

**André De Vito**

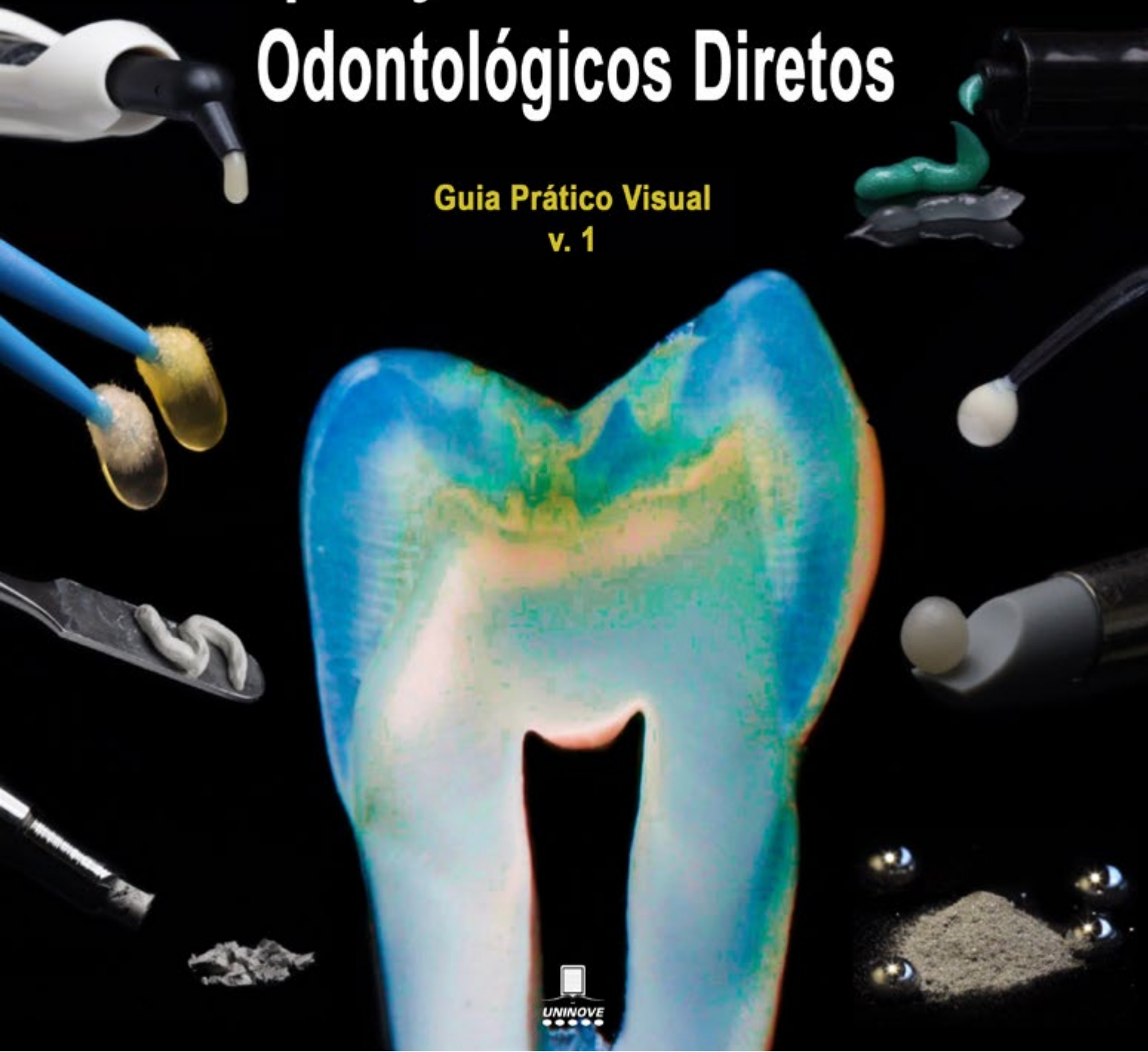
**Organizador**

**Waldyr Romão Júnior**

**Colaborador**

# **Manipulação dos Biomateriais Odontológicos Diretos**

**Guia Prático Visual  
v. 1**



© 2022 UNINOVE

Todos os direitos reservados. A reprodução desta publicação, no todo ou em parte, constitui violação do copyright (Lei nº 9.610/98). Nenhuma parte desta publicação pode ser reproduzida por qualquer meio, sem a prévia autorização deste órgão/entidade.

Conselho Editorial     Eduardo Storópoli  
                                 Maria Cristina Barbosa Storópoli  
                                 Nadir da Silva Basílio  
                                 Cristiane dos Santos Monteiro  
                                 Cinthya Cosme Gutierrez Duran  
                                 Renata Mahfuz Daud Gallotti

*Livro digital. Acesso aberto e gratuito.*

*Os conceitos emitidos neste livro, e originalidade, são de inteira responsabilidade dos autores.*

Arte da Capa: Alexandre Morais e Victor Lima Guimarães

Imagens: EAD Uninove

Fotografias: Realizadas no Laboratório de Imagem e Som (LIS) na Uninove

Imagens comerciais autorizadas: Angelus, Biodinâmica, Dent-Art, Dentsply Sirona, FGM Dental Group, Kuraray, SDI, SS White, 3M Espe, Voco

Catálogo na Publicação (CIP)

Cristiane dos Santos Monteiro – CRB/8 7474

---

M278     Manipulação dos biomateriais odontológicos diretos – guia prático visual – v. 1 / Andre De Vito, organizador; Waldyr Romão Júnior, colaborador. — São Paulo : Universidade Nove de Julho – UNINOVE, 2022.  
345 p., v. 1. il. color.

ISBN: 978-65-99038-1 (e-book)

1. Materiais dentários. 2. Guia ilustrado. I. Autores II. Título

CDU 616.314:615.461

---

### **Índice para catálogo sistemático**

Dentes. Odontologia. Materiais protéticos em geral.

Universidade Nove de Julho – UNINOVE  
Rua Vergueiro, 235/249 – 12º andar  
CEP: 01504-001 – Liberdade – São Paulo, SP – Brasil  
Tel.: (11) 3385-9191 – [editora@uninove.br](mailto:editora@uninove.br)

André De Vito

*Organizador*

Waldyr Romão Júnior

*Colaborador*

# **Manipulação dos biomateriais odontológicos diretos**

**guia prático visual  
v. 1**

São Paulo – 2022







# Sumário

|                     |    |
|---------------------|----|
| Apresentação .....  | 13 |
| Prefácio .....      | 17 |
| Agradecimentos..... | 18 |

## Seção I

### PROPRIEDADES DOS BIOMATERIAIS, 19

#### Capítulo 1

#### Propriedades dos Biomateriais Odontológicos, 21

*André Guaraci De Vito Moraes*

*Paulo Sérgio Lopes dos Prazeres*

|                                                    |    |
|----------------------------------------------------|----|
| 1 Introdução .....                                 | 22 |
| 2 Conceitos Básicos .....                          | 22 |
| Força ou Carga .....                               | 22 |
| Tensão .....                                       | 23 |
| Tipos de Tensão .....                              | 23 |
| Tensão de Tração .....                             | 23 |
| Tensão de Compressão .....                         | 24 |
| Tensão de Cisalhamento .....                       | 24 |
| Tensões Complexas .....                            | 25 |
| Tensões Contingentes .....                         | 25 |
| Tensões Residuais .....                            | 25 |
| Deformação .....                                   | 26 |
| Tipos de Deformação .....                          | 26 |
| Grupos de Materiais Odontológicos .....            | 29 |
| 3 Propriedades Mecânicas .....                     | 30 |
| 4 Propriedades Físicas – Reológicas .....          | 33 |
| 5 Propriedades Térmicas .....                      | 34 |
| 6 Propriedades Elétricas .....                     | 34 |
| 7 Propriedades Ópticas .....                       | 35 |
| Translucidez e Opacidade dos tecidos dentais ..... | 38 |
| Leitura recomendada .....                          | 40 |

# Seção II

## Biomateriais para Proteção do Complexo Dentina-Polpa, 41

|                  |    |
|------------------|----|
| Introdução ..... | 43 |
|------------------|----|

### Capítulo 2

#### Verniz Cavitário Convencional, 45

*Talita Christine Camilo Lopez*

|                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------|----|
| 1 Introdução .....                                            | 46 |
| 2 Apresentação comercial .....                                | 46 |
| 3 Composição .....                                            | 46 |
| 4 Propriedades.....                                           | 47 |
| 5 Manipulação .....                                           | 48 |
| 6 Indicações .....                                            | 53 |
| Vedante sob amálgama odontológico .....                       | 53 |
| Selante sobre restauração direta ou linha de cimentação ..... | 54 |
| 7 Contraindicações.....                                       | 54 |
| Leitura Recomendada.....                                      | 54 |

### Capítulo 3

#### Produtos de Hidróxido de Cálcio, 57

*André Guaraci De Vito Moraes*

*Alexandre Moraes*

|                                                                             |    |
|-----------------------------------------------------------------------------|----|
| 1 Introdução .....                                                          | 58 |
| 2 Apresentação comercial .....                                              | 58 |
| 3 Composição .....                                                          | 58 |
| Reação de Presa .....                                                       | 59 |
| 4 Propriedades.....                                                         | 59 |
| 5 Manipulação .....                                                         | 60 |
| Hidróxido de Cálcio Pró-análise (PA) – $\text{Ca}(\text{OH})_2$ PA .....    | 60 |
| Cimento de Hidróxido de Cálcio Pasta-Pasta – $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ..... | 65 |
| 6 Indicações .....                                                          | 70 |
| Solução / Pasta: Exposição pulpar – Capeamento pulpar direto .....          | 70 |
| Cimento: Forramento / Capeamento pulpar .....                               | 70 |
| 7 Contraindicações.....                                                     | 71 |
| Leitura recomendada.....                                                    | 71 |

Capítulo 4  
Cimento Trióxido Mineral Agregado, 75  
*André Guaraci De Vito Moraes*

|                                        |    |
|----------------------------------------|----|
| 1 Introdução .....                     | 76 |
| 2 Apresentação Comercial .....         | 76 |
| 3 Composição .....                     | 77 |
| Reação de Presa .....                  | 77 |
| 4 Propriedades.....                    | 78 |
| 5 Manipulação .....                    | 79 |
| Cimento MTA Convencional.....          | 79 |
| Cimento MTA de Alta Plasticidade ..... | 83 |
| 6 Indicações .....                     | 87 |
| 7 Contraindicações.....                | 87 |
| Leitura recomendada.....               | 87 |

Capítulo 5  
Cimento Óxido de Zinco e Eugenol, 91  
*Luciano Bonatelli Bispo*

|                                                                   |     |
|-------------------------------------------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....                                                | 92  |
| 2 Apresentação comercial .....                                    | 94  |
| Cimento de Óxido de zinco e eugenol Tipo I: Pó/Líquido .....      | 94  |
| Cimento de Óxido de zinco e eugenol Tipo II: Pó/Líquido .....     | 95  |
| 3 Composição .....                                                | 96  |
| Composição OZE I pó/líquido .....                                 | 96  |
| Composição OZE II pó/líquido .....                                | 96  |
| Composição OZE III – Cimento EBA-Eugenol pó/líquido .....         | 96  |
| Composição OZE III – Cimento EBA-Eugenol-Alumina pó/líquido ..... | 97  |
| Reação de Presa .....                                             | 98  |
| 4 Propriedades.....                                               | 99  |
| 5 Manipulação .....                                               | 101 |
| Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo I: Pó/Líquido.....       | 101 |
| Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo II: Pó/Líquido.....      | 107 |
| 6 Indicações .....                                                | 113 |
| 7 Contraindicações.....                                           | 115 |
| Leitura recomendada.....                                          | 115 |

