempo de fusão são altamente influenciados pelo tipo de liga.

Vários tipos de centrífugas estão disponíveis, algumas são movidas por molas outras operam eletricamente. Algumas máquinas possuem um sistema de aquecimento elétrico acoplado para derretimento da liga, antes de começar a girar para inserir a liga no interior do molde. Outras possuem um cadinho refratário onde a liga é fundida através de um maçarico. Ambas as máquinas propiciam boas fundições, são de operação simples e servem para grandes ou pequenas fundições.

4.1. Máquinas do tipo pressão de ar

Utilizam ar comprimido ambiente, dióxido de carbono ou nitrogênio para forçar a entrada do metal derretido dentro do molde (Indicadas apenas para pequenas fundições).

5. DERRETIMENTO DA LIGA

O método mais comum utiliza um maçarico gás-ar, com chama ajustada para promover uma fusão adequada da liga Odontológica (870 a 1000°C). Chamas desajustadas podem aumentar o tempo de fusão, provocar oxidação excessiva ou inclusão de gás. Chama pequena não deve ser usada para derreter grandes quantidades de liga. A chama ajustada é mais quente (cone central da chama azul claro, mais efetivo para fundição – porção menos oxidante da chama: mesmo uma chama bem ajustada pode causar oxidação se não for bem posicionada, ficar próxima ou distante demais, mover de um lado para outro ou ser colocada em direção contrária à liga) (Figura 6).

Figura 6. Zonas da chama do maçarico



Fonte: <https://slideplayer.com.br/slide/357845/> (acessado em 04/12/2019)

Maçaricos modificados combinam ar (oxigênio) e gás natural – fundição de peças para metalocerâmica.

Acetileno e oxigênio – fundição de cromo-cobalto e níquel-cromo (temperaturas de fusão mais altas) – Próteses parciais removíveis –PPR.

Aparelhos de fundição elétricos têm a vantagem de não ser necessário o domínio da técnica do maçarico. É aquecido por indução ou resistor: derrete a liga mais facilmente que o maçarico, deve-se ter o cuidado para não sobreaquecer e deve-se colocar o monitor eletrônico para controlar a temperatura. Já os aparelhos aquecidos por resistor demoram mais que o maçarico.

Independentemente do método ou da máquina os seguintes objetivos devem ser mantidos:

- Liga aquecida o mais rápido possível e completamente acima da temperatura de líquidos.
- Evitar oxidação do metal ajustando a chama ou outro método e pequena quantidade de fundente na superfície da liga.

Força adequada para forçar o metal derretido para o interior do molde. Esta força deve permanecer até que o metal seja solidificado.

6. CONDIÇÕES ESPECIAIS

Ligas metalocerâmicas: Usar revestimentos aglutinados por fosfato e maçarico. Esses revestimentos são mais densos do que os aglutinados por gesso. Fazer a inclusão com canal de alimentação do tipo barra, manter a liga aquecida até o completo preenchimento do molde

Desvantagem: Se gasta mais liga devido à exigência de temperaturas mais altas.

7. FUNDIÇÕES DAS LIGAS COCR-NICR E INFRA-ESTRUTURA DE PRÓTESES PARCIAIS

Coroas posteriores são fundidas geralmente com metais básicos que exigem alta temperatura de fusão e revestimentos à base de fosfato. Como resultado de altas temperaturas, uma maior contração deve ser esperada e compensada em relação às ligas de ouro (podem ser compensadas por 2 camadas de verniz excluindo-se a margem do troquel, ou 2 folhas de papel dinâmico no anel para garantir mais expansão do revestimento (presa) no caso de anéis metálicos).

A fundição de peças grandes difere das unitárias, porém apresentam princípios similares.

No caso de peças grandes, um modelo refratário serve como estrutura para o enceramento do padrão, uma vez que este é muito amplo e deve ser sustentado durante a inclusão e fundição. Este é preparado duplicando-se o modelo de gesso com materiais geralmente à base de ágar. Após a duplicação, o modelo refratário é reaberto e o padrão com canal de alimentação é incluído em anel (Revestimentos aglutinados por gesso <1300°C, por fosfato >1300°C).

Essas ligas são muito sensíveis à técnica uma vez que dependem da temperatura do molde, da liga, tamanho e modelo do pino formador de alimentação. Outra razão: Quase todos os elementos nessa liga: cromo, silício, molibdênio, cobalto e níquel, reagem com o carbono formando carbetos, portanto as variáveis devem ser controladas.

Fundições com aparência superficial e insatisfatória geralmente apresentam propriedades físicas inferiores. Outro problema é o encapsulamento de gases, já que esses revestimentos, para temperaturas mais altas, são menos porosos para suportar maior tensão e acabam não permitindo o escape completo dos gases, o que pode acarretar defeitos na fundição.

8. FUNDIÇÕES COM TITÂNIO

Apesar do titânio apresentar várias propriedades boas para a Odontologia, seu processo de fundição é mais complicado. Dois problemas envolvem: o alto ponto de fusão e a facilidade da contaminação da liga uma vez que o titânio absorve facilmente vários gases e é fundido a 1671°C. Caso absorva oxigênio, hidrogênio e nitrogênio suas propriedades serão afetadas, para isso, é fundido sob atmosfera de argônio ou à vácuo, o modelo de fundição é semelhante aos outros com revestimento aglutinado por fosfato e sílica.

9. PROBLEMAS NA FUNDIÇÃO

A solidificação inadequada do metal causa vários problemas.

A contração da liga acontece em dois estágios:

- 1) Quando passa do estado líquido para sólido.
- 2) Coeficiente de expansão da liga sólida.

A liga mais distante do botão do canal de alimentação deve resfriar primeiro e a liga que está liquefeita vai preenchendo os outros espaços compensando pela expansão do revestimento e pela contração da liga que está solidificada.

Caso a liga do canal de alimentação esfrie primeiro aparece a “porosidade por reação retrógrada”. Isto também pode ser causado pelo desenho inadequado do pino formador do canal de alimentação. Outro método para se evitar isso é aumentar a temperatura da fundição, pois assim a diferença de temperatura entre o revestimento próximo ao pino formador do canal e o localizado no assoalho pulpar da coroa é diminuído. Dessa forma, a liga do assoalho se solidifica antes da liga do pino.

Aumentar a temperatura da liga ou um giro extra na centrífuga não ajuda a eliminar porosidade por reação retrógrada. Uma maior força na entrada da liga, também pode promover rachaduras.

Além disso, eliminação incompleta da cera, excesso de aquecimento na liga, pressão insuficiente de injeção, manipulação incorreta do revestimento, escape incorreto de gases, são outros fatores que influenciam em falhas.

9.1. Outros problemas na fundição

Revestimentos aglutinados por sulfato de cálcio, superfície de peça com cor negra deve-se provavelmente a:

- Cera não totalmente eliminada
- Grande permanência do molde no forno
- Utilização da região oxidante da chama para a liquefação da liga
- Revestimento sem antioxidante

Quando o molde permanece muito tempo no forno, os agentes antioxidantes do revestimento são eliminados, com isso, ocorrerá a oxidação do cobre e a superfície ficará negra. Se a região oxidante da chama for utilizada haverá a

oxidação de alguns elementos da liga e estas ficarão negras, entretanto, poderão ser facilmente limpas por processos comuns de decapagem.

A pressão insuficiente da fundição produz margens arredondadas na porção fundida por falta de força para chegar até a margem, pela presença de óxidos ou pelo resfriamento antecipado da liga.

10.ERROS DE INCLUSÃO

Os erros mais comuns são o encapsulamento de ar. Se formarem bolhas extensas e as mesmas forem positivas podem ser retiradas, porém, se acontecer nas margens não.

11.LIMPANDO E DECAPANDO AS LIGAS

Ao entrar no molde, as ligas vão reagindo com gases podendo formar uma superfície de óxidos bem como incorporar partículas de revestimento no interior da liga. Pode-se limpar por aquecimento da estrutura em soluções adequadas ou polimento mecânico.

O excesso de decapagem pode impedir o brilho superficial (solução aquecida – água e ácido sulfúrico a 50%), mas isso pode liberar gases tóxicos, atualmente existem outras substâncias que podem ser utilizadas para eliminar os óxidos. Enxagua-se a peça com água.

IMPORTANTE:

- Seguir a instrução do fabricante e observar se há compatibilidade entre a solução de decapagem e a liga utilizada.
- Não colocar a liga quente nessa solução, isso pode empenar a peça.
- Respingo de ácido pode ser perigoso ao operador.
- Não usar pinças de aço, pois essas são dissolvidas pela solução, revestindo as fundições por componentes metálicos (usar borracha ou teflon).

12. TÉCNICAS DE SOLDAGEM

12.1. Soldas

É importante selecionar a técnica e a solda, a qual é fornecida em uma variedade de formatos:

- Tiras: São utilizadas para aplicações gerais
- Cubos: Para soldagem de área de contato de uma inlay ou coroa.
- Bastões: Entalhes laterais, assegurar forma lisa ao fundente.

Cada apresentação está disponível em uma faixa de resfriamento.

12.2. Fundente

O fundente dissolve os óxidos da superfície e permite que a solda derretida molhe e entre na superfície. A chama não deve ser aplicada diretamente nas partes a serem unidas até que o fundente seja derretido. Após a aplicação da chama na área a ser soldada, esta não deve ser removida até a total soldagem, promove-se um invólucro protetor com a porção de redução da chama. O procedimento deve ser rápido para evitar oxidação e não causar danos à microestrutura da liga.

12.3. Considerações da técnica de soldagem

O Excesso de aquecimento durante a soldagem pode causar:

- Fossas na solda
- Penetração ou queima de pequenas secções
- Perda de resistência

O subaquecimento pode causar:

- Fossas pela presença de fundente não derretido.

É importante usar antifundente nas margens e na superfície oclusal: Grafite, rouge (óxido de ferro), greda branca (carbonato de cálcio) em suspensão de álcool e água.

A posição da peça interfere se estiverem muito unidas a solta tende a escorregar. O vão livre ideal é de 0,13 mm.