Capítulo 6  
Cimento Fosfato de Zinco, 117  
*Talita Christine Camilo Lopez*

|                                |     |
|--------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....             | 118 |
| 2 Apresentação comercial ..... | 119 |
| 3 Composição .....             | 119 |
| Reação de presa .....          | 120 |
| 4 Propriedades.....            | 121 |
| 5 Manipulação .....            | 123 |
| 6 Indicações .....             | 137 |
| 7 Contraindicações.....        | 137 |
| Leitura recomendada.....       | 138 |

Capítulo 7  
Cimento Ionômero de Vidro, 139  
*Ricardo Sgura*  
*Ravana Angelini Sfalcin*

|                                                                        |     |
|------------------------------------------------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....                                                     | 140 |
| 2 Apresentação comercial .....                                         | 140 |
| CIV Convencional: Pó e líquido e Cápsulas.....                         | 141 |
| CIVRM: Pó e líquido e Cápsulas.....                                    | 141 |
| CERMET: Cápsulas .....                                                 | 142 |
| 3 Composição .....                                                     | 142 |
| CIV Convencional .....                                                 | 143 |
| CIV Convencional Anidro.....                                           | 143 |
| CIV Resino Modificado.....                                             | 143 |
| CERMET .....                                                           | 144 |
| Outras Classificações .....                                            | 144 |
| Reação de Presa .....                                                  | 144 |
| 4 Propriedades.....                                                    | 150 |
| 5 Manipulação .....                                                    | 152 |
| Cimento de Ionômero de Vidro Convencional (CIV).....                   | 152 |
| Cimento de Ionômero de Vidro Convencional (CIV) em Cápsula.....        | 161 |
| Cimento de Ionômero de Vidro Resino Modificado (CIVRM).....            | 170 |
| Cimento de Ionômero de Vidro Resino Modificado (CIVRM) em cápsula..... | 177 |
| Cimento de Ionômero de Vidro Reforçado por Prata (CERMET).....         | 178 |
| 6 Indicações .....                                                     | 182 |
| 7 Contraindicações.....                                                | 183 |
| Leitura recomendada.....                                               | 184 |

# Seção III

## Materiais Restauradores Diretos, 187

|                  |     |
|------------------|-----|
| Introdução ..... | 189 |
|------------------|-----|

### Capítulo 8

#### Sistemas Adesivos, 191

*André Guaraci De Vito Moraes*

*Marcelo de Oliveira dos Reis*

|                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....                                               | 192 |
| Histórico .....                                                  | 193 |
| Tecidos Dentais .....                                            | 194 |
| 2. Apresentação Comercial .....                                  | 195 |
| 3 Composição .....                                               | 196 |
| Técnicas Adesivas .....                                          | 196 |
| Técnica do Condicionamento Ácido .....                           | 196 |
| Técnica Autocondicionante .....                                  | 201 |
| Técnica Universal .....                                          | 205 |
| 4 Propriedades .....                                             | 206 |
| 5 Manipulação .....                                              | 207 |
| Adesão ao Esmalte .....                                          | 207 |
| Adesão em Dentina .....                                          | 208 |
| 5.1 Sistemas Adesivos de Condicionamento Ácido de 3 Passos ..... | 214 |
| 5.2 Sistemas Adesivos de Condicionamento Ácido de 2 Passos ..... | 220 |
| 5.3 Sistemas Adesivos Autocondicionantes de 2 Passos .....       | 224 |
| 5.4 Sistemas Adesivos Autocondicionantes de 1 Passo .....        | 229 |
| 5.5 Sistemas Adesivos Universais .....                           | 232 |
| 6 Indicações .....                                               | 234 |
| 7 Contraindicações .....                                         | 234 |
| Degradação da Interface Adesiva .....                            | 235 |
| Leitura recomendada .....                                        | 239 |

Capítulo 9  
Resinas Compostas, 245  
*Lilyan Cardoso Yamasaki*

|                                                 |     |
|-------------------------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....                              | 246 |
| 2 Apresentação comercial .....                  | 247 |
| Em massa .....                                  | 247 |
| Convencional: .....                             | 247 |
| Bulk Fill:.....                                 | 248 |
| Flowable .....                                  | 248 |
| Convencional: .....                             | 248 |
| Bulk Fill:.....                                 | 249 |
| 3 Composição .....                              | 249 |
| Classificação .....                             | 251 |
| Reação de polimerização .....                   | 252 |
| 4 Propriedades.....                             | 253 |
| 5 Manipulação .....                             | 255 |
| Resina Composta Convencional .....              | 255 |
| Resina Composta <i>Bulk Fill</i> em Massa ..... | 261 |
| Resina Composta Bulk Fill Flow.....             | 265 |
| Inserção <i>Bulk Fill Flow</i> .....            | 267 |
| Recobrimento Oclusal .....                      | 268 |
| 6 Indicações .....                              | 269 |
| 7 Contraindicações.....                         | 269 |
| Leitura recomendada.....                        | 270 |

Capítulo 10  
Amálgama Dental, 273  
*Paulo Sérgio Lopes dos Prazeres*

|                                                                                                                |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....                                                                                             | 274 |
| 2 Apresentação comercial .....                                                                                 | 274 |
| 3 Composição .....                                                                                             | 276 |
| Reação de Cristalização .....                                                                                  | 276 |
| Classificação .....                                                                                            | 277 |
| Liga para Amálgama Convencional (Alto Teor de Prata e Baixo Teor de Cobre) .....                               | 278 |
| Liga para Amálgama de Fase Dispersa (Alto Teor de Prata e Alto Teor de Cobre) .....                            | 279 |
| Liga para Amálgama de Composição Única (Alto Teor de Prata e Alto Teor de Cobre de Partículas Esféricas) ..... | 280 |
| Liga para Amálgama com Baixo Teor de Prata e Alto Teor de Cobre .....                                          | 281 |
| Liga para Amálgama Especial de Baixo Teor de Prata e Alto Teor de Cobre.....                                   | 282 |

|                                                   |     |
|---------------------------------------------------|-----|
| Liga com ou sem Zinco .....                       | 283 |
| 4 Propriedades.....                               | 283 |
| Creep.....                                        | 288 |
| Mecanismo de Jorgensen (Fratura Marginal):.....   | 289 |
| 5 Manipulação .....                               | 290 |
| Amálgama em frascos – manipulação manual .....    | 291 |
| Amálgama em frascos – manipulação mecânica .....  | 295 |
| Amálgama em cápsulas – manipulação mecânica ..... | 306 |
| Trituração.....                                   | 309 |
| Inserção e Condensação.....                       | 310 |
| Brunimento Pré-escultura.....                     | 313 |
| Escultura .....                                   | 313 |
| Brunimento Pós-escultura.....                     | 314 |
| Acabamento e Polimento .....                      | 315 |
| 6 Indicações .....                                | 315 |
| 7 Contraindicações.....                           | 315 |
| Leitura recomendada.....                          | 316 |

## SEÇÃO IV

### Materiais para Tratamento Estético, 319

|                  |     |
|------------------|-----|
| Introdução ..... | 321 |
|------------------|-----|

#### Capítulo 11

### Agentes Clareadores de Consultório, 323

*Alexander Cassandri Nishida*

*Mauricio Neves Gomes*

|                                |     |
|--------------------------------|-----|
| 1 Introdução .....             | 324 |
| 2 Apresentação Comercial ..... | 326 |
| 3 Composição .....             | 327 |
| 4 Propriedades.....            | 328 |
| 5 Manipulação .....            | 330 |
| 6 Indicações .....             | 338 |
| 7 Contraindicações.....        | 338 |
| Leitura recomendada.....       | 339 |

### Currículo dos autores, 343





# Apresentação

Este livro surgiu da necessidade detectada durante o ensino da ciência dos materiais odontológicos: a de fazer o cirurgião-dentista compreender como devem ser manipulados e aplicados os materiais utilizados na odontologia.

São diversos os livros sobre materiais odontológicos ou materiais dentários como costumam ser chamados. São obras teóricas que abordam de forma bastante completa a composição, as propriedades, as indicações e as contraindicações dos diversos tipos de materiais utilizados pelo dentista. São de fundamental importância para que os profissionais da odontologia possam entender como se comportam os materiais, utilizando-os da forma mais eficiente possível. Logo, conceitos extremamente relevantes são apresentados e discutidos nestes livros.

No entanto, a manipulação e a aplicação dos materiais sobre o órgão dental ainda não foram focos dos livros até então desenvolvidos para o estudo dos materiais odontológicos. Sendo assim, um dos objetivos deste trabalho é apresentar de forma bastante ilustrada como os materiais devem ser manipulados e inseridos ou aplicados sobre os tecidos dentais.

Mas, o objetivo não é apenas ilustrar a manipulação, criando somente um manual prático passo a passo, e sim, discutir a prática em função da teoria, ou seja, da composição, das propriedades, indicações e contraindicações. Nesta obra é possível justificar a manipulação com base nas propriedades dos materiais. Os profissionais poderão compreender o porquê de a manipulação ideal acontecer de uma ou outra forma.

Sob esse ponto de vista, este livro é inédito. Em nenhum outro a relação entre a teoria e a prática ficou tão bem estabelecida.

É importante ressaltar que essa obra não contempla apenas a formação do cirurgião-dentista, mas também do pessoal auxiliar – Auxiliar em Saúde Bucal (ASB) e Técnico em Saúde Bucal (TSB) – ou mesmo como meio de atualização dos profissionais da odontologia já formados e atuantes no mercado.

Nesse primeiro volume, são abordadas as propriedades e a manipulação dos materiais odontológicos para uso direto, ou seja, materiais que o dentista ou seus auxiliares manipulam no consultório e aplicam diretamente sobre os tecidos dos dentes de seus pacientes.

Os materiais odontológicos diretos são divididos em 4 diferentes seções: Propriedades dos materiais, Materiais para proteção do complexo dentina-polpa, Materiais restauradores diretos e Materiais para tratamento estético.

Na seção I *Propriedades dos materiais* está o capítulo I. Neste capítulo, são abordadas as propriedades mecânicas, térmicas, elétricas, reológicas e ópticas dos materiais de uso odontológico. O objetivo do capítulo é apresentar as propriedades, conceituando-as, para que o profissional entenda o comportamento e a manipulação correta dos materiais.

Na seção II *Materiais para proteção do complexo dentina-polpa* são apresentados os materiais para uso direto capazes de proteger dois dos principais tecidos dentais, a dentina e a polpa, tecidos que

possuem uma íntima interligação. A polpa representa a vitalidade do órgão dental por ser um tecido conjuntivo frouxo formado por vasos sanguíneos e fibras nervosas. A dentina é o tecido mineralizado que constitui o corpo do órgão e protege o tecido pulpar. Logo, proteger a dentina significa preservar a polpa e, desta forma, manter a vitalidade do dente.

O capítulo 2 apresenta o verniz cavitário convencional, material selante indicado para proteção do complexo dentino-pulpar quando restaurações definitivas de amálgama forem indicadas. Trata-se de um dos agentes de proteção mais simples.

O capítulo 3 apresenta os produtos de hidróxido de cálcio, materiais bioativos capazes de estimular células pulpares a produzirem uma nova camada protetora de dentina. O hidróxido de cálcio será apresentado sob a forma de um pó puro (pró-análise) ou sob a forma de um cimento.

No capítulo 4 será abordada a ação bioativa de um dos mais novos cimentos odontológicos disponíveis atualmente, com excelente capacidade de estimular células pulpares a produzir dentina terciária protetora. Trata-se do cimento trióxido mineral agregado, o MTA, proveniente do cimento Portland utilizado na construção civil.

No capítulo 5, demonstram-se as características e a manipulação do cimento de óxido de zinco e eugenol. Este cimento é um dos agentes de proteção mais comuns no arsenal de produtos utilizados na odontologia. O eugenol, óleo essencial extraído do cravo, possui o odor característico dos consultórios odontológicos. Foram demonstradas as três diferentes variações ou tipos de cimento de óxido de zinco e eugenol, demonstrando as diferenças entre eles e suas respectivas indicações.

O capítulo 6 trata do mais antigo cimento odontológico em uso na odontologia. O cimento de fosfato de zinco faz parte da rotina odontológica há mais de 100 anos. Atualmente, é mais indicado para cimentação de restaurações protéticas, fazendo, nesta situação, proteção do complexo dentino-pulpar e, especialmente, auxiliando na retenção da prótese. Entretanto, também pode ser utilizado como protetor direto do complexo, funcionando como base cavitária ou restaurador provisório.

No capítulo 7 os autores abordam um dos mais importantes cimentos da odontologia atual, o cimento de ionômero de vidro. Este material possui características que vão de encontro com a atual filosofia que preconiza a mínima intervenção em odontologia, ou seja, valoriza-se a preservação dos tecidos dentais, minimizando os desgastes realizados pelo dentista durante os procedimentos reabilitadores. É um cimento cuja utilização depende muito do entendimento de sua reação química de presa.

*Na terceira seção*, foram abordados os materiais restauradores definitivos de uso direto, ou seja, materiais indicados para a realização de restaurações definitivas confeccionadas pelo dentista diretamente sobre as cavidades dos dentes.

No capítulo 8, os autores apresentam os sistemas adesivos. Esse grupo de materiais é, hoje em dia, de extrema importância uma vez que os materiais restauradores são, preferencialmente, mantidos em contato com os tecidos dentais através do processo de adesão. A odontologia adesiva revolucionou a forma como o dentista passou a reabilitar os dentes de seus pacientes, portanto, conhecer a complexa técnica de hibridização dos tecidos dentais através do uso dos sistemas adesivos é de extrema importância para o sucesso clínico dos profissionais de odontologia.

O capítulo 9 trata do material restaurador definitivo, com vantajosas características estéticas, mais utilizado atualmente: a resina composta. A autora fala sobre os problemas gerados pela contração deste polímero durante a sua reação de presa, além de apresentar o mais novo grupo de resinas que tentam minimizar os problemas gerados pela contração de polimerização.

O capítulo 10 aborda o mais tradicional e longo material restaurador definitivo direto, o amálgama dental. Trata-se de um material em desuso atualmente em função de sua desvantagem estética e devido às polêmicas que envolvem o uso do mercúrio metálico. No entanto, é ainda um dos materiais restauradores mais resistentes e duradouros, tendo um forte apelo por seu uso nos serviços públicos de saúde bucal brasileiros.

Na quarta e última seção, *Materiais para tratamento estético*, o capítulo 11 apresenta os agentes clareadores de consultório. Clareamento dental é um tratamento bastante requisitado nos dias atuais, pois contribui com outros procedimentos estéticos que visam a harmonização do sorriso melhorando a autoestima dos pacientes. Neste capítulo, os agentes clareadores de maior concentração manipulados pelo dentista foram o objeto de estudo.

Diante de todo o conteúdo abordado neste livro, é possível afirmar que o estudante de odontologia, dos cursos técnicos de pessoal auxiliar ou mesmo os profissionais já formados poderão compreender como utilizar os materiais odontológicos de forma mais precisa, respeitando suas propriedades e, consequentemente, melhorando o seu comportamento em função.

Os resultados dos tratamentos realizados desta maneira serão muito mais previsíveis e duradouros. A correta manipulação dos materiais diminui a chance de ocorrer erros e melhora a eficiência da terapêutica adotada pelo cirurgião-dentista e sua equipe.

***Prof. Dr. André De Vito***

Professor das Disciplinas de Biomateriais e Clínica Integrada da UNINOVE

Professor Substituto das Disciplinas de Biomateriais da FOUSP

Senior Research Associate – OHSU



# Prefácio

Estou extremamente honrado em poder apresentar este livro à comunidade odontológica, pois sei do empenho e do carinho deste grupo de autores em realizar este projeto.

A Odontologia nasceu na UNINOVE em 2002 e, no início, apenas três professores ministravam aulas no que nós ainda chamávamos de disciplina de Materiais Dentários.

O curso foi crescendo, novos profissionais chegaram para agregar conhecimento e expandimos nossa visão do que fato era a nossa missão: não só apresentar os materiais e indicar o uso deles no dia a dia do profissional, mas mostrar a interação desses materiais com os tecidos vivos.

Com essa nova dinâmica de ensino, a disciplina foi rebatizada com o nome que segue até os dias atuais: Biomateriais Odontológicos. Ela é, portanto, um pilar, porque entender os materiais e como manipulá-los é fundamental para o sucesso clínico dos profissionais.

É assim, também, que enxergo a relevância desse livro que você agora tem em mãos. As sementes de todo o conteúdo foram plantadas e cultivadas ao longo de muitos anos na magistratura, na relação entre professores e alunos, no estudo contínuo de antigas e novas técnicas, ferramentas, tecnologias. E com um ingrediente especial: os autores extrapolaram as paredes da sala de aula e são clínicos atuantes.

Essa mistura resultou em um livro diferente do que já existe no mercado, que alia teoria à prática, resultando em uma fonte de informação completa e cuja leitura, garanto, será extremamente agradável.

Sei do cuidado e da dedicação com cada palavra e imagem impressas nessas páginas. Foi uma honra dividir este espaço com tantos profissionais competentes. Faço votos para que o conteúdo que vive aqui dentro transborde as barreiras físicas do papel e toque cada um de vocês, leitores, que buscam excelência na Odontologia.

Boa leitura!

***Prof. Dr. Waldyr Romão Junior***

Coordenador do Curso de Odontologia da UNINOVE

Vice-Diretor de Saúde da UNINOVE

## Agradecimentos

Os autores desse livro consideram de extrema importância dedicar esse espaço aos agradecimentos às empresas que participaram dessa iniciativa compartilhando conosco seus produtos.

Somente com a participação voluntária das indústrias destacadas aqui é que se tornou possível produzir essa obra que objetiva ensinar, esclarecer ou aperfeiçoar o uso dos biomateriais odontológicos na prática clínica do cirurgião-dentista.

Portanto, nossos mais sinceros agradecimentos a todas as indústrias cujas marcas estão salientadas nessa página.

Muito Obrigado!



# SEÇÃO I

PROPRIEDADES DOS  
BIOMATERIAIS





# Capítulo 1

*André Guaraci De Vito Moraes*

*Paulo Sérgio Lopes dos Prazeres*

Propriedades  
dos Biomateriais  
Odontológicos

### 1 Introdução

O primeiro capítulo desse livro trata intencionalmente das principais propriedades dos materiais odontológicos utilizados de forma direta pelo cirurgião-dentista ou seus auxiliares. Objetiva-se, portanto, fornecer ao leitor o conhecimento sobre as características que definem o comportamento dos biomateriais e que, conseqüentemente, influenciam na manipulação, inserção e nos cuidados que os profissionais da odontologia precisam ter para a obtenção de terapêuticas eficientes e duradouras.

Serão abordadas as principais propriedades mecânicas, térmicas, elétricas e ópticas de maneira bastante ilustrada para que seja possível o entendimento do comportamento dos biomateriais odontológicos.

Busca-se, neste capítulo, informar os profissionais e acadêmicos de Odontologia de que maneira os materiais deverão ser empregados e manipulados para que obtenham as suas melhores e mais aceitáveis propriedades quando em função no interior da cavidade oral dos pacientes tratados.

Conhecer profundamente as propriedades gerais dos biomateriais odontológicos capacitará o cirurgião-dentista e sua equipe a realizarem procedimentos mais eficientes e que gerem menores riscos de insucesso durante o andamento do tratamento odontológico proposto ou mesmo quando esses materiais estiverem em função. Permitirá ainda aos profissionais menor desperdício e melhor uso dos materiais e, portanto, maior retorno financeiro, inclusive.

### 2 Conceitos Básicos

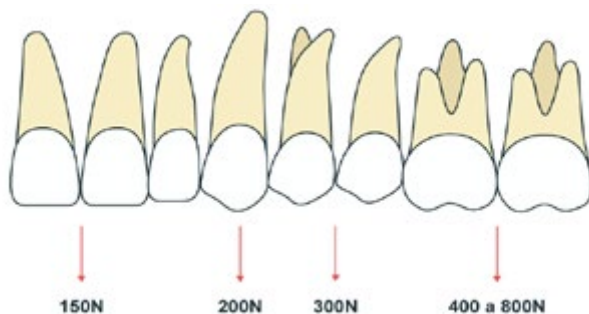
Nessa seção apresentamos os conceitos fundamentais que devem ser compreendidos pelo cirurgião-dentista para que seja possível entender as propriedades dos biomateriais odontológicos.

Serão abordadas as definições de Força ou Carga, Tensão e Deformação. Ainda serão apresentados os diferentes tipos de tensões e deformações que evidenciam o comportamento mecânico dos diferentes grupos de biomateriais.

#### Força ou Carga

Grandeza física aplicada externamente ao material. Por exemplo, as forças mastigatórias (Figura 1).

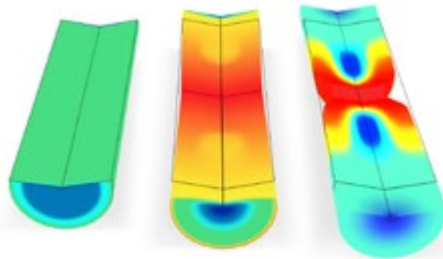
**Figura 1**



## Tensão

É a resposta interna do material de igual magnitude à força externamente aplicada. Surge na estrutura do material, ou seja, entre seus átomos (Figura 2).

**Figura 2**



A tensão depende da força, mas também da área sobre a qual a força é aplicada. Portanto, a força por si só não representa a resistência do material. Deve-se conhecer a área que recebe a aplicação da força para que seja possível saber qual é a máxima tensão suportada (Fórmula 1). A tensão representa a resistência mecânica dos materiais.

**Fórmula 1**

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

$$\frac{\text{Newton}}{\text{m}^2 \text{ ou } \text{mm}^2} = \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = \text{Pa} \quad \bigg/ \quad \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} = \text{MPa}$$

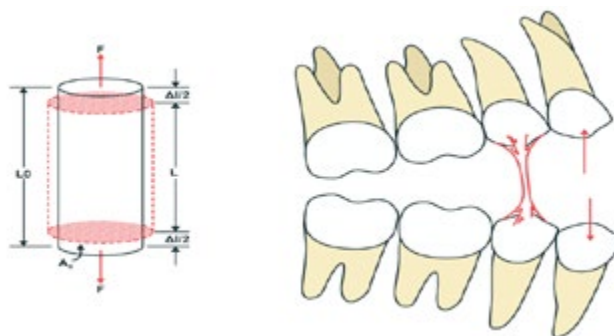
$\xrightarrow{10^{-6}}$ 
 $10^6 \text{ Pa} = \text{MPa}$

## Tipos de Tensão

### *Tensão de Tração*

Surge quando uma força externa é aplicada no sentido de alongar o material, ou seja, no sentido de afastar os átomos que compõem o material (Figura 3).