13.SOLDAGEM POR RADIAÇÃO INFRATERMELHA

Ao contrário do maçarico, o aparelho utiliza uma lâmpada de quartzo-iodo com filamento de tungstênio de 1000 watts. O material a ser soldado é colocado no ponto de foco secundário do refletor onde é focalizada a energia infravermelha refletida pela luz de tungstênio. Utilizado para ligas de metalocerâmica 1150°C. A energia infravermelha deve ser focalizada na coroa, não na solda. Falha no foco gera uma fraca e porosa união.

14.FUNDENTES PARA FUNDIÇÃO E SOLDAGEM

Substância aplicada na superfície do metal para prevenir oxidação do metal quente com o oxigênio; além de dissolver óxidos que podem se formar enquanto o metal é aquecido. Facilita o escoamento da solda ajudando na sua molhabilidade. Deve ter temperatura de fusão abaixo da liga aquecida, mas não deve queimar e volatilizar facilmente.

15.LIGAS NOBRES E ALTAMENTE NOBRES

Para dissolver os óxidos dessas ligas, utiliza-se como fundente o bórax ou tetraborato de sódio. E vidro de boráx por ser utilizado na forma de pó seco. Quando derretido forma um líquido claro e viscoso que não volatiliza facilmente quando aquecido. Diferente do bórax o ácido bórico não é utilizado sozinho como fundente.

- Fundente líquido: solução de bórax e ácido bórico em água: soldagem de aparelhos e infra-estrutura de pontes (quantidade mínima). Pode-se adicionar o carbonato de potássio e cloreto de amônia.

- Fundente em pasta: 1/3 de bórax + ácido graxo mineral + gel de petróleo e outras substâncias. Indicado onde grandes quantidades de fundente são necessárias.

O pó de boráx pode ter carvão vegetal refinado este previne a formação de óxidos e também reduz os que já foram formados. Uma pequena porcentagem de pó de sílica mantém o metal derretido em posição.

16.LIGAS QUE CONTÉM CROMO

O bórax e o ácido bórico não dissolvem os óxidos do cromo.

Mistura de:

- 50 a 60% de fluoreto de potássio
 - 25 a 30% ácido bórico
 - 6 a 8% de vidro de bórax
 - 8 a 10% de carbonato de potássio ou sódio.
-
- Estes não devem conter ácidos graxos de petróleo pois o carbono formado durante o aquecimento altera as propriedades da liga.
 - A escolha do fundente é dita pelo tipo de solda e liga fundida.
 - Se tiver cromo como os fios ortodônticos de ácido inoxidável, cromo-cobalto. O melhor fundente é o de fluoretos.
 - Quando se aplica muito pouco fundente esse pode queimar e ser ineficiente.
 - Quando se aplica muito ele fica preso no metal derretido causando falha na fundição.

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12^aed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013. p. 48-68.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 13^aed. São Paulo: Santos, 2012. p. 53-55; 89-113.

Mezzomo E. Reabilitação oral para o clínico. 3^aed. São Paulo: Libreria e Editora Santos, 1999. p.1.

Mondelli J. Ligas alternativas para restaurações fundidas. São Paulo: Panamericana. 1995.

CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Bruna Santos Honório Tonin

Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas dentais são conhecidas por sua durabilidade química e pelas excelentes propriedades ópticas que se assemelham ao dente natural. É interessante uma breve introdução sobre como e porquê as cerâmicas vieram a ser usadas na odontologia. A palavra cerâmica é oriunda do grego “keramos” que significa argila, há registros encontrados a quase 13 mil anos sobre a retirada de cerâmica nas escavações do Vale do Nilo, Egito. Desde o século X, os chineses dominavam a arte cerâmica produzindo as mais belas louças conhecidas até os dias atuais como as insígnies porcelanas chinesas com estrutura interna firme, muito brancas e muito bem trabalhadas com pinturas e riquíssimos.

No início de 1700 a Europa era um potente importador de cerâmicas providas da China e do Japão. Os europeus passaram muitos anos estudando os “segredos” para a produção da requisitada porcelana oriental e apesar de tantas tentativas sem muito sucesso, esses estudos intensos são responsáveis pelo crescimento da moderna química analítica que colaboraram com a evolução da cerâmica aplicada em várias áreas atualmente. As porcelanas odontológicas feldspáticas foram adaptadas das formulações europeias tri axiais - caulim (argila chinesa), sílica (quartzo) e feldspato (misto de silicatos de alumínio, potássio e sódio) e após décadas, os europeus dominaram a fabricação de porcelanas translúcidas finas, comparáveis às porcelanas chinesas. Em suma, o grande avanço europeu foi o uso da feldspática em substituição da cal (óxido de cálcio) em um fluxo submetido a altas temperaturas.

Em 1774, o farmacêutico parisiense Alexis Duchateau buscava trocar sua prótese total feita de marfim e junto ao dentista Nicholas Dubois de Chamant fizeram a primeira prótese de cerâmica. Caracterizadas pela alta durabilidade, resistência ao manchamento e à abrasão, as próteses de cerâmica representaram um grande avanço para o caminho da higiene pessoal e conforto do paciente. Novas formas de utilização e reformulação das cerâmicas foram patenteadas e a confecção de coroas cerâmicas sobre uma lâmina de platina foi realizada a partir da invenção do forno elétrico (1894) e da porcelana de baixa fusão (1898). Em 1950, agregaram leucita na formulação com o intuito de aumentar o coeficiente de expansão térmica e possibilitar a fusão com ligas áureas para confecção de coroas totais e próteses fixas. A união da cerâmica a outros metais (metalocerâmica) também foi para

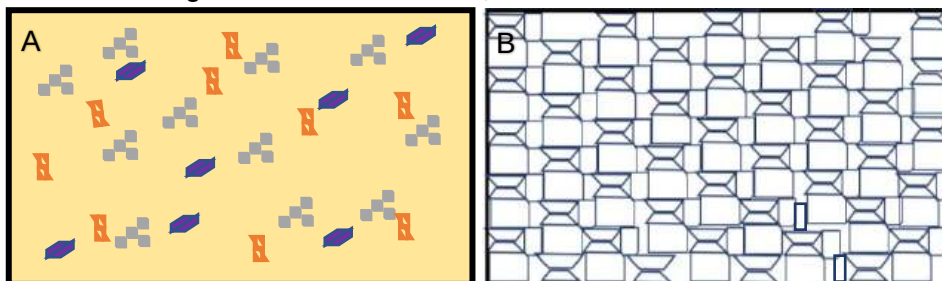
adquirir maior resistência da cerâmica. Na Inglaterra, incorporaram 40 a 50% de cristais de alumina para melhorar a resistência das coroas (120 a 180 Mpa) mantendo a estética.

Ao fim do século XX, diversos sistemas cerâmicos já haviam sido introduzidos no mercado e desde então a busca por novos sistemas com propriedades físicas e mecânicas aprimoradas não ficou estagnada e tem sido cada vez mais estimulada pela alta procura da sociedade por tratamentos altamente estéticos e livres de metais. Assim, este capítulo busca descrever uma apresentação geral dos diversos sistemas enfatizando as características e limitações das cerâmicas odontológicas mais recentes.

2. COMPOSIÇÃO, CARACTERÍSTICAS E INDICAÇÕES DAS CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, sódio, magnésio, potássio, lítio, lantânio, estanho, titânio e zircônia) e substâncias não metálicas (boro, flúor, oxigênio e silício) as cerâmicas odontológicas atuais são classificadas pela composição de matriz vítrea (com estrutura de arranjo molecular de distribuição aleatória, não cristalino ou amorfa) (Figura 1a) - tendo como principais constituintes o Al_2O_3 (alumina), Na_2O_3 (sódio), K_2O (potássio) e SiO_2 (sílica) que está relacionada com a viscosidade e a expansão térmica; e também de matriz cristalina (Figura 1b) - que contém núcleos cristalinos não incorporados, os quais atuam como reforço intrínseco, possuem arranjo molecular de distribuição organizada, e também estão relacionados às propriedades mecânicas e ópticas.

Figura 1A – matriz vítrea; B – matriz cristalina



As cerâmicas apresentavam uma estrutura com baixa resistência à tração (20 a 60 Mpa) quando foram introduzidas na odontologia, não apresentando

resistência à fratura, mas ao decorrer de toda sua evolução a resposta para este problema foi a modificação da proporção entre a fase vítrea e cristalina, e a introdução de outros materiais (como leucita, dissilicato de lítio, óxido de alumínio e zircônia) com o objetivo de atuarem como bloqueadores da propagação de trincas na porcelana, quando submetida a tensões de tração e cisalhamento, aumentando sua resistência à fratura.

Afinal, porcelana ou cerâmica? As porcelanas são cerâmicas resultantes da mistura de cerâmicas cristalinas e cerâmicas vítreas, variando de proporção de acordo com o resultado/propriedades desejadas. Didaticamente, podemos concluir que toda porcelana (matriz de vidro + fase cristalina dispersa) é um material de natureza cerâmica, mas nem toda cerâmica (que pode ser um vidro ou cristal) é necessariamente uma porcelana. Portanto, usaremos neste texto o termo mais abrangente de cerâmicas odontológicas.

2.1 Fase vítrea predominante

As vitrocerâmicas atualmente predominantes, são: feldspáticas, dissilicato de lítio, fluorapatita e silicato de lítio. Sobre suas propriedades podemos citar: Excelente estética, resistência flexural de 100 a 400 Mpa, alta estabilidade química, resistência ao desgaste, baixa condutividade térmica, baixa resistência à tração, friável e ácido sensível.

As cerâmicas feldspáticas inicialmente foram utilizadas para serem aplicadas sobre o metal mediante a técnica de estratificação e atualmente, são também comercializadas em pastilhas para serem injetadas sob pressão e alta temperatura por meio de fornos especiais de injeção, aplicada pela técnica tradicional da cera fundida sobre metal ou na forma de coroa livre de metal. A injeção por pressão e calor foi desenvolvida para diminuir as porosidades e falta de homogeneidade durante o processo de sinterização. Possuem resistência flexural de aproximadamente 100 Mpa e as indicações clínicas para essas cerâmicas são: inlays, onlays, coroas anteriores e coroas posteriores.

A leucita incorporada à estas cerâmicas feldspáticas melhora a resistência, porém, possuem indicações restritas para laminados, inlays, onlays, devido à resistência flexural de aproximadamente 160 Mpa. São indicadas para facetas, coroas anteriores e posteriores e prótese sobre implante.

Cristais de dissilicato de lítio são incorporados às pastilhas de cerâmicas feldspáticas, dispersos em uma matriz vítrea e interlaçados para evitar o aparecimento de trincas em seu interior e também para elevar sua resistência mecânica (aproximadamente 400 Mpa) em relação ao desgaste. Este material possui elevado padrão estético gerado pelo índice de refração de luz, possibilitando reproduzir a naturalidade do elemento dental. Esta cerâmica vitrificada com base em cristais de dissilicato de lítio é indicada para laminados, prótese sobre implante, coroas unitárias anteriores, posteriores, e prótese parcial fixa de 3 elementos, que permitam repor até o 2º pré-molar.

Comercialmente há também a cerâmica vítrea à base de fluoroapatita para ser sobre injetada em estruturas de Zircônia e à base de nanofluorapatita, indicada para a técnica de estratificação, com baixa temperatura de fusão, boa modelagem, alta estabilidade e excelente comportamento de sinterização.

Na contemporaneidade, os sistemas cerâmicos com fase vítrea predominante têm a capacidade de serem ácido-sensíveis, pela quantidade de matriz amorfa, e fixadas por meio de técnicas adesivas, o que favorece a alta resistência à fratura. Assim, tais cerâmicas são um grande avanço em relação ao sistema adesivo pois, permite reabilitações altamente conservadoras relacionadas à adequação da estrutura dentária com abordagem minimamente invasiva, visto que este procedimento atua diretamente com a adesão entre os materiais restauradores e os substratos dentários por meio do agente cimentante.

O potencial estético e a biocompatibilidade dessas cerâmicas são singulares entre as opções restauradoras, entretanto é importante salientar que as cerâmicas são materiais friáveis, com baixa tolerância a tensões de tração e cisalhamento, sendo suscetíveis à formação e à propagação de trincas quando não associadas às técnicas indicadas, desta maneira a resistência final resulta da união entre a restauração e remanescente dentário, passando a compor uma unidade estrutural, atuando como um sistema de deformação elástica contínua. Desta forma, a consolidação da técnica de adesão às estruturas dentárias devidamente preparadas, associadas às cerâmicas com possibilidade para união com os sistemas adesivos, têm oferecido excelentes restaurações com integridade mecânica.

2.2 Fase cristalina predominante

As cerâmicas policristalinas não possuem a fase amorfa, não possuem componentes vítreos; os átomos são densamente compactados em matrizes regulares que são muito mais difíceis de romper do que átomos na rede menos densa e irregular encontrada nos sistemas vítreos. Portanto, a cerâmica policristalina possui maior resistência flexural (chegando a mais de 900 Mpa) do que as vitrocerâmicas porém, possuem menor translucidez. Outras características das policristalinas são a baixa condutividade térmica, estabilidade de cor, possibilita bom acabamento de borda (devido aos cristais pequenos) e é ácido-resistente. Na odontologia, os principais representantes desses materiais são a alumina pura e a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (*yttrium oxide partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystals* – Y-TZP). As cerâmicas policristalinas com alumina pura são indicadas para coroas anteriores e posteriores, prótese parcial fixa, inlay e onlay; as cerâmicas alumina com zircônia são indicadas para coroas anteriores, coroas posteriores, prótese parcial fixa de curta e longa extensão, prótese adesiva e abutments.

Potencialmente a zircônia tem sido mais buscada na odontologia por ser altamente biocompatível (sendo utilizada até mesmo para confecção de implantes) e é resistente a corrosão. Este material é o 18º elemento mais abundante na terra, onde não é encontrado na natureza como metal livre e sim formando numerosos minerais, sendo sua principal fonte o mineral zircão (silicato de zircônio, $ZrSiO_4$). A zircônia é um material polimórfico que existe em três principais fases (monoclínica, tetragonal e cúbica) que são estáveis em diferentes faixas de temperatura.

A zircônia pura é monoclínica na temperatura ambiente sendo estável até 1.170°C, acima desta temperatura ocorre a transformação para a fase tetragonal, a qual pode ser estabilizada na temperatura ambiente dependendo da concentração de algum óxido estabilizador adicionado e do tamanho da partícula de zircônia. Acima de 2.370°C, a zircônia é transformada na fase cúbica, estável em altíssimas temperaturas.

Entretanto as restaurações em zircônia possuem algumas desvantagens como a necessidade de espaço interoclusal de 2 mm, sendo sua indicação limitada para preparos curtos e dispõe de muitas ocorrências em relação ao lascamento de restaurações. No entanto, recentes estudos in vitro e in vivo para o aprimoramento

de restaurações em zircônia têm apresentado longevidade clínica e restaurações ainda mais estéticas resultantes de alterações microestruturais, como diminuição da quantidade de alumina, aumento da densidade, diminuição do tamanho das partículas, adição da fase cúbica e a restrição da quantidade de impurezas e defeitos estruturais.

A zircônia mais utilizada hoje apresenta 3 mols% yttria (3T-TZP) e é obtida por blocos através do método CAD/CAM. Os blocos comercializados são pré-sinterizados em temperatura ao redor de 1450°C, próxima a temperatura para transferência de fase da tetragonal para a fase cúbica, assim a zircônia estabilizada por ítria consiste em grãos tetragonais muito pequenos e pelo seu processo de fabricação a probabilidade de falha é mínimo. Vale atentar-se para o bom planejamento e consequentemente a correta indicação do material cerâmico, especialmente no caso da zircônia que apresenta dureza maior que o esmalte dentário.

3. FORMAS DE PROCESSAMENTO DA CERÂMICA

Diferentes métodos podem ser aplicados para a confecção das restaurações indiretas cerâmicas. Eis as principais técnicas de processamento:

- Estratificação (condensação)
- Infiltração de vidro (*slip-cast*)
- Injeção (*press*)
- Fresagem/usinagem (CAD-CAM)

O método de estratificação é aplicado na forma de mistura entre pó e líquido, passando pelo processo de sinterização, e fornece um resultado estético superior em relação as restaurações monolíticas, já que permite múltiplas aplicações com variadas cores e opacidade, permitindo mimetizar as propriedades óticas dos tecidos dentais. Este método pode ser empregado para a obtenção de próteses metalocerâmicas, em que a cerâmica adere ao metal por meio da camada de óxidos formada na superfície metálica durante a queima/sinterização (cocção) das partículas da cerâmica em forno a vácuo, ou sobre cerâmica reforçada como nas restaurações ceramo-cerâmicas-estratificadas.

A finalidade da queima é substancialmente sinterizar as partículas do pó de maneira adequada para formar a prótese. Após a aplicação de duas camadas de opaco, é realizada a aplicação da massa de porcelana condensada e a estrutura é levada ao forno pré-aquecido para porcelana de baixa fusão. Esta manobra de pré-aquecimento permite que o vapor de água remanescente se dissipe gradualmente pois, caso haja a colocação da estrutura diretamente ao forno (mesmo que morno), a formação rápida de vapor induzirá porosidades ou até mesmo fraturas na cerâmica. Após o pré-aquecimento gradual por aproximadamente 5 minutos, a porcelana é levada ao forno e o ciclo de queima (cocção) é iniciado, conseqüentemente há a transição de fase estrutural da cerâmica resultando em maior resistência se o procedimento for seguido conforme as recomendações do fabricante. Ainda segundo Anusavice, 2015, na temperatura de queima inicial, as porosidades são ocupadas pela atmosfera do forno, ou seja, no início da sinterização as partículas se unem em seus pontos de contato, mas, à medida que a temperatura aumenta, o vidro sinterizado gradualmente escoar para preencher os espaços de ar. Entretanto, o ar torna-se aprisionado deixando a estrutura porosa, uma vez que a massa fundida é viscosa demais para permitir que todo o ar escape. Para contornar este problema, atualmente indica-se que a queima da porcelana seja feita em forno à vácuo. Com a pressão atmosférica reduzida dentro do forno, há diminuição do ar ao redor das partículas da cerâmica, porém o ar não é totalmente eliminado e algumas bolhas permanecem nas porcelanas sinterizadas, entretanto em proporções consideravelmente menores do que as porcelanas sinterizadas em fornos convencionais.

No processo descrito, há vários processos de queima (opaco, dentina e cada etapa de estratificação) resultando em contração (em média 20 a 30%, dependendo da cerâmica), por conta dessa diminuição de volume, os técnicos aumentam a quantidade de cerâmica aplicada durante a estratificação sobre a infraestrutura. No caso da aplicação sobre troqueis refratários, específicos para cada marca de cerâmica, existe uma expansão projetada para compensar a projeção da cerâmica.

Ainda sobre o processamento cerâmico por estratificação, a peça deve passar pelo polimento inicial e eventual aplicação de polimento e então, receber uma camada de “verniz” que consiste em uma cerâmica transparente com temperatura de fusão ligeiramente mais baixa que a temperatura de fusão. Essa camada é conhecida como *glaze* e depois de uma camada aplicada por um pincel

em toda superfície da restauração, esta deve ser levada ao forno para um ciclo específico de queima. Esta etapa favorece não só a estética, mas também a lisura da superfície, desfavorável para o acúmulo de biofilme, e reduz as trincas e poros superficiais colaborando para maior resistência e consequentemente longevidade clínica da restauração.