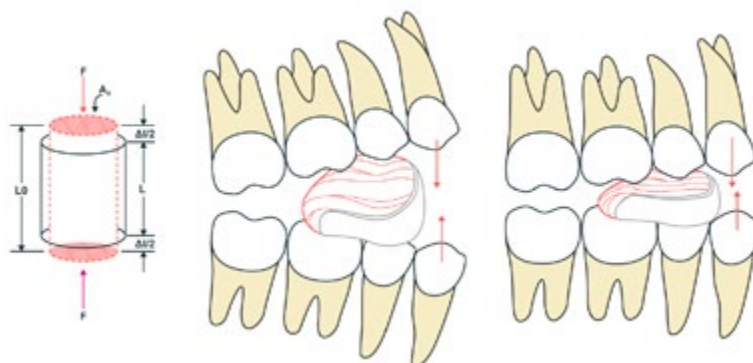
**Figura 3**



### *Tensão de Compressão*

Surge quando uma força externa é aplicada no sentido de achatar o material, ou seja, no sentido de aproximar os átomos que compõem o material (Figura 4).

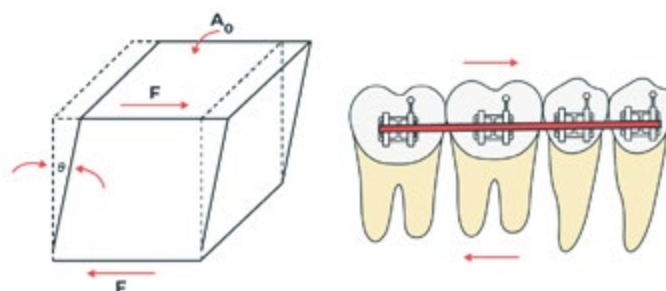
**Figura 4**



### *Tensão de Cisalhamento*

Surge quando uma força externa é aplicada no sentido de cortar o material, ou seja, no sentido de deslocar os átomos entre seus planos em sentidos opostos (Figura 5).

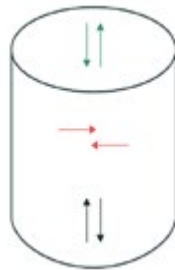
**Figura 5**



### *Tensões Complexas*

Surgem quando todos os tipos de forças são aplicados ao mesmo tempo, ou seja, todos os tipos de tensões surgem ao mesmo tempo. É a forma mais comum encontrada durante o ciclo mastigatório (Figura 6).

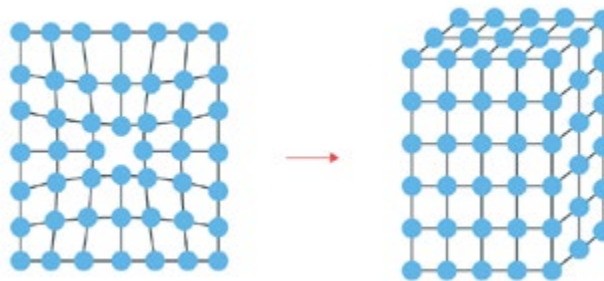
**Figura 6**



### *Tensões Contingentes*

São tensões imediatamente liberadas quando a força deixa de ser aplicada (Figura 7).

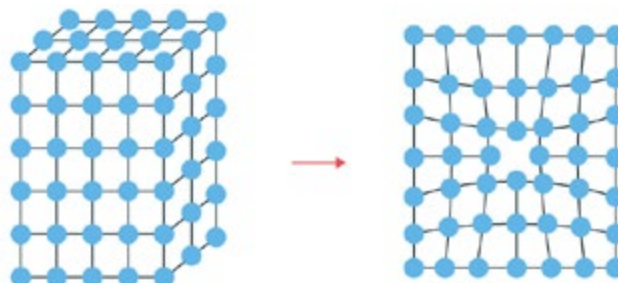
**Figura 7**



### *Tensões Residuais*

São as tensões que permanecem na estrutura do material, mesmo quando a força é removida. Podem causar uma deformação no material (Figura 8).

**Figura 8**



### Deformação

**Deformação:** Alteração de forma e/ou dimensão do material resultante da aplicação de uma força externa. É calculada pelo quociente entre a variação de tamanho que o material sofreu pela aplicação da força e o tamanho inicial do material antes da aplicação da força. É dada em porcentagem (Fórmula 2).

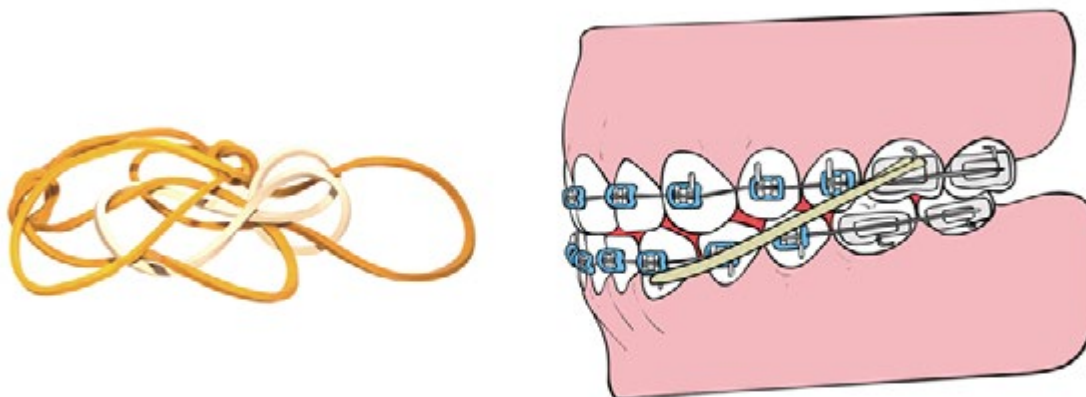
Fórmula 2

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = X100\%$$

### Tipos de Deformação

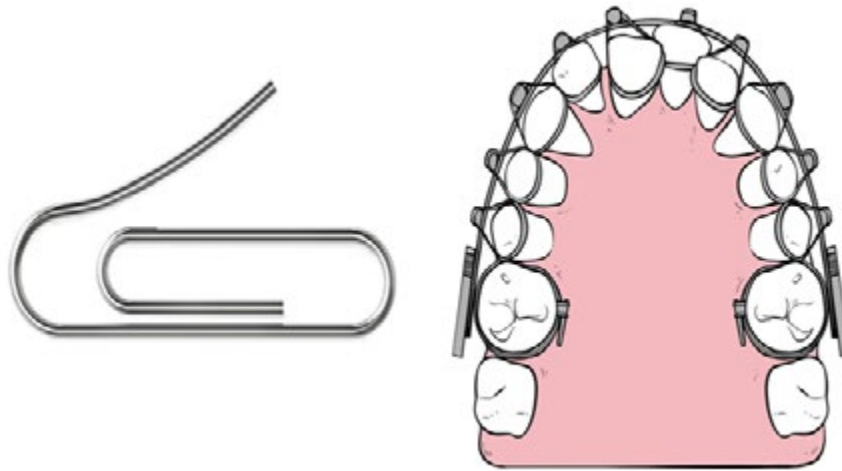
**Deformação Elástica:** ocorre quando o material retorna à sua forma e dimensão originais assim que a força for removida. Trata-se de uma deformação reversível, ou seja, os átomos se deslocam, mas retornam às suas posições originais (Figura 9).

Figura 9



**Deformação Plástica:** ocorre quando o material permanece deformado mesmo após a remoção da força. Trata-se de uma deformação irreversível, ou seja, os átomos passam a ocupar uma nova posição na estrutura do material (Figura 10).

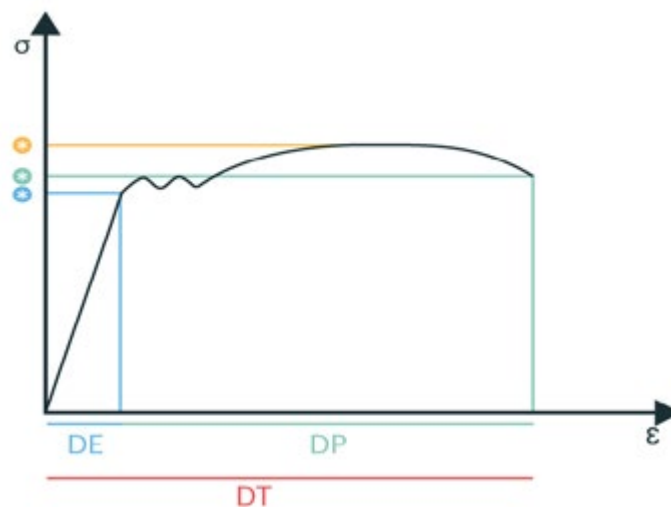
**Figura 10**



A relação entre os tipos de deformações e as tensões está representada no gráfico 1 abaixo.

**Gráfico 1**

Tensão X Deformação



\* LP: Limite de Proporcionalidade – Representa a tensão máxima em que as tensões são diretamente proporcionais às deformações, dentro do regime elástico. Define a porção linear do gráfico (Fórmula 3).

\* LE: Limite Elástico – Representa a tensão máxima em que o material se deforma apenas elasticamente (Fórmula 3).

### Fórmula 3

$$LP = LE$$

\* LRM: Limite de Resistência Máxima – Representa a tensão máxima que um material suporta antes da fratura. Muitas vezes é superior à tensão de ruptura (Fórmula 4).

\* LR: Limite de Ruptura – Representa a tensão em que o material fratura (Fórmula 4).

### Fórmula 4

$$LRM \neq LR$$

DE: Deformação Elástica – Representa a máxima deformação elástica sofrida pelo material (Fórmula 5).

DP: Deformação Plástica – Representa a máxima deformação plástica ou permanente sofrida pelo material (Fórmula 5).

DT: Deformação Total – Representa a deformação total (elástica + plástica) sofrida pelo material (Fórmula 5).

### Fórmula 5

$$DT = DE + DP$$

ME: Módulo de Elasticidade – É a relação entre as tensões e deformações dentro do intervalo elástico, ou seja, o quociente entre a tensão originada e a deformação elástica resultante (Fórmula 6). Refere-se à resistência do material à deformação elástica.

### Fórmula 6

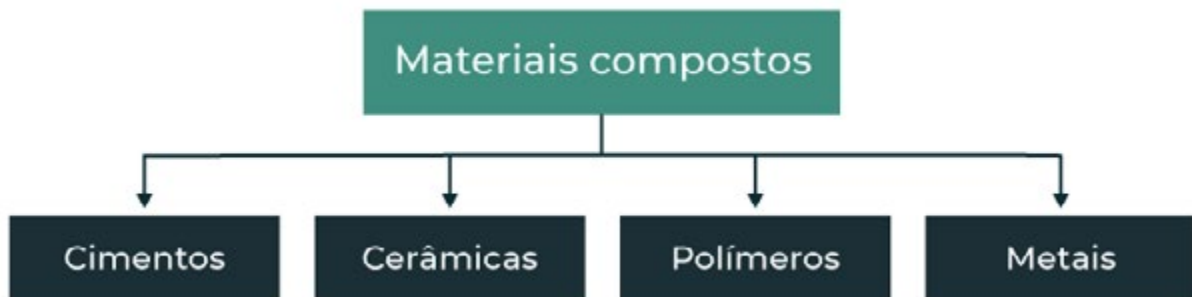
$$ME = T / DE$$



## Grupos de Materiais Odontológicos

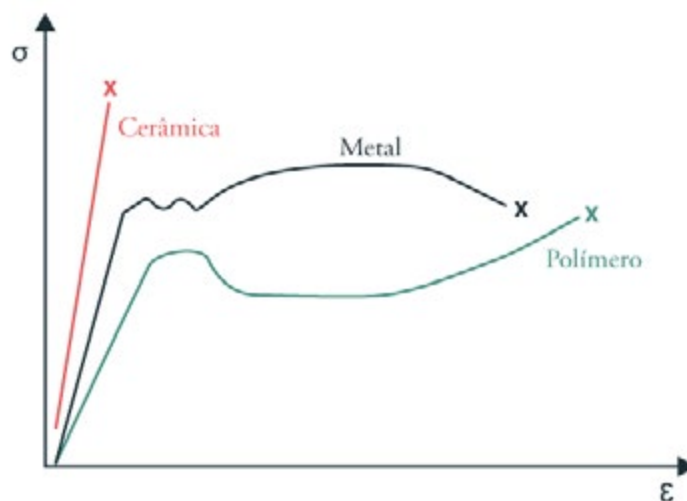
Os principais materiais odontológicos usados pelo cirurgião-dentista pertencem aos grupos mostrados na figura a seguir. Podem também ser produzidos a partir da mistura de um ou mais grupos e, nesse caso, são chamados de materiais compostos. Os cimentos são considerados por alguns autores como materiais cerâmicos, no entanto, devido às diferenças nas propriedades e na manipulação desses materiais, em relação às cerâmicas, vamos considerá-los separadamente (Figura 11).

**Figura 11**



O comportamento mecânico dos diferentes grupos de materiais está demonstrado no gráfico tensão x deformação a seguir (Gráfico 2). É possível perceber que os diferentes grupos se comportam de forma diferente com relação às tensões que suportam e suas respectivas deformações. O conhecimento do comportamento mecânico dos materiais faz com que o cirurgião-dentista saiba manipular e/ou indicar da forma mais correta.

**Gráfico 2**



### 3 Propriedades Mecânicas

A partir da análise do comportamento dos materiais através do gráfico tensão x deformação é possível definir algumas propriedades mecânicas:

**Flexibilidade:** refere-se à deformação elástica que um material pode sofrer. A máxima deformação elástica que um determinado material sofre, antes de se deformar plasticamente, é chamada de flexibilidade máxima (Figura 12).

**Figura 12**



**Rigidez:** refere-se à dificuldade que um determinado material tem para se deformar elasticamente. Quanto mais rígido for o material, maior deve ser a força aplicada sobre ele para que este se deforme elasticamente (Figura 13). A rigidez é mensurada através do cálculo do módulo de elasticidade do material (Fórmula 6).

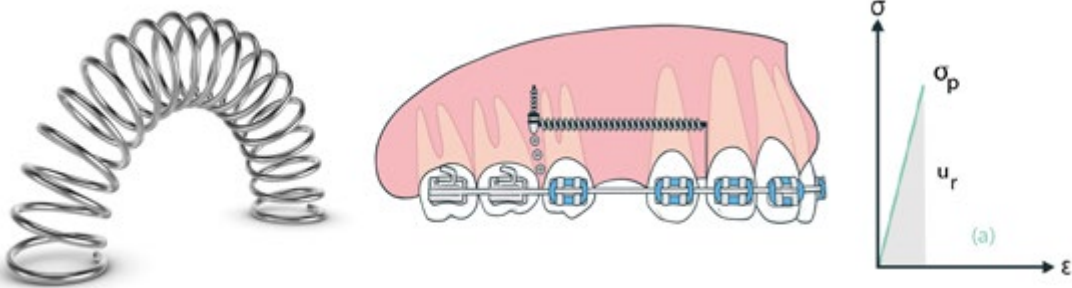
**Figura 13**



**Resiliência:** refere-se à quantidade de energia absorvida pelo material para que este sofra uma deformação elástica (Figura 14). Pode ser mensurada através do cálculo da área do gráfico definida pelo LP e a máxima deformação elástica sofrida pelo material (Gráfico 3). É possível que dois materiais apresentem a mesma resiliência, mas com comportamento elástico completamente diferentes.

Figura 14

Gráfico 3



**Tenacidade:** refere-se à quantidade de energia absorvida pelo material até sua fratura, ou seja, após este ter sofrido deformação total ( $DT = DE + DP$ ) (Figura 15). Pode ser mensurada através do cálculo da área do gráfico definida pelo LR e a deformação total sofrida pelo material (Gráficos 4 e 5).

Figuras 15

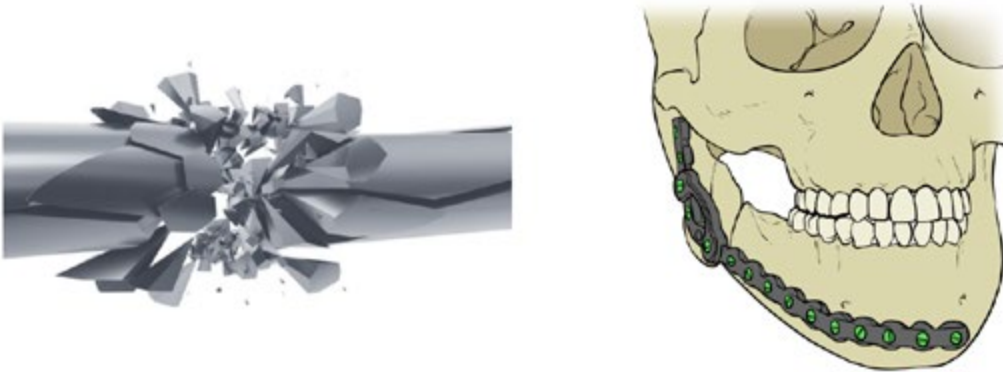
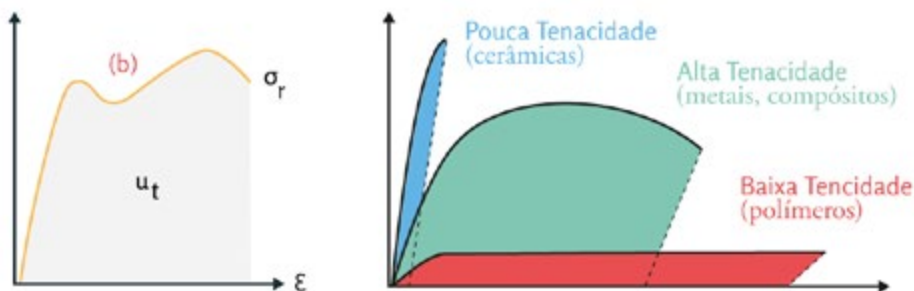


Gráfico 4

Gráfico 5



**Fragilidade:** refere-se ao material que sofre pouca ou nenhuma deformação plástica, ou seja, refere-se ao material que sofre apenas deformação elástica e, em seguida, fratura. São materiais que ao atingirem seu limite de resistência máxima, fraturam sem se deformarem permanentemente (LR ~ LP) (Figura 16).

As cerâmicas são exemplos de materiais frágeis ou friáveis.

**Figura 16**



**Ductibilidade:** refere-se ao material capaz de se deformar plasticamente sob forças de tração. Portanto, tendem a formar fios (Figura 17).

Os metais são exemplos de materiais dúcteis.

**Figura 17**



**Maleabilidade:** refere-se ao material capaz de se deformar plasticamente sob forças de compressão. Portanto, tendem a formar chapas (Figura 18).

Os metais são exemplos de materiais maleáveis.

**Figura 18**



**Dureza:** refere-se ao material que apresenta resistência ao desgaste ou ao riscamento. É a resistência do material a uma deformação plástica localizada (risco). Materiais que apresentam alta dureza são difíceis de serem desgastados. O diamante é um dos minerais mais duros usados na Odontologia (Figura 19).

**Figura 19**



### 4 Propriedades Físicas – Reológicas

**Viscosidade:** é a resistência de um fluido ao escoamento. Fluidos viscosos são mais resistentes e mais difíceis de escoar. Por outro lado, fluidos menos viscosos escoam com mais facilidade (Figura 20).

**Figura 20**



**Tixotropia:** ocorre quando o escoamento de um fluido depende da aplicação de uma carga e da velocidade com que esta carga é carregada com consequente deformação prévia ao movimento de escoamento, ou seja, é a capacidade de um fluido escoar quando aumentamos a velocidade da aplicação da carga (Figura 21).

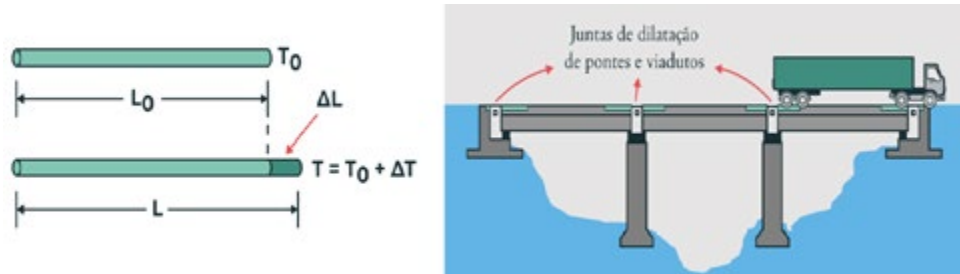
**Figura 21**



### 5 Propriedades Térmicas

**CETL – Coeficiente de Expansão Térmico Linear:** é a medida da alteração do tamanho de um material, ao se contrair ou se dilatar, quando há variação de sua temperatura (Figura 22).

**Figura 22**



**Condutibilidade Térmica:** é a taxa de propagação do calor pela estrutura de um material por unidade de variação de temperatura, ou seja, mede a velocidade com que o calor atravessa a estrutura de um material quando sua temperatura varia em  $1^\circ \text{C}$ . Os metais conduzem com facilidade o calor e as resinas têm dificuldade para conduzir o calor (Figura 23).

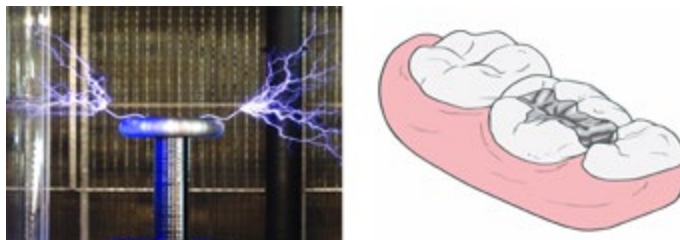
**Figura 23**



### 6 Propriedades Elétricas

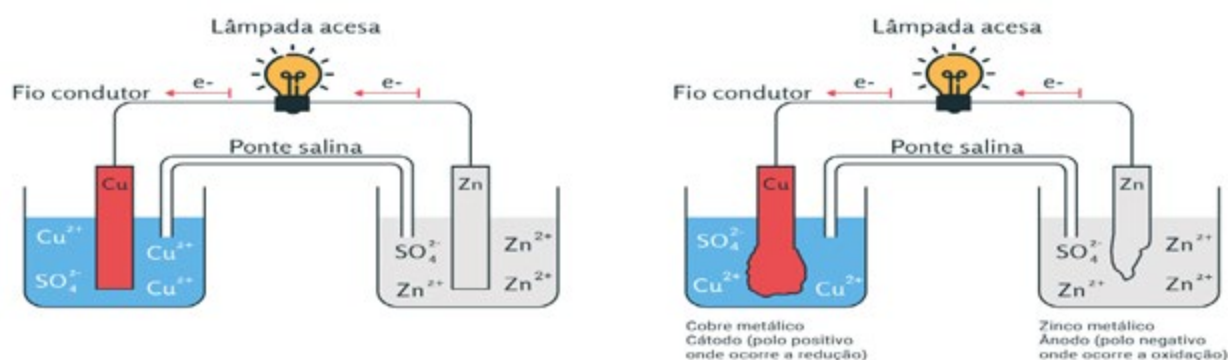
**Condutibilidade Elétrica:** é a medida da facilidade com que uma corrente elétrica se propaga pela estrutura de um material. Os materiais podem ser condutores, semicondutores ou isolantes. Os metais são condutores e as resinas isolantes (Figura 24).