Para o processamento de cerâmicas infiltradas por vidro, uma pasta policristalina, que pode ser à base de óxido de alumínio (alumina), zircônia (misto de zircônia e óxido de alumínio) ou óxido de magnésio e alumínio cúbico (*spinell*) é aplicada (depois de esculpida) sobre um troquel refratário poroso cuja expansão de presa foi projetada para compensar a contração da cerâmica durante a sinterização. Posteriormente a mistura de cerâmica é parcialmente sinterizada, sem que haja completa fusão, e então um vidro à base de silicato de alumínio e lantânio é aplicado sobre o corpo da restauração e infiltrado por forças de capilares em um ciclo de queima que depende do tipo da base da cerâmica. O primeiro sistema restaurador dessa técnica foi o *In-Ceram*, a resistência à flexão do material da estrutura varia de 236 a 600 Mpa e a tenacidade à fratura varia entre 3,1 e 4,61 MPa / m^{1/2}. É indicado para coroas unitárias e também próteses de até 3 elementos.

O processamento de cerâmicas injetadas sob pressão simplificou e agilizou a obtenção de restaurações metalocerâmicas e cerâmicas puras. Nesta técnica são empregadas as vitrocerâmicas tendo a leucita ou o dissilicato de lítio como fase cristalina. O mercado atual dispõe de cerâmicas na forma de pastilhas de diversas cores e grau de opacidade. O procedimento é iniciado pela técnica de cera perdida, em que a restauração ou a infraestrutura é encerada, obtendo um padrão de cera que é incluído em revestimento e então levado ao forno para eliminação do padrão de cera. Posteriormente, o revestimento é aquecido e a pastilha é colocada no orifício de entrada do canal de injeção para ser levado ao forno de prensagem. Nesta etapa a cerâmica atinge um estado “termoplastificado” com o aquecimento do forno e é injetada através de um êmbolo dentro da cavidade presente no interior do revestimento, assumindo a forma da restauração antes preenchida pela cera. Neste procedimento as peças cerâmicas não são sucessivamente sinterizadas o que diminui a presença de micro defeitos estruturais. Este método de processamento é indicado para obtenção de coroas anteriores, coroas posteriores, prótese sobre implante, inlays, onlays e laminados cerâmicos.

O sistema CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*) é utilizado atualmente na odontologia para a confecção de restaurações do tipo inlays, onlays, facetas, coroas unitárias, próteses parciais fixas com mais de dois elementos e prótese sobre implante. Este método envolve basicamente 3 etapas. A primeira corresponde a aquisição de imagens (escaneamento intra ou extra-oral), a segunda etapa é o processamento desses dados pelo computador possibilitando assim a manipulação (ajuste) digital das restaurações através de *softwares* e a terceira etapa consiste no processamento, na fresagem da restauração pelo sistema de acordo com o que foi preconizado no planejamento digital.

O sistema cerâmico Procera foi pioneiro para o método de processamento CAD/CAM. Além da fresagem de estruturas em ligas de titânio, esse sistema iniciou com a produção de infraestruturas de cerâmicas à base de 99% de óxido de alumínio e com alta resistência. O Procera Alumina era obtido com o escaneamento do preparo em modelo de gesso e fresado em um troquel ligeiramente maior para compensar a futura contração da cerâmica durante a sinterização). Esse processo com excelente precisão constituiu um avanço sobre os métodos sinterizados e infiltrados para cerâmicas policristalinas ou de alta resistência. Posteriormente, o sistema Procera e também o sistema Cercon passaram a escanear os modelos de fresar diretamente estruturas de zircônia.

Os blocos cerâmicos para restaurações monolíticas obtidas pelo sistema digital hoje em dia apresentam facilidade para usinagem, porém deve-se respeitar a espessura mínima de fresagem para evitar o lascamento (*chipping*) das bordas; há diversos blocos classificados quanto a propriedade física da cor, representados por blocos mono e policromáticos com diferentes graus de opacidade, translucidez e fluorescência; apresentam dureza de superfície mais próxima do esmalte natural, permitindo a manutenção da estabilidade oclusal e também módulo de elasticidade compatível com as estruturas dentárias; apresentam resistência as forças de tração, compressão e cisalhamento; permite procedimentos de acabamento, polimento, estratificação, maquiagem e sinterização; e tornam possível a confecção de pilares para implantes personalizados.

Abaixo, a tabela 1 apresenta as cerâmicas com fase vítrea predominante (vitrocerâmicas) e a tabela 2 as cerâmicas com fase cristalina predominante. Ambas as tabelas possuem alguns sistemas cerâmicos atualmente disponíveis no

mercado, cada qual com seu método de obtenção descrito, resistência flexural e indicações.

Tabela 1. Cerâmicas caracterizadas pela fase vítrea predominante.

Vitrocerâmicas				
Tipo de cerâmica	Sistemas	Método de fabricação	Resistência Flexural (MPa)	Indicações
Feldspática	Vita VM 7 (VITA)	Pó + Líq (técnica de estratificação)	Aprox. 106	<i>Inlays, Onlays,</i> coroas anteriores e posteriores
	Vita PM 9 (VITA)	Pastilhas (técnica de injeção)	Aprox. 106	
	Ceramco (dentsply)	Pó + Líq (técnica de estratificação)	Aprox. 114	
Feldspática + Leucita	IPS e.max ceram (Ivoclar Vivadent)	Pó + Líq	Aprox. 110	<i>Inlays, onlays,</i> facetas, coroas anteriores e posteriores, prótese sobre implante
	IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent)	Pastilhas	Aprox. 110	
	VITA VM 15 (VITA)	Pó + Líq	Aprox. 120	
	FinesseAll-Ceramic (Dentsply/Ceramco)	Pó + Líq	Aprox. 90	
	HeraCeram Press (Kulzer)	Pastilhas	Aprox. 120	
	IPS InLine (Ivoclar Vivadent)	Pó + Líq	Aprox. 100	

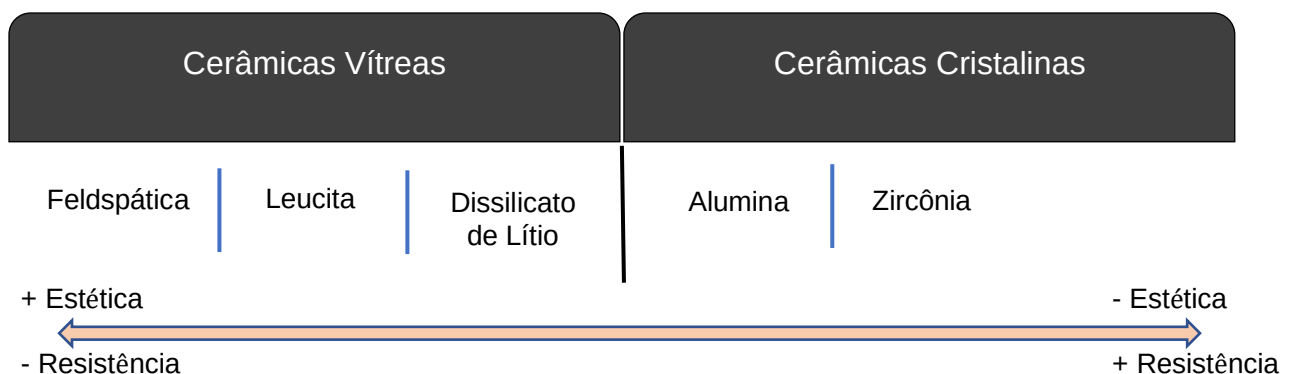
	IPS InLine POM	Pastilhas	Aprox. 130	
	Rosseta BM (Hass)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 100	
	Cerec blcs (Sirona)		Aprox. 150	
	Vitablocs (VITA)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 154	
	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 160	
		Blocos CAD/CAM		
Dissilicato de Lítio	Rosetta (Hass)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 400	<i>Inlays, onlays, facetas, lâminas, coroas anteriores e posteriores, PPFs anteriores de 3 elementos, PPFs de 3 elementos com o 2º PM como pilar distal, prótese sobre implante</i>
	Cameo Glass Ceramic (Aidite)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 400	
	IPS e.max Press (Ivoclar vivadent)		Aprox. 500	
		Pastilhas		

Tabela 2. Cerâmicas caracterizadas pela fase cristalina predominante.

Cerâmicas policristalinas				
Tipo de cerâmica	Sistemas	Método de fabricação	Resistência Flexural (Mpa)	Indicações
Alumina	In-Ceram (VITA)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 500	Coroas anteriores e posteriores, PPF anterior, inlay, onlay *exceto in-ceram spinell, cuja indicação é para anteriores
	In-Ceram 2000 AL (VITA)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 500	
	In-Ceram Spinell (VITA)		Aprox. 400	

	Procera ALLCeram (Nobel Biocare)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 415	
		Blocos CAD/CAM		
Zircônia	Cercon (Dentsply)	Pó + Líq; Pastilhas; Blocos CAD/CAM	Aprox. 1300	Coroas anteriores e posteriores, PPF de curta e longa extensão, Prótese adesiva, <i>abutments</i>
	LAVA (3M ESPE)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 1200	
	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)	Blocos CAD/CAM	850 a 1200	
	In-Ceram 2000 YZ Cubes (VITA)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 1000	
	BruxZir (Glidewell)	Blocos CAD/CAM	Aprox. 1300	
		Blocos CAD/CAM		

A seguir, os sistemas cerâmicos odontológicos, quanto a sua composição, desempenho estético e resistência:



4. Considerações finais

A busca por tratamentos altamente estéticos está aumentando cada vez mais e é notável a rápida evolução das cerâmicas, principalmente nos últimos 30 anos. Cada sistema lançado no mercado tem a intenção de trazer mais qualidade em relação as propriedades óticas, resistência e biocompatibilidade nos tratamentos restauradores. Cada material tem sua particularidade e cada tratamento precisa de um bom planejamento para a correta indicação do sistema cerâmico juntamente ao correto sistema de fixação. Logo, é fundamental conhecer cada indicação, vantagens e desvantagens das cerâmicas mais utilizadas e procurar saber mais sobre os sistemas que serão lançados para que haja um plano adequado oferecido pela equipe reabilitadora (cirurgião-dentista, técnico de prótese dentária e técnico digital), resultando em um tratamento que leve ao paciente estética, função e longevidade clínica das restaurações.

Bibliografia

- Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*. 2004;20(4):338-44.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:84-96. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.
- Kinhery WD, Vandiver PB. Ceramic masterpieces. Art, structure, technology. New York: The Free Press, 1986:7-86.
- Kelly JR, Nishimura SD, Campbell J. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75 (1),18-3
- Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual (Ceramic in dentistry: current situation). *Cerâmica*. 2008;54:319-25.
- Kina S, Bruguera A, Romanini JC. Invisível – Restaurações estéticas cerâmicas. Maringá: Dental Press. 2007. 126-183. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90413-8
- Anusavice KJ. Cerâmicas Odontológicas. In: Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 11ªed. São Paulo: Elsevier, 2005: 619 – 672.
- Fernades RM, Tonin BSH, Fernandes GHS, Orsi IA, Hotta TH. A essência das restaurações cerâmicas. In: Sousa-Gabriel AE, Curylofo-Ziotti FA, Corona SAM. *Protocolos Clínicos em Dentística*. São Paulo. Quintessence. 2020: Cap.12.
- Callegari A, Macedo MCS, Bonmbana AC. Atualização em Clínica Odontológica. São Paulo: Artes Médicas; 2008;680-7.
- Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006; 22(11):1008-13.
- Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008;139 Suppl:8S-13S.
- Ivoclar Vivadent. IPS Empress Restorations. Disponível em: <http://www.ivoclarvivadent.com.br/pt-br/p/dentistas/produtos/ceramica-livre-de-metal/sistema-ips-empress-para-dentistas/ips-empress-restauracoes>
- Sadoun M. All-ceramics bridges with slip casting technique. 7th International Symposium on Ceramics. Paris; 1988.
- Soares PV, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RC, Tolentino AB, Machado AC. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence Int*. 2014;45(2):129-33.
- Miyashita E, Özcan M, Assunção e Souza RO. Zircônia na Odontologia: Vantagens e possíveis limitações. In: Oliveira GG, Miyashita E, Mendes WB. *Reabilitação Oral Previsibilidade e longevidade*. Nova Odessa: ed. Napoleão; 2011;512-563.
- Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014; 30(10):1195-203. doi: 10.1016/j.dental.2014.08.375.
- BruxZir® Solid Zirconia, Glidewell. Disponível em: <https://glidewelldental.com/solutions/bruxzir-solid-zirconia>
- Turon-Vinas M, Anglada M. Strength and fracture toughness of zirconia dental ceramics. *Dent Mater*. 2018;34(3):365-375. doi: 10.1016/j.dental.2017.12.007.
- Reis SR, Casemiro LA, Guimarães RS. Cerâmicas Odontológicas. In: Reis R, Marson F. *Materiais Dentários em Odontologia Restauradora – Estética contemporânea*. São Paulo. Quintessence, 2019: 223-248.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):557-62.

Pereira GKR, Valandro LFC, Melo PF, Marques R. Os fatores decisivos na escolha de coroas monolíticas. Rev Prótese News. 2016; 3(2):134-9.

COMPÓSITOS INDIRETOS

André Luís Botelho

Simone Kreve

Mariana Lima da Costa Valente

Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

1. INTRODUÇÃO

Materiais dentários podem pertencer a uma das seguintes classes: metais, cerâmicas, polímeros ou compósitos. Em geral, polímeros, cimentos e compósitos são usados como materiais restauradores e como materiais para prevenção.

Materiais restauradores podem ainda ser divididos em materiais restauradores diretos ou materiais restauradores indiretos, dependendo se eles, respectivamente, são usados intraoralmente na fabricação de restaurações e dispositivos protéticos diretamente nos dentes; ou extraoralmente, nos casos em que os materiais são trabalhados indiretamente sobre modelos ou réplicas dos dentes e demais tecidos.

Neste capítulo será abordado os compósitos de uso indireto:

- Compósitos indiretos para uso posterior,
- Compósitos para fabricação de facetas de resina,
- Inovação em compósitos odontológicos

Figura 1. Apresentação comercial de compósitos resinosos indiretos.



Fonte: Kulzer. Site da internet: <https://www.kulzer.com.br/> (acessado em 10/12/2019)

A diferença da resina composta DIRETA E INDIRETA está na composição e na forma de polimerização. Resinas compostas indiretas da nova geração ou cerômeros são compósitos que tiveram suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas por meio da incorporação de uma alta quantidade de carga inorgânica e inclusão de monômeros multifuncionais com mais sítios de ligação, aumentando as cadeias de polimerização com cura adicional:

- Fotoativados
- Fotoativados com polimerização complementar por calor
- Fotoativados com polimerização complementar por luz e calor
- Fotoativados com polimerização complementar por calor e pressão

O calor e a pressão podem ajudar a melhorar o grau de polimerização da restauração, que resultará em maior dureza superficial e maior resistência ao desgaste ao longo do tempo.

As resinas compostas indiretas foram desenvolvidas com o intuito de superar as dificuldades e limitações das restaurações com resinas diretas, como a degradação mecânica ou química, a contração de polimerização e a sensibilidade técnica. Apresentam características mecânicas muito semelhantes à estrutura dental, e com isso conseguem atuar de forma satisfatória na distribuição das cargas oclusais em dentes posteriores.

2. COMPÓSITOS INDIRETOS PARA USO POSTERIOR

Compósitos indiretos para fabricação de onlays e inlays são polimerizados fora da boca do paciente e em seguida, são cimentados ao preparo com um cimento resinoso compatível.

Figura 2. Confeção de restauração indireta em dente posterior



Fonte: Kulzer. Site da internet: <https://www.kulzer.com.br/> (acessado em 10/12/2019)

2.1. Vantagens

- Menor desgaste
- Menor infiltração
- Resolvem algumas limitações de compósitos diretos
- Atinge grau de conversão mais alto
- Melhora propriedades físicas
- Contração de polimerização ocorre fora do preparo
- Menor falha na adesão

2.1.1. Vantagens em relação à cerâmica

- Permite reparos na boca
- Não desgastam o dente antagonista

2.2. Desvantagens

- Tempo de confecção maior em relação aos compósitos diretos
- Preço mais elevado

2.3. Possíveis Falhas

- Cárie secundária
- Fratura
- Deficiências marginais
- Desgaste

2.4. Métodos de Fabricação

- Uso combinado de métodos direto e indiretos
- Aplicação de luz, calor, pressão
- Combinação de compósitos híbridos e microparticulados

2.5. Processo de fabricação

- 1) Preparo dentário
- 2) Moldagem
- 3) Envio para o laboratório
- 4) Meio de separação entre o modelo e a restauração (Ágar ou Glicerina)
- 5) Restauração realizada sobre o modelo – fotopolimerizada – removida do preparo
- 6) Exposição adicional à luz (4-6 min).
- 7) Condicionamento ácido
- 8) Acabamento
- 9) Cimentação ao dente com cimento resinoso
- 10) Polimento final

2.6. Indicação

- Substituição de restaurações de amálgama
- Necessidade de preparos conservadores
- Preservação de estrutura dental
- Isolante térmico

2.7. Contraindicação

- Recobrimento de cúspides
- Restaurações grandes que excedem um terço da largura bucolingual do dente

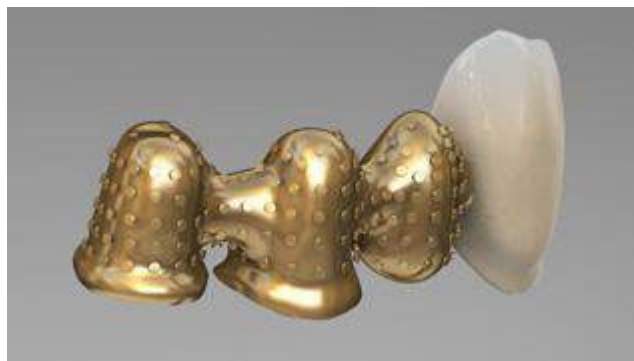
3. USO DE COMPÓSITOS PARA FABRICAÇÃO DE FACETAS DE RESINA

Facetas dentárias e lentes de contato dental são restaurações confeccionadas em resina ou porcelana que recobrem a face vestibular dos dentes anteriores. Elas se diferenciam pela espessura: quando a lâmina tem mais de 0,5

mm recebe o nome de faceta, e quando tem menos, passa a ser chamada de lente de contato dental, isso porque ela fica tão fina que passa a ser translúcida, ou quase transparente, se assemelhando às lentes de contato usadas nos olhos.

As facetas em resina inicialmente eram confeccionadas com poli(metil-metacrilato) polimerizado termicamente. Posteriormente foram adicionados carga e agentes de ligação cruzada. Materiais microparticulados contendo matrizes à base de bis-GMA, UDMA ou outros dimetacrilatos de alto peso molecular – como o 4,8-dimetacriloximetileno triclodecano, são utilizados na fabricação de facetas de resina com infraestruturas metálicas (próteses metaloplásticas).

Figura 3. Restauração de resina indireta sobre estrutura de metal



Fonte: Kulzer. Site da internet: <https://www.kulzer.com.br/> (acessado em 10/12/2019)

Os novos materiais microparticulados tem propriedades superiores aos materiais originais, sem carga. São polimerizadas com luz visível ou uma combinação de calor e pressão.