**Figura 24**



**Galvanismo Bucal:** uma corrente galvânica (elétrica) pode surgir no ambiente oral quando nele existirem duas ligas metálicas diferentes em contato com a saliva. A corrente elétrica que surge por diferença de potencial elétrico é semelhante àquela originada em uma pilha (Figura 25). A saliva funciona como uma solução eletrolítica por conter íons dissociados em sua composição. As ligas metálicas estão presentes em materiais restauradores definitivos como as restaurações diretas em amálgama ou ainda em restaurações indiretas em ligas metálicas básicas. Ocorre, portanto, uma troca de íons entre a saliva e os metais que formam as restaurações. Dessa forma, o material restaurador pode sofrer perda de estrutura, por perda de íons para saliva, ou seja, sofrerá oxidação (corrosão eletrolítica), na outra liga haverá redução, ou seja, deposição de íons.

Figura 25

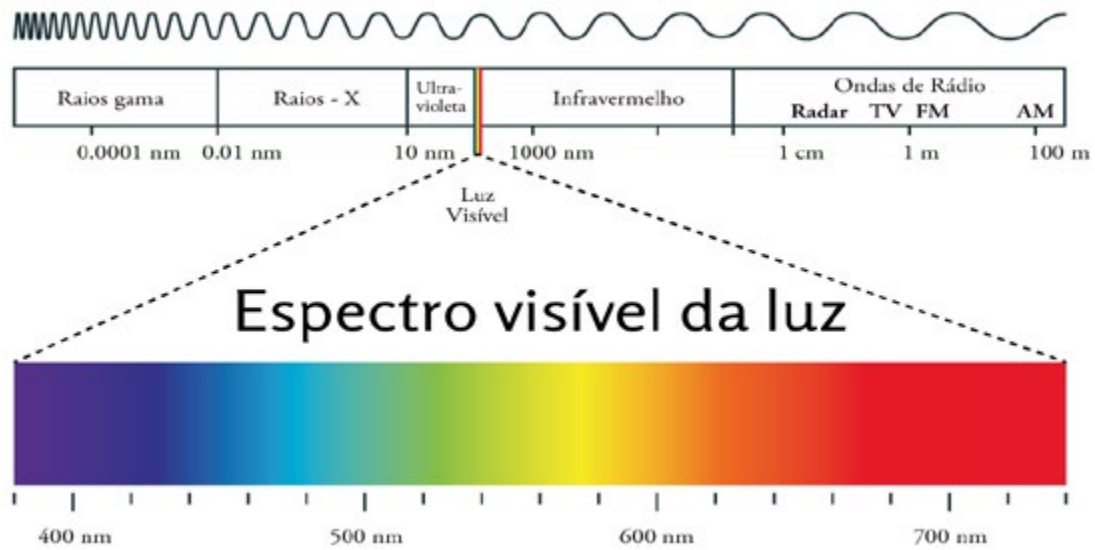


## 7 Propriedades Ópticas

**Cor:** é uma sensação luminosa causada pela interação da luz que incide sobre um substrato, ou seja, a cor que atinge os olhos do observador é consequência da luz refletida ou absorvida pelo substrato. A cor de um objeto é sempre aquela que é refletida por este objeto. As demais cores terão sido absorvidas por este objeto. As cores do arco-íris (vermelho, laranja, amarelo, verde, azul, anil e violeta) representam os diferentes comprimentos de onda do espectro eletromagnético da luz visível ao olho humano (Figura 26). A cor branca é observada quando o substrato reflete todas as cores do arco-íris, ou seja, é a soma de todas as cores. A cor preta representa a ausência de cor, isto quer dizer que todos os diferentes comprimentos de onda foram absorvidos pelo substrato.



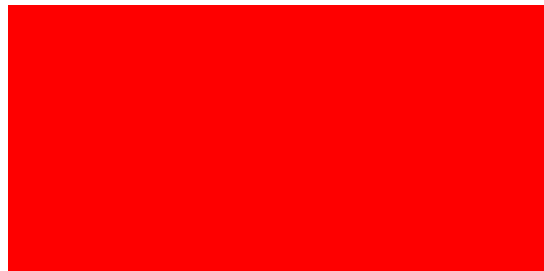
Figura 26



A cor é formada por três parâmetros que causam diferentes percepções visuais a quem a observa. Os componentes da cor são matiz, croma e valor.

**Matiz:** refere-se à cor dominante de um substrato. Por exemplo: o vermelho, o azul ou verde (Figura 27).

Figura 27



**Croma ou Saturação:** grau de intensidade do matiz (Figura 28).

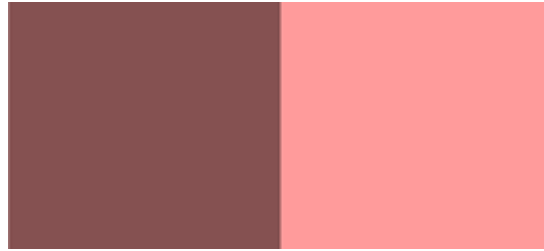
Figura 28





**Valor ou Luminosidade:** é o grau de luminosidade do matiz ou o grau de claridade ou escuridão da cor dominante (Figura 29).

**Figura 29**



**Escala de Cor Odontológica:** a escala clássica traz informações apenas sobre o matiz e o croma. A escala 3D informa também o valor (Figura 30).

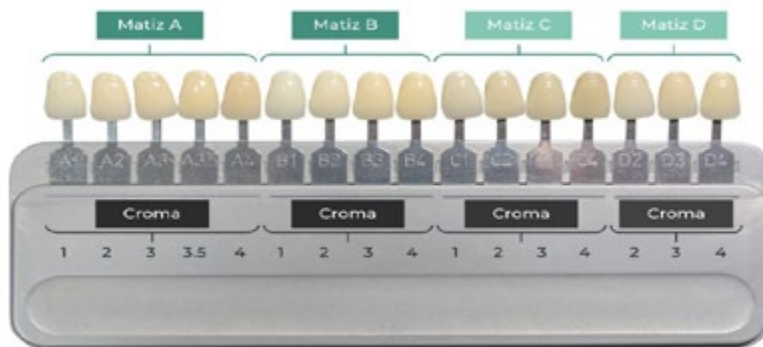
Vermelho-amarronzado (A)

Amarelo-alaranjado (B)

Cinza-esverdeado (C)

Cinza-rosado (D)

**Figura 30**



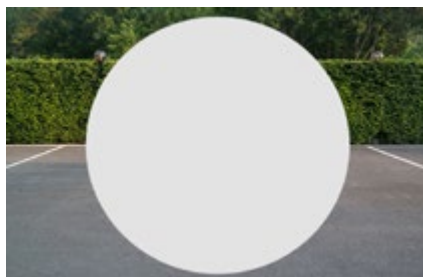
**Translucidez:** representa a passagem difusa da luz por um substrato. Diferente da transparência que representa a passagem direta da luz pelo substrato (Figura 31).

**Figura 31**

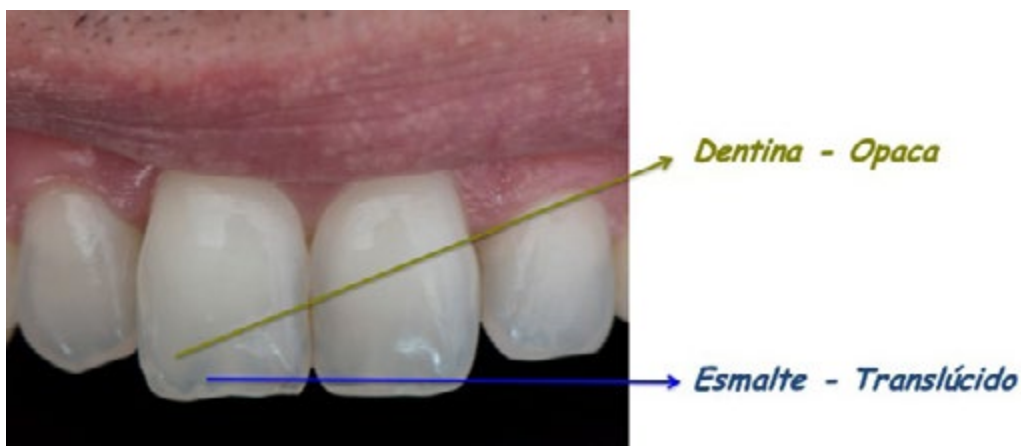


**Opacidade:** representa o bloqueio da luz, ou seja, impede a passagem da luz (Figura 32).

**Figura 32**



### Translucidez e Opacidade dos tecidos dentais

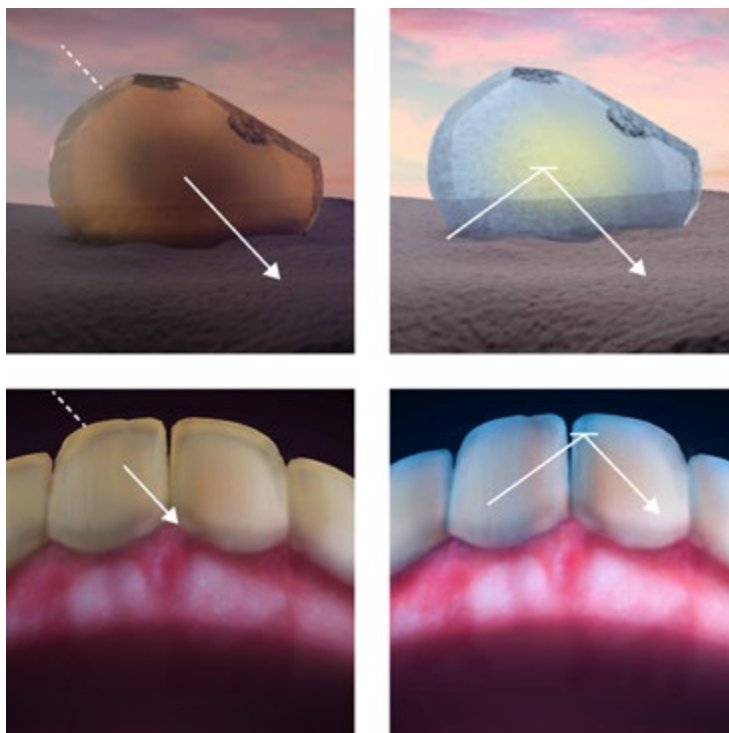


**Imagem 1:** Foto Rodrigo Zorzi, 2019

**Opalescência:** representa o efeito luminoso que produz uma cor alaranjada quando a luz (ondas longas) que incide sobre um substrato transparente ou translúcido é transmitida por sua estrutura. Ou produz uma cor azulada quando a luz (ondas curtas) que incide sobre um substrato transparente ou translúcido é refletida pelo substrato. É um fenômeno observado na pedra Opala.

O esmalte dental é opalescente. A cor azulada ou alaranjada é mais evidente na região do terço incisal onde há apenas esmalte. A região incisal pode aparecer azulada quando observada sob luz direta e alaranjada quando observada sob transluminação (Figura 33).

**Figura 33**



**Fluorescência:** representa o fenômeno óptico de emissão de luz que ocorre quando um substrato absorve ondas eletromagnéticas na faixa da luz ultravioleta (emitida por uma lâmpada de luz negra). Essas ondas eletromagnéticas absorvidas (invisíveis ao olho humano) transformam-se em luz visível (Figura 34).

O esmalte é um tecido fluorescente.

**Figura 34**



### Leitura recomendada

Anusavice KJ. Philips Materiais Dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Philips Materiais Dentários. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

Callister Jr WD. Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

Chain MC. Materiais Dentários. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série Abeno), 2013.

Craig RG, Powers JM. Materiais Dentários Restauradores. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004.

Darvell BW. Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora. 9. ed. São Paulo: Santos, 2012.

Noort RV. Introdução aos Materiais Dentários. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010

Okuno E, Caldas IL, Chow C. Física para Ciências Biológicas e Biomédicas. São Paulo: Harbra, 1986.

Reis A, Loguercio AD. Materiais Dentários Diretos: dos fundamentos à aplicação clínica. 1. ed. São Paulo: Santos, 2007.