Figura 4. Faceta em resina composta indireta



Fonte: Kulzer. Site da internet: <https://www.kulzer.com.br/> (acessado em 10/12/2019)

3.1. Vantagens

- Facilidade de confecção
- Previsibilidade do desempenho de reparos intraorais
- Menor desgaste do dente adjacente

3.2. Desvantagens

- Baixo limite de proporcionalidade
- Deformação plástica
- Não pode ser utilizada em regiões oclusais
- Infiltração de fluidos orais
- Manchamento superficial e descoloração
- Desgaste durante a escovação

3.3. Indicação

- Pacientes adultos que possuem os dentes de tamanho reduzido
- Para fechamento de diastemas
- Restauração de dentes fraturados ou danificados por cáries
- Alterar a cor dos dentes manchados ou escurecidos por diversos fatores
- Harmonizar o tamanho dos dentes
- Para harmonizar dentes e gengiva devolvendo harmonia e alinhamento dental
- Devolver a forma para os dentes desgastados pelo bruxismo, mas devem ter atenção redobrada para a proteção com placa de mordida miorrelaxante para dormir, e também no ajuste da oclusão

4. INOVAÇÃO EM COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS

A Odontologia, Ortodontia e Prótese dentária caminham para a era digital com a adoção do CAD/CAM a fim de melhorar a experiência do paciente, ao mesmo tempo em que atingem níveis altos de precisão, reduzem o tempo e custo do ciclo

de produção. Mais recentemente a manufatura aditiva impressas em 3D são também utilizados para a fabricação de facetas e lentes de contato. A cura rápida e boa resolução espacial são vantagens para esses sistemas. No entanto, apresentam fragilidade e baixa resistência ao impacto devido à arquitetura de polímero não homogênea e alta densidade de ligações cruzadas. A impressão 3D com base na polimerização camada por camada tem propiciado um grande avanço na área de desenvolvimento de materiais odontológicos. Para reduzir a fragilidade das resinas, pesquisadores estão empregando estratégias de endurecimento por meio de sistemas entrecruzados à base de epóxi e acrilatos e também procedimentos de pós-cura da peça impressa.

Figura 5. Impressora 3D Smart Dent: com sede em São Carlos, empresa produz maquinário e resinas odontológicas



Fonte:3D Printing. Site da internet: 3dprinting.com.br (acessado em 10/12/2019)

Bibliografia

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12^aed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013. p. 48-68.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 13^aed. São Paulo: Santos, 2012. p. 53-55; 89-113.

Pivesso BP. Efeito da velocidade de polimerização na qualidade da impressão 3D de uma resina odontológica experimental fotopolimerizável. Dissertação de Mestrado. USP – São Carlos. 2018.

CIMENTOS RESINOSOS

Talita Caldas Hayaxibara

Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

1. INTRODUÇÃO

Os cimentos dentários foram originalmente desenvolvidos com o objetivo de reter restaurações, aparelhos ortodônticos e núcleos de forma estável e resistir por um longo período de tempo na cavidade oral. O papel primário de um agente cimentante é preencher o espaço vazio entre restauração indireta (seja ela definitiva ou provisória) e dente. Assim, este agente fixa a restauração em sua posição e previne o seu deslocamento durante função.

A utilização de restaurações indiretas retidas com procedimentos adesivos constitui uma parte substancial para os tratamentos dentários contemporâneos. O sucesso no uso desses cimentos depende de alguns aspectos relacionados à união entre dente e substratos restauradores.

Dentre as características ideais de um cimento podemos citar: propriedades biológicas, químicas, reológicas, mecânicas, térmicas e ópticas. A retenção de restaurações pode ser obtida pela combinação de dois ou três mecanismos, tais como, químicos, mecânicos e micromecânicos, a depender do tipo de cimento e substrato.

Tabela 1. Propriedades desejáveis em agentes cimentantes

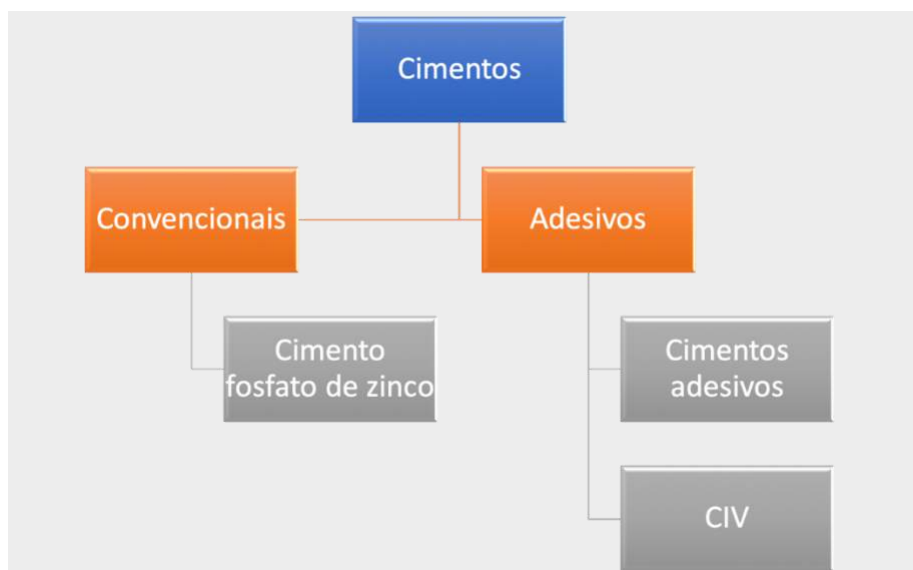
Propriedades	Requisito
Biológicas	Biocompatibilidade Não tóxico e não irritante Não carcinogênico Não deve causar reações sistêmicas Cariostático e prevenir formação de cárie secundária
Químicas	Quimicamente inerte Solubilidade em fluidos orais/potáveis desprezível Adesão química a esmalte e dentina PH neutro
Reológicas	Espessura de película reduzida que facilite a fluidez do agente Tempos de trabalho e manipulação suficientes Permitir bom vedamento marginal favorecendo a lisura na união entre peça protética e substrato
Mecânicas	Alta força de compressão e tração, resistindo às forças mastigatórias Alta força de tensão reduzindo fragilidade

	Alto módulo de elasticidade Apresentar mínima alteração dimensional após conversão Adesão micromecânica a esmalte e dentina
Térmicas	Bom isolante térmico Coeficiente de expansão compatível com substrato e material restaurador
Ópticas/ Estéticas	Colaborar com a obtenção de estética adequada Radiopacidade adequada que permita o diagnóstico de cáries secundárias e detecção de cavidades incompletamente preenchidas devido a retenção de bolhas de ar

Dentre as características ideais de um cimento podemos citar: propriedades biológicas, químicas, reológicas, mecânicas, térmicas e ópticas. A retenção de restaurações pode ser obtida pela combinação de dois ou três mecanismos, tais como, químicos, mecânicos e micromecânicos, a depender do tipo de cimento e substrato.

Os cimentos contemporâneos podem ser separados em convencionais e adesivos, de acordo com a interação que apresentam com a estrutura dental (Figura 1). Os cimentos adesivos apresentam vantagens em relação aos convencionais, como promover o vedamento marginal da interface entre o dente e a restauração além de ter estética adequada.

Figura 1. Classificação geral dos cimentos



Os cimentos resinosos estão indicados para cimentação de restaurações totalmente cerâmicas, incluindo inlays, onlays, facetas e coroas; próteses adesivas, núcleos de fibra de vidro e bráquetes ortodônticos.

2. COMPOSIÇÃO

Os cimentos resinosos apresentam a mesma composição das resinas compostas, contudo, possuem menor quantidade de carga inorgânica, conferindo, dessa maneira, baixa viscosidade e fluidez necessárias aos agentes de cimentação.

A matriz orgânica dos cimentos resinosos é composta geralmente de Bis-GMA, UDMA ou TEGDMA, que são monômeros resinosos; e a parte inorgânica é composta por partículas de carga silanizadas, normalmente de vidro ou sílica. A quantidade de carga varia de 57% até 82% em volume, de acordo com os tipos de cimentos disponíveis comercialmente.

Além desses monômeros, alguns cimentos resinosos disponíveis atualmente possuem em suas formulações monômeros como o 4-META (4-metacriloxiethyltrimelitato anidro), HEMA (hidroxietilmetacrilato), 10-MDP (10-METACRILÓILOXIDECILDIIHIDROGENOFOSFATO ANIDRO) e PMMA (polimetimetacrilato), responsáveis pela adesão química entre a estrutura dentária e as ligas metálicas.

Uma vez que o cimento é o elo de ligação entre o substrato dental e o material restaurador, cada cimentação envolve duas interações, ou interfaces, adesivas: a interação entre o cimento e o substrato e a interação entre o cimento e o material restaurador.

2.1. Interface cimento/substrato

Os cimentos convencionais contam apenas com a fricção mecânica que ocorre entre o preparo e a restauração. Por outro lado, os cimentos adesivos unem-se ao remanescente dental por processos químicos ou micromecânicos.

No caso dos cimentos de ionômero de vidro, a união química se dá pela reação do ácido poliacrílico do cimento com o Cálcio do substrato dental, conforme já visto anteriormente. Quando o agente cimentante é do tipo cimento resinoso, a adesão do cimento à estrutura dentária se dá pelo tratamento do substrato com o

mesmo protocolo de hibridização para os adesivos dentinários, dependendo do tipo de sistema adesivo utilizado. Assim, caso seja utilizado um sistema adesivo com condicionamento ácido prévio (etch-and-rinse), deve ser feito inicialmente o condicionamento ácido do substrato com ácido fosfórico a 37%, seguido de aplicação do sistema adesivo e fototivação. Caso seja selecionado um sistema adesivo autocondicionante (self-etch), a etapa de condicionamento ácido pode ser suprimida.

2.2. Interface cimento/material restaurador

Para uma boa adesão entre a cerâmica e os cimentos resinosos, é importante que a superfície cerâmica receba um tratamento especial, que varia de acordo com o tipo de cerâmica a ser cimentada. Nas cerâmicas com conteúdo vítreo, o tratamento de superfície envolve o condicionamento com ácido fluorídrico, para criar microrretenções e expor a sílica de sua superfície. Um agente silano é aplicado, na sequência, para servir de elo de ligação entre a superfície cerâmica e os cimentos resinosos.

Cerâmicas com alto conteúdo cristalino não têm superfície rica em sílica e não são sensíveis ao ácido fluorídrico. Por isso, necessita de um tratamento de superfície diferenciado, chamado de silicatização, que é um processo no qual a superfície do material é recoberta por sílica. Outra possibilidade para as cerâmicas de alto conteúdo cristalino é serem jateadas com óxido de alumínio, a fim de criar microrretenções na superfície. Após esses procedimentos, as cerâmicas devem ser tratadas com agente silano.