Sakagushi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

# SEÇÃO II

Biomateriais para Proteção do  
Complexo Dentina-Polpa



## Introdução

Para que seja possível fazer o uso correto dos materiais odontológicos é de fundamental importância que o cirurgião-dentista conheça a morfologia, a histologia e a fisiologia do órgão dental. Os dentes são os responsáveis pelo corte e captura (incisivos centrais e laterais superiores e inferiores), pela perfuração (caninos superiores e inferiores), quebra (pré-molares superiores e inferiores) e trituração (molares superiores e inferiores) do alimento. Portanto, são órgãos fundamentais para a homeostase de todo o organismo.

Os dentes são formados por tecidos mineralizados (duros) constituídos por cristais de hidroxiapatita (mineral) que se depositam sobre uma matriz orgânica produzida e secretada por células especializadas na formação de cada tecido. Os principais tecidos dentais envolvidos em lesões cavitárias que requerem a intervenção restauradora do cirurgião-dentista são os tecidos da coroa dental: o esmalte e a dentina. O esmalte é o tecido mais externo do dente e recobre toda a coroa dental. É caracterizado pela presença de grande quantidade de minerais, os cristais de hidroxiapatita, correspondendo em cerca de 97% (em peso) da composição total do esmalte. Cerca de 2% (em peso) é formado por moléculas de água ( $H_2O$ ) e 1% (em peso) por matriz orgânica extracelular secretada por células conhecidas como ameloblastos. A matriz é formada essencialmente por proteínas, entre elas a enamelinina. Os cristais de hidroxiapatita são depositados sobre a matriz orgânica produzida pelos ameloblastos de forma regular e organizada, formando o que foi denominado de prismas de esmalte. É possível concluir que o esmalte é um tecido bastante mineralizado, formado essencialmente por cristais de hidroxiapatita.

Já a dentina, embora também seja um tecido mineralizado, formado por cerca de 70% (em peso) de cristais de hidroxiapatita, possui grande quantidade de matéria orgânica (18% em peso) e moléculas de água (12% em peso). A matriz orgânica é formada por proteínas e carboidratos, especialmente o colágeno tipo I e é produzida pelos odontoblastos. O colágeno é uma proteína formada por uma tripla hélice unida por pontes de hidrogênio, com especial destaque ao aminoácido prolina hidroxilado (hidroxiprolina). Os minerais se depositam sobre a matriz, formando, ao redor dos prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos, os túbulos dentinários, ou seja, canalículos que se estendem desde a polpa até a junção amelo-dentinária (interface esmalte-dentina). A presença de canalículos ou túbulos faz com que a dentina seja um tecido bastante permeável ao trânsito de moléculas ou substâncias externas manipuladas pelo cirurgião-dentista. No interior destes túbulos existe um fluido, o fluido tubular, proveniente da polpa que preenche a luz do túbulo, banhando os prolongamentos dos odontoblastos e nervos.

Estímulos externos causam a movimentação deste fluido, fazendo com que haja a estimulação dos nervos ali presentes, causando, desta forma, a sensibilidade dental ou dor. Os nervos presentes na polpa dental são receptores especializados em dor, portanto, qualquer estímulo dado ao dente é entendido pelo cérebro humano como dor. Pode-se dizer, portanto, que a dentina é um substrato muito mais complexo e mais difícil de ser manipulado pelo cirurgião-dentista em comparação com o esmalte.

Além desses dois tecidos, ainda há o cimento. Este é um tecido também mineralizado que recobre toda a raiz do órgão dental. Além dele, há a polpa, tecido conjuntivo formado por vasos sanguíneos

os, nervos e células (especialmente os odontoblastos) que possui a função de nutrir os demais tecidos do órgão dental. É o tecido vivo do dente e deve ser preservado sempre que possível pelo cirurgião-dentista. Os odontoblastos são células especializadas e responsáveis pela produção da dentina. Diferentemente dos ameloblastos, esta célula se mantém viável por toda a vida do órgão dental, sempre produzindo a matriz orgânica da dentina que é, então, submetida ao processo de mineralização.

A dentina produzida pelos odontoblastos durante a fase de desenvolvimento do germe dental até a formação total da coroa e da raiz, ou seja, a primeira dentina produzida por essas células é chamada de dentina primária. No entanto, na medida em que o dente se desenvolve, irrompe e passa a exercer sua função na cavidade oral, outra dentina passa a ser produzida. Trata-se da dentina secundária, ou seja, tecido produzido pelos odontoblastos viáveis localizados na periferia da polpa dental ao longo de toda a vida daquele órgão (dentina fisiológica). Porém, diante de uma agressão ou estímulo externo, os odontoblastos reagem em proteção da vitalidade da polpa, tentando, desta forma, afastar o agressor externo. Para isso, eles produzem e secretam uma dentina de “emergência”, a dentina terciária. A dentina terciária pode ser classificada como reacional ou reparadora. A dentina reacional é a dentina terciária produzida em resposta a estímulos ou agressões de baixa intensidade por odontoblastos já existentes na camada celular da polpa dental. Já a dentina reparadora é a dentina terciária produzida por odontoblastos diferenciados a partir de células mesenquimais indiferenciadas da polpa que são recrutadas devido à morte causada pela agressão de alta intensidade aos odontoblastos primários que ocupavam suas posições na camada celular da polpa (casos em que houve exposição pulpar).

Existe, portanto, entre a polpa e a dentina uma forte interação como pode ser observado a partir da descrição das características dos dois tecidos e suas funções. Além disso, são tecidos que apresentam a mesma origem embrionária, ou seja, durante a odontogênese, células pulpares sintetizam e depositam a matriz de dentina. Portanto, dentina e polpa NÃO são consideradas estruturas isoladas, mas sim estruturas integradas e, portanto, são denominadas como formadoras do **complexo dentino-pulpar**. Esses dois tecidos mantêm íntima relação estrutural e funcional ao longo de toda vida do órgão dental. Qualquer reação que afete a dentina também afetará a polpa e vice-versa.

Diante do conhecimento da histologia e da fisiologia do órgão dental, a odontologia desenvolve materiais capazes de preservar a vitalidade pulpar, reestabelecer os tecidos perdidos por lesões de cárie ou traumas e curar as doenças que acometem o dente, mantendo a forma e a função desses importantes órgãos do corpo humano.

O estudo dos materiais odontológicos, ou como são mais modernamente chamados, os biomateriais, é de extrema importância para a recuperação da saúde dos dentes. Deve-se conhecer as propriedades biológicas, físicas, químicas, térmicas, elétricas, mecânicas e ópticas dos materiais, além da correta manipulação para que se possa fazer a indicação correta e o uso mais preciso dos biomateriais, dando a eles maior durabilidade e eficiência.



# Capítulo 2

*Talita Christine Camilo Lopez*

Verniz Cavitário  
Convencional

### 1 Introdução

Dentro da classificação dos materiais odontológicos para proteção do complexo dentina-polpa, os vernizes cavitários classificam-se como materiais selantes/vedantes. Estes vernizes podem ser aplicados sobre as paredes de cavidades rasas e médias, ou seja, cavidades com grande espessura de dentina remanescente. Após a sua aplicação na cavidade tem-se a formação de uma fina película com até 0,05 mm de espessura. Além disso, pode ser utilizado para a proteção de alguns cimentos odontológicos, como o cimento de ionômero de vidro e o cimento de fosfato de zinco.

### 2 Apresentação comercial

Este produto está disponível comercialmente sob a forma de um líquido pouco viscoso contido em um frasco (Imagem 1).



**Imagem 1:** Apresentação comercial do verniz cavitário convencional.

### 3 Composição

Os vernizes cavitários são agentes de proteção do complexo dentina-polpa que consistem em um líquido claro ligeiramente amarelado que contém resinas naturais (copal, colofônia e sandáracas) ou sintéticas (acetato de celulose, nitrocelulose, poliestireno) dissolvidas em um solvente orgânico que pode ser o álcool etílico (etanol), o éter, o acetato de etila, uma acetona ou o clorofórmio. Normalmente são comercializados em um vidro âmbar para evitar o contato dos seus componentes com a luz.

Os vernizes de poliestireno que polimerizam em contato com a água e aqueles que contêm a nitrocelulose, resina encontrada também em esmaltes de unha, são considerados por alguns autores como uma opção de material menos permeável e menos solúvel, portanto, mais eficientes para cumprir sua função.

Uma opção aos vernizes convencionais são os vernizes cavitários modificados (*liners*), que apresentam em sua composição o hidróxido de cálcio, o óxido de zinco e resina poliestireno dissolvidos em um solvente, o clorofórmio. O mecanismo de ação é o mesmo dos vernizes convencionais.

### 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** o verniz cavitário é considerado, como já mencionado, um material vedante ou selante que deve ser aplicado para formar uma fina camada de resinas sobre a dentina exposta. Nessa situação, promove o selamento ou vedamento dos túbulos dentinários protegendo o complexo dentina-polpa das agressões externas, além das substâncias provenientes dos materiais restauradores definitivos utilizados pelo cirurgião-dentista.

Este material promove a formação de uma fina película semipermeável que atua como uma barreira à penetração de agentes biológicos como as bactérias ou de substâncias químicas. Portanto, ao aplicar o verniz sobre a superfície da dentina, consegue-se a obliteração dos túbulos dentinários, contribuindo, inclusive, para o controle da sensibilidade pós-operatória.

Funciona também como uma barreira temporária superficial à perda de componentes de alguns cimentos odontológicos, como por exemplo, o cimento de ionômero de vidro e o cimento de fosfato de zinco. Os vernizes agem, portanto, nessa situação como agentes de proteção indiretos, ou seja, protegem os cimentos utilizados como agentes de proteção.

Apresenta pH próximo do neutro, em torno de 5 a 6. Contudo, devido à presença do conteúdo resinoso e dos solventes, não deve ser aplicado em cavidades profundas, uma vez que o contato direto das resinas ou dos solventes com a polpa pode gerar uma inflamação irreversível.

**Propriedades Químicas e Físicas:** trata-se de um líquido fluido, portanto com baixa resistência ao escoamento, de fácil aplicação e espalhamento sobre a superfície dentinária com bom molhamento.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** apesar de ser constituído por resinas, possui baixa capacidade de isolar o complexo dentina-polpa térmica e eletricamente por ser aplicado em uma fina película de até 0,05 mm. Entretanto, diminui, mesmo que timidamente, a propagação do calor ou corrente elétrica em direção ao tecido pulpar.

**Propriedades Mecânicas:** apresenta baixa resistência mecânica, desta forma não deve ser aplicado em uma camada espessa ou com excesso. A película resinosa formada possui porosidades que comprometem sua integridade e, conseqüentemente, sua resistência. É, então, menos resistente quando comparado a outros agentes selantes, como por exemplo, os sistemas adesivos.

**Propriedades Ópticas:** consiste em um líquido claro ligeiramente amarelado que não interfere na coloração dos outros materiais utilizados em conjunto (amálgama odontológico, cimento de ionômero de vidro ou cimento de fosfato de zinco).

## 5 Manipulação

**Instrumental:** 2 potes dappen (ou um pote dappen e uma pequena placa de vidro), aplicador descartável do tipo *brush* ou uma bolinha de algodão bem compacta e pinça clínica. A imagem 2 demonstra o instrumental necessário para uso do verniz.



**Imagem 2:** Instrumental utilizado para manipulação do verniz cavitário convencional.

**Proporcionamento:** deve-se dispensar uma pequena porção (duas ou três gotas) do verniz cavitário no interior de um pote dappen. Deve-se, portanto, evitar coletar o verniz diretamente do frasco utilizando o *brush* de aplicação do material na cavidade, procedimento favorável à contaminação cruzada.