3. CLASSIFICAÇÃO

Os cimentos resinosos são classificados, segundo a ISO 4049 de 2017, de acordo com o seu sistema de ativação. São eles:

3.1. Classe I – Cimentos resinosos ativados quimicamente

Esse tipo de cimento deve ser utilizado quando não for possível a adequada fotoativação, como em casos de peças indiretas muito espessas (2,5 mm), na cimentação de restaurações metalocerâmicas, núcleos e pinos.

Esses sistemas são disponibilizados na forma de duas pastas. Uma contém o ativador da reação de polimerização e a outra contém o ativador, geralmente uma amina terciária. Após a manipulação, as pastas iniciam uma reação de polimerização base/catalisador.

Esses cimentos têm como vantagens o alto grau de conversão, mas apresentam como desvantagem a estética deficiente, pois a amina terciária pode oxidar após a reação de polimerização, o que pode causar alteração de cor da restauração. Além disso, outra desvantagem é o tempo de trabalho, que devido à reação química de polimerização, não pode ser controlado pelo dentista.

3.2. Classe II – Cimentos resinosos fotoativados

Esse tipo de cimento está indicado para fixação de peças que permitam a passagem da luz e a adequada fotoativação do cimento, como no caso das facetas.

O fotoiniciador desses cimentos é a canforoquinona. Devido à fotoiniciação do cimento, o tempo de trabalho é totalmente controlado pelo operador e, por isso, é uma grande vantagem que esse cimento apresenta. Além disso, esses cimentos apresentam excelente estabilidade de cor.

Como desvantagem, esses cimentos apresentam uma indicação limitada, devido à necessidade de permitir a passagem de luz através do material restaurador para polimerização.

3.3. Classe III – Cimentos resinosos duais

Esses cimentos foram desenvolvidos para conciliar as características favoráveis dos cimentos foto e quimicamente ativados, resultando em um material que permite um bom tempo de trabalho e capaz de atingir um alto grau de conversão.

Esses cimentos estão indicados quando não for capaz de garantir a adequada fotoativação, como em caso de peças com espessura média (2,0 mm), restaurações muito opacas e na cimentação de núcleos e pinos.

Devido à essas características, apresentam como vantagem a grande versatilidade de uso e maior grau de conversão dos cimentos, devido aos dois tipos de reações de polimerização. Como desvantagem, apresentam a característica de estabilidade química incerta, uma vez que não se pode afirmar quanto de cada reação de polimerização ocorreu no cimento. Além disso, o tempo de trabalho deste tipo de cimento é menor do que o fotoativado.

Alguns cimentos duais apresentam a característica de serem autoadesivos, ou sejam, não necessitam de qualquer preparo do substrato dental previamente à sua utilização.

4. PROPRIEDADES

4.1. Contração de polimerização

Os cimentos resinosos apresentam contração durante a sua reação de polimerização. Assim como as resinas ativadas quimicamente, os cimentos ativados quimicamente contraem menos que os cimentos fotoativados. A contração de polimerização pode resultar na formação de fendas marginais que predispõem a microinfiltração, sensibilidade pós-operatória e insucesso do procedimento restaurador. A correta execução e ajuste das peças protéticas, possibilitando a menor espessura de película possível, assim como a criteriosa utilização dos sistemas adesivos podem diminuir os efeitos da contração de polimerização.

Bibliografia

Sensi LG, Baratieri LN, Monteiro Junior S. Cimentos resinosos. In: Kina S, Bruguera A. Invisível. Maringá: Dental Press, 2007.

Baratieri LN, Monteiro Junior S. Cimentação adesiva. In: Baratieri LN, Monteiro Junior S. Odontologia Restauradora. Fundamentos & Técnicas. São Paulo: Santos, 2010.

BIOMATERIAIS NA IMPLANTODONTIA

Simone Kreve

Mariana Lima da Costa Valente

André Luís Botelho

Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

1. INTRODUÇÃO

Por definição, biomaterial é uma substância ou uma mistura de substâncias, que podem ser naturais ou sintéticas e devem apresentar propriedades físicas e biológicas compatíveis com os tecidos do hospedeiro, cuja finalidade é aumentar, tratar ou substituir tecidos, órgãos ou funções do organismo.

Os biomateriais devem ser biocompatíveis, ou seja, biologicamente inertes, não devem causar efeitos nocivos ao organismo e não devem desenvolver resposta imunológica.

Muitos biomateriais que já eram utilizados em diversas aplicações tiveram um crescimento do seu uso na área da implantodontia. Estes, podem ser utilizados para o preenchimento de defeitos ósseos e gengivais, preenchimentos de alvéolos pós-exodontia, preenchimento de espaços entre os implantes e as paredes do alvéolo, e dentre outras, para preenchimento do seio maxilar.

Os implantes odontológicos servem como substitutos para as raízes de um dente natural perdido. São posicionados cirurgicamente no osso abaixo da gengiva e permitem ao dentista instalar dentes artificiais sobre eles. Os implantes dentários são usados para repor um único dente perdido, vários dentes, para suportar uma prótese total removível (Dentadura sobre implantes, também conhecida por sobredentadura) ou prótese total fixa (Prótese protocolo) (Figura 1).

Os biomateriais mais populares utilizados tanto na cirurgia em geral quanto na implantodontia são o titânio, as ligas de titânio, os materiais recobertos com fosfato de cálcio, as ligas cromo-cobalto, o aço austenítico Fe-Cr-Ni-Mo, o tântalo, as ligas de nióbio e zircônio, os metais preciosos, as cerâmicas e os materiais poliméricos.

Figura 1. Implante dentário e exemplos de seu uso na odontologia.

A: Implante dentário; B: Implante sendo colocado para repor um dente ausente; C: Vários implantes posicionados na gengiva e uma prótese fixa de vários elementos sendo instalada sobre os implantes (conhecida por prótese fixa sobre implantes ou protocolo Branemark); D: Prótese removível (dentadura) sendo instalada sobre dois implantes (conhecida como sobredentadura ou overdenture).



Fonte: Figura A: <https://m.dentalcremer.com.br/produto/23143/implante-conico-he---singular> Figura B: <http://www.duoclinic.com.br/noticiasdetalis/41> Figura C: <http://www.elegancesorriso.com.br/protocolo-sobre-implantes-overdenture-all-on-four-six-zigomaticos/> Figura D: <http://dynadental.nl/productcategory/uitneembare-prothetiek/> acessado em 06/12/2019)

O titânio possui várias propriedades físicas favoráveis como: baixa densidade, alta resistência flexural, resistência a corrosão, e possui a capacidade de formar uma camada de óxidos com espessura nanométrica que minimiza o fenômeno da biocorrosão. Esta, é definida como uma alteração indesejável nas propriedades de um material, causada pela atividade de um organismo vivo, ou seja, quando as bactérias secretam substâncias químicas que corroem os materiais.

Os produtos de titânio mais comumente utilizados são óxido de titânio puro de grau 1 a 4. A desvantagem apresentada pelo titânio comercialmente puro (Ti-cp) é que ele é menos resistente do que as ligas, o que o torna inadequado para aplicações que exijam elevada tensão.

A liga de titânio mais frequentemente utilizada é o titânio-alumínio-vanádio. O módulo de elasticidade da liga é ligeiramente superior ao de titânio puro. Mecanicamente, o titânio é muito mais dúctil (Resiliente) do que a liga de titânio. Essa característica tem sido um aspecto favorável relacionado ao uso do titânio para criar dispositivos com forma de lâmina. No entanto existe uma preocupação com os riscos para a saúde devido a liberação de alumínio e vanádio.

Outra liga usada para implantes é o aço inoxidável à Base de Ferro-Cromo-Níquel que contem 18% de cromo para aumentar a resistência a corrosão, e 8% de níquel para estabilizar a estrutura. Como vantagens apresenta alta resistência e ductilidade, baixo custo e facilidade de manipulação. No entanto, possui como desvantagem o potencial alergênico em razão do níquel presente na sua composição, assim como possibilidade de corrosão gerando produtos como ferro, cromo, níquel e molibdênio. Esses elementos e seus íons podem se acumular nos tecidos ao redor do implante e ser transportados para diferentes partes do corpo, capazes de produzir respostas desfavoráveis.

2. ÓXIDOS DE ALUMÍNIO, TITÂNIO E ZIRCÔNIO

As cerâmicas implantáveis podem ser empregadas em forma de blocos densos ou com porosidade controlada, grânulos de preenchimento, cimentos, ou na forma de compósitos associado a metais ou polímeros. As cerâmicas podem ser parcialmente ou totalmente reabsorvíveis.

As cerâmicas de óxidos de alumínio, titânio e zircônio são conhecidas por serem cerâmicas de alta resistência, são inertes, resistentes em ambiente corrosivo, e foram utilizadas em implantes com forma radicular e naqueles com formato de placa. Possuem cor clara, branca, bege ou cinza-claro, o que é benéfico para as aplicações em implantes na região anterior, ou seja, onde necessita-se de estética. A baixa condutividade térmica e elétrica, a biodegradação e as respostas adversas mínimas quando em contato com o osso, tecido mole e ambiente bucal também são reconhecidos como fatores benéficos para este tipo de material, quando comparadas com outros tipos de biomateriais sintéticos.

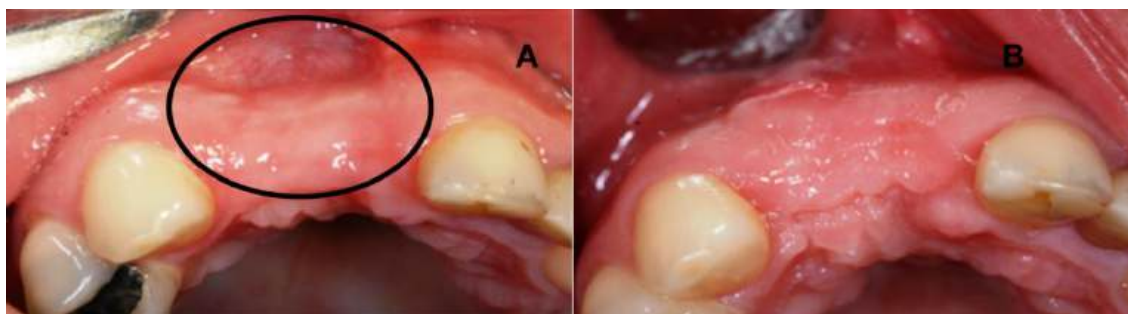
É preciso ter cuidado no manuseio e na inserção destes biomateriais. A exposição à esterilização a vapor resulta em um decréscimo na resistência; ranhuras podem introduzir futuros locais de início de fratura; soluções químicas podem deixar resíduos; e as superfícies duras podem desgastar outros materiais.

Alumina porosa também pode ser utilizada para repor osso que tenha sido removido devido a enfermidades, como por exemplo o câncer. Por este material ser poroso, ele possibilita que cresça osso novo por dentro de suas porosidades.

3. OSSO ARTIFICIAL

Vários materiais podem ser utilizados para auxiliar na reconstrução de defeitos ósseos, como por exemplo para melhorar a espessura da tábua óssea vestibular antes da colocação de implantes (Figura 2).

Figura 2. Defeito ósseo na região vestibular da maxila. Na Figura A é possível visualizar uma região côncava (marcada pelo círculo) que é resultante da reabsorção da tábua óssea vestibular, após o dente ter sido extraído. Na Figura B é possível observar um perfil convexo, obtido pelo preenchimento do defeito ósseo com enxerto.



Fonte: <https://www.nucleodoconhecimento.com.br/odontologia/enxerto-osseo-autogeno> (acessado em 06/12/2019)

Os enxertos e podem ser aloenxertos (Quando forem da mesma espécie, por exemplo osso humano desmineralizado seco e congelado) xenoenxertos (Derivados de espécies diferentes, por exemplo de origem suína) enxertos aloplásticos e enxertos sintéticos. Os materiais de enxertia óssea são utilizados para facilitar a formação óssea dentro de um determinado espaço.

Enxertos aloplásticos ganharam aceitação por serem fáceis de usar e manipular, e por diminuir a morbidade do sítio doador, ou seja, como esse enxerto não é proveniente do próprio paciente, não existe área cruenta.

Enxertos aloplásticos são biomateriais classificados por sua origem (Natural ou sintética), pela composição química (Metálicos, cerâmicas, polímeros ou compósitos) ou pela sua configuração espacial (Blocos sólidos, lâminas, esponjas porosas e hidrogéis).

Uma grande vantagem dos enxertos ósseos aloplásticos é que eles não apresentam o risco de transmitir doenças de um indivíduo para outro e não apresentam reações adversas.

Comparado com aos outros materiais de enxerto ósseo, o osso autógeno é o melhor material pois fornece células vivas imunocompatíveis, não apresenta

contaminação-cruzada, rejeição ou reação adversa. Porém nem sempre o paciente dispõe de osso suficiente na área doadora. Estes enxertos podem ser obtidos de diferentes regiões do corpo como por exemplo a crista do osso ilíaco, a calota craniana, a tíbia e a mandíbula.

4. SCAFFOLDS OU ARCABOUÇOS

Os scaffolds são biomateriais que possuem um arcabouço tridimensional poroso onde são introduzidas células específicas funcionais, e que surgiram recentemente para melhorar a qualidade do reparo e a regeneração óssea. Os arcabouços atuam como substratos para adesão, proliferação, e migração celular. São fabricados em diferentes materiais como as cerâmicas, polímeros, materiais sintéticos bioabsorvíveis ou híbridos e são associadas a células cultivadas e fatores de crescimento com propriedades bioativas e biodegradáveis, que servem de molde para a formação do novo tecido ósseo.

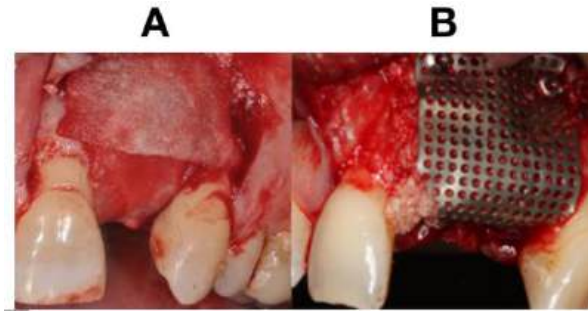
Podem ser classificados em dois tipos: Que induzem a migração e o crescimento celular, provenientes de tecidos vizinhos, para a formação de tecido ósseo; ou arcabouços carreadores de células osteogênicas.

5. MEMBRANAS

São materiais utilizados para proteger o coágulo sanguíneo e evitar que células dos tecidos moles, ou seja, epitélio e tecido conjuntivo, migrem para dentro do defeito ósseo. Elas servem para manter o espaço a fim de que osso se forme, e estão disponíveis em várias formas e tamanhos para que as mesmas possam ser personalizadas ao redor dos dentes e dos defeitos ósseos.

As membranas podem ser reabsorvíveis como colágeno ou não-reabsorvíveis, como o Látex e Teflon, que requerem uma segunda cirurgia para sua remoção (Figura 3).

Figura 3. Membranas. A: Membrana absorvível sendo instalada; B: Membrana não-absorvível sendo instalada.



Fonte: Figura A: <http://www.inpn.com.br/Materia/DiscutindoMerito/21486>; Figura B: <http://www.inpn.com.br/InPerio/Materia/Index/133240>(acessado em 06/12/2019)

As membranas reabsorvíveis como o próprio nome define, são enxertos absorvidos pelo organismo. Elas têm a vantagem de eliminar uma cirurgia adicional pois não precisam de remoção e são menos propensas à exposição. Exemplos: copolímero de ácido polilático e poliglicolídeo; colágeno. Desvantagem: são bastante maleáveis.

Um exemplo de membranas absorvíveis são as membranas de colágeno, que são maleáveis, adaptáveis, de fácil manipulação e com vantagens próprias do colágeno, que incluem função hemostática, facilidade de estabilização, semipermeabilidade (Permitindo a passagem de nutrientes) degradação enzimática e habilidade de atração química de fibroblastos. No entanto elas podem se degradar antes da completa formação óssea, o processo de degradação pode induzir inflamação, e ainda, como elas não são rígidas, podem colapsar para dentro da área do defeito.

As membranas não-reabsorvíveis possuem a vantagem de promover a separação dos tecidos por tempo mais prolongado, além de promover a formação de quantidades significantes de osso novo. Desvantagem: caso a membrana seja exposta ao meio bucal, não vai ocorrer cicatrização de forma espontânea e a mesma precisa ser removida, além de que, a contaminação dela pode resultar em menor regeneração óssea.

6. CERÂMICAS BIOATIVAS

As cerâmicas dentárias comumente implantadas incluem os fosfatos de cálcio com várias proporções de cálcio/fósforo (Hidroxiapatita e fosfato tricálcico),

vidros bioativos (misturas de SiO_2 , CaO , P_2O_5 e, às vezes, Na_2O e MgO) e cerâmicas vítreas.

São desenvolvidas para serem bioabsorvidas ou biodegradadas, e são altamente solúveis.

As vitrocerâmicas possuem alta resistência, e foram idealizadas para serem aplicadas em regiões onde existem altas solicitações mecânicas no tecido ósseo.

As cerâmicas de fosfato de cálcio têm similaridade química e estrutural com a apatita biológica, que está presente em grandes proporções na fase mineral de ossos e dentes. Estes materiais apresentam excelente biocompatibilidade e comportamento bioativo, possibilitando elevados níveis de osseointegração (união do enxerto com o osso) e osteocondução (formação de osso no leito receptor ao longo da superfície do enxerto através de osteoblastos). Entre os fosfatos de cálcio mais difundidos, destacam-se a hidroxiapatita que é um dos principais componentes minerais dos ossos, esmalte, dentina e cálculos urinários.

Entre as vantagens da cerâmica de fosfato de cálcio pode-se citar:

- A química imita o tecido biológico normal (C, P, O, H)
- Excelente biocompatibilidade
- Conexão entre a Cerâmica de Fosfato de Cálcio e os tecidos moles e duros
- Mínima condutividade térmica e elétrica
- Módulos de elasticidade mais próximos do osso do que muitos materiais implantáveis
- Cor semelhante à dos tecidos duros
- Extensivamente pesquisado

E como desvantagens:

- Características químicas e estruturais variáveis (associadas à tecnologia e à química)
- Baixa resistência mecânica à tensão e ao cisalhamento sob ação da fadiga
- Baixa adaptação entre o revestimento e o substrato
- Solubilidade variável
- Estabilidade mecânica variável do revestimento em condições de suporte de carga

- Uso excessivo que excedem as informações científicas desenvolvidas sobre as propriedades

7. BIOVIDROS

Biovidros ou vidros bioativos são biomateriais formados por misturas contendo sílica, fosfato, dentre outros, óxido de cálcio, e foram desenvolvidos para utilização onde seja necessário o crescimento ósseo, ou como recobrimentos bioativos onde uma boa adesão osso-biomaterial é requerida.

Vidros bioativos e cerâmicas podem ser usados sob a forma de grânulos ou corpos porosos. Quando implantado no organismo na superfície desse material é formada uma camada de hidroxiapatita carbonatada biologicamente ativa, responsável pela forte ligação ao tecido ósseo.

As aplicações mais comuns dos vidros bioativos incluem o reparo e regeneração óssea, incluindo ortopedia, periodontia, reconstrução maxilo-facial, cirurgia da coluna vertebral e reconstruções otorrinolaringológicas.

As desvantagens são: baixa resistência mecânica, principalmente a resistência à fratura.

Exemplos de vidros bioativos e cerâmicas vítreas incluem Bioglass®, Ceravital®, Biogran®, e cerâmica vítrea A-W®.

Bibliografia

Granjeiro JM, De Soares GDA. Biomateriais em Odontologia: princípios, métodos investigativos e aplicações. VM Cultural Editora Ltda, 2011.

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 12ªed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2013.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 13ªed. São Paulo: Santos, 2012.

Chain MC. Materiais dentários. 1ªed. São Paulo: Artes Médicas Editora, 2013. p. 1-16.

Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos: Dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2007.

Misch CE. Implantes dentais contemporâneos. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

Carranza FA, et al. Periodontia clínica. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.