Em seguida, o cirurgião-dentista deve tampar o pote dappen com outro pote dappen ou ainda com uma pequena placa de vidro a fim de evitar a evaporação do solvente presente no verniz, substância extremamente volátil. A figura 3 demonstra como deve ser dispensado o verniz e como o pote dappen deve ser tampado (Imagem 3).



**Imagem 3:** Proporcionamento do verniz cavitário convencional

## Capítulo 2 | Verniz Cavitário Convencional

**Manipulação:** o frasco deve ser sempre agitado antes do proporcionamento visando homogeneizar os componentes do verniz. Após ser dispensado no dappen deve ser agitado com auxílio de um aplicador *brush* ou bolinha de algodão presa a uma pinça clínica (Imagem 4).



**Imagem 4:** Manipulação do verniz cavitário convencional

**Aplicação:** a aplicação nas paredes das cavidades ou sobre os demais agentes de proteção (CIV e FZn) pode ser realizada com o auxílio de um pincel aplicador descartável do tipo *brush* ou com uma bolinha de algodão presa por uma pinça clínica.

A primeira camada deve ser aplicada sob agitação, espalhando o verniz por toda a superfície exposta de dentina. Em seguida, espera-se cerca de 20 a 30 segundos para a infiltração das resinas. Deve-se, então, dispensar um leve jato de ar por aproximadamente 20 segundos. Este procedimento permite volatilizar (evaporar) o solvente e manter na região aplicada somente uma fina camada de resina.

A aplicação do verniz deve ser repetida por 2 ou até 3 vezes, garantindo a formação de uma camada de resina uniforme capaz de selar os túbulos dentinários expostos. A cada aplicação deve-se repetir o processo de agitação do verniz e evaporação do solvente até ser possível observar uma camada fina e sem excessos nas paredes laterais ou no assoalho da cavidade. A imagem 5 demonstra a sequência e os cuidados para a aplicação do verniz cavitário convencional sobre a superfície de dentina exposta.







**Imagem 5:** Aplicação do verniz cavitário convencional

O verniz é também usado como material de proteção para o cimento de ionômero de vidro (CIV) em restaurações diretas ou cimentação de restaurações indiretas e para o cimento de fosfato de zinco (FZn) também quando utilizado para confecção de restaurações diretas ou cimentação. Portanto, deve ser aplicado sobre o CIV evitando os fenômenos de sinérese e embebição, que se caracterizam pela troca de água do material com o meio bucal externo, assim como sobre o FZn devido a sua alta solubilidade aos fluidos bucais. Portanto, o verniz impermeabiliza a superfície de uma restauração confeccionada com esses cimentos, como também, a linha de cimentação exposta ao meio externo, após a cimentação de uma prótese. A imagem 6 apresenta um preenchimento de CIV que deve ser protegido com verniz cavitário.





**Imagem 6:** Aspecto final do verniz cavitário convencional aplicado.

## 6 Indicações

### Vedante sob amálgama odontológico

Os agentes de proteção do complexo dentina-polpa que podem ser aplicados antes da confecção de uma restauração de amálgama odontológico devem ser selecionados de acordo com a profundidade da cavidade. Como já explicado neste capítulo, em situações onde a cavidade formada por uma lesão de cárie é de rasa a média profundidade o material de escolha poderá ser o verniz cavitário. Em cavidades profundas ou bastante profundas, outros agentes devem ser empregados juntamente com o verniz quando o material definitivo escolhido para a confecção da restauração for o amálgama.

Desta forma, o complexo dentina-polpa ficará protegido contra o influxo de bactérias ou substâncias químicas pelos túbulos dentinários e contra a movimentação do fluido dos túbulos dentinários (fluido tubular) provocada pela pressão oclusal e estímulos térmicos e elétricos provenientes do material restaurador metálico utilizado (amálgama). Evita, ainda, a dor ocasionada como consequência do galvanismo bucal (choque galvânico).

O verniz quando em contato com as paredes cavitárias sela os túbulos dentinários diminuindo a permeabilidade da dentina e minimizando o potencial de microinfiltração. Pode também evitar o manchamento dos tecidos dentais quando óxidos metálicos forem liberados da restauração pela corrosão do amálgama ao longo do tempo.

Entretanto, com o passar do tempo o verniz poderá se dissolver devido à degradação da película resinosa, o que causaria a formação de uma fenda entre a dentina e a restauração. Porém, com a deposição dos produtos de corrosão do amálgama ocorrendo de forma gradual, este gap criado será preenchido por óxidos metálicos vedando as margens da restauração.

### Selante sobre restauração direta ou linha de cimentação

A reação de presa do cimento de ionômero de vidro depende da formação de ligações químicas entre os íons liberados pela ação do ácido poliacrílico com as partículas de vidro do pó e as cadeias orgânicas poliméricas do próprio ácido. Portanto, quando inseridos em uma cavidade devem ser protegidos, evitando o contato do cimento com a água proveniente da saliva. Caso o cimento não esteja impermeabilizado, poderá trocar moléculas de água através dos fenômenos de sinérese e embebição com o meio oral e, desta forma, perder os íons responsáveis pela presa por lixiviação. A impermeabilização do cimento poderá ser feita com a aplicação do verniz cavitário. Este agente, aplicado sobre o cimento, evita a troca de água do cimento imaturo com o meio externo em sua fase crítica de geleificação que ocorre após a presa inicial ter sido alcançada.

Já o cimento de fosfato de zinco apresenta um tempo de presa longo e deste modo deve-se evitar que áreas livres deste material fiquem expostas ao meio bucal, especialmente, quando este cimento for utilizado como agente de cimentação de próteses ou como restaurador provisório. Trata-se de um cimento com alta solubilidade aos fluidos bucais e, portanto, não deve permanecer em contato com a saliva até sua presa final. Para protegê-lo deve-se aplicar uma fina camada de verniz cavitário ou outro material impermeável na interface dente/restauração. Tal procedimento fornece condições para que o cimento ganhe mais resistência à solubilidade com o decorrer do processo de presa.

## 7 Contraindicações

Os vernizes cavitários jamais devem ser aplicados antes do uso do cimento de ionômero de vidro, uma vez que caso isto seja feito a adesão característica do cimento de ionômero de vidro aos tecidos dentais não será alcançada, já que o verniz irá atuar como uma barreira impedindo a formação de ligações químicas do cimento ao tecido dental.

Os vernizes também não devem ser utilizados sob materiais resinosos, como por exemplo, em cavidades que serão restauradas com resina composta, provisórios confeccionados em resina acrílica ou em cimentações com cimentos resinosos. O solvente presente no verniz dissolve os monômeros constituintes desses materiais poliméricos interferindo na sua polimerização. São solventes orgânicos como aqueles presentes nos sistemas adesivos.

## Leitura Recomendada

Al-Omari QD, Al-Omari WM, Omar R. Factors associated with postoperative sensitivity of amalgam restorations. *J Ir Dent Assoc.* 200;55(2):87-91.

Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários.* 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

Anusavice KJ. *Philips Materiais Dentários.* 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips Materiais Dentários.* 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

- Ben-Amar A, Cardash HS, Judes H. The sealing of the tooth/amalgam interface by corrosion products. *J Oral Rehabil.* 1995;22(2):101-104.
- Ben-Amar A, Liberman R, Bar D, Gordon M, Judes H. Marginal microleakage: the effect of the number of cavity-varnish layers and the type of amalgam used. *Dent Mater.* 1986;2(1):45-47.
- Ben-Amar A, Nordenberg D, Liberman R, Fischer J, Gorfil C. The control of marginal microleakage in amalgam restorations using a dentin adhesive: a pilot study. *Dent Mater.* 1987 Apr;3(2):94-96.
- Browning WD, Johnson WW, Gregory PN. Reduction of postoperative pain: a double-blind, randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(12):1661-1667.
- Busato A. *Dentística – Filosofia, Conceitos e Prática Clínica.* Grupo Brasileiro de Professores de Dentística. São Paulo: Artes Médicas, 2005.
- Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials.* 11. ed. Saint Louis: Mosby, 2002.
- Dachi SF, Stigers RW. Reduction of pulpal inflammation and thermal sensitivity in amalgam-restored teeth treated with copal varnish. *J Am Dent Assoc.* 1967;74(6):1281-1285.
- Freires IA, Cavalcanti YW. Proteção do complexo dentinopulpar: indicações, técnicas e materiais para uma boa prática clínica. *Revista Brasileira de Pesquisa em Saúde.* 2011;13(4):69-80.
- Going RE. Cavity liners and dentin treatment. *J Am Dent Assoc.* 1964;69:416-422.
- Going RE. Reducing marginal leakage: a review of materials and techniques. *J Am Dent Assoc.* 1979;99(4):646-651.
- Going RE, Massler M. Influence of cavity liners under amalgam restorations on penetration by radioactive isotopes. *J Prosthet Dent.* 1961;11:298-312.
- Hajizadeh H, Akbari M, Ghavamnasiri M, Abedini S. Clinical evaluation of a resin-based desensitizing agent and a self-etching adhesive on the reduction of postoperative sensitivity of amalgam restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(7):9-16.
- Hilton TJ. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Oper Dent.* 1996;21(4):134-146.
- Jodaikin A. Experimental microleakage around ageing dental amalgam restorations: a review. *J Oral Rehabil.* 1981;8(6):517-526.
- Myaki SI, Rodrigues CR, Raggio DP, Flores TA, Matson MR. Microleakage in primary teeth restored by conventional or bonded amalgam technique. *Braz Dent J.* 2001;12(3):197-200.
- Noort RV. *Introdução aos Materiais Dentários.* Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- Pashley DH, O'Meara JA, Williams EC, Kepler EE. Dentin permeability: effects of cavity varnishes and bases. *J Prosthet Dent.* 1985;53(4):511-516.
- Prabhakar AR, Subhadra HN, Kurthukoti AJ, Shubha AB. Sealing ability and thermal diffusivity of cavity lining materials: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2008;26(Suppl 2):S62-67.
- Reis A, Loguércio AD. *Materiais dentários diretos: dos fundamentos à aplicação clínica.* São Paulo: Santos; 2007.
- Ritter AV, Swift Jr EJ. Current restorative concepts of pulp protection. *Endod Topics.* 2003;5(1):41-48.

Sakaguchi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

Swartz ML, Phillips RW. Influence of manipulative variables on the marginal adaptation of certain restorative materials. J Prosthet Dent. 1962;12:172-181.

Weiner R. Liners and bases in general dentistry. Aust Dent J. 2011;56(Suppl 1):11-22.

# Capítulo 3

*André Guaraci De Vito Moraes*

*Alexandre Moraes*

Produtos de Hidróxido  
de Cálcio

### 1 Introdução

Os produtos de hidróxido de cálcio são bastante utilizados na Dentística Restauradora com o objetivo de sanificar as cavidades que acometem os dentes, assim como e principalmente, por sua ação bioativa sobre a dentina. São, portanto, biomateriais biocompatíveis (não causam danos aos tecidos), e especialmente capazes de estimular as células do tecido pulpar a reparar danos à dentina adjacente (bioatividade). São também utilizados na Endodontia como agentes sanitizantes por promoverem a descontaminação dos canais radiculares.

Nesse capítulo, dar-se-á ênfase à utilização desses materiais como agentes de proteção do complexo dentina-polpa, auxiliando a reparação dos tecidos dentais que serão restaurados.

### 2 Apresentação comercial

O hidróxido de cálcio é um biomaterial bastante utilizado para realização dos forramentos cavitários ou capeamento pulpar. É constituído por uma base produzida pela reação do óxido de cálcio ( $\text{CaO}$ ) com água ( $\text{H}_2\text{O}$ ), cuja fórmula está apresentada a seguir:  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ . Na odontologia pode ser manipulado de algumas formas diferentes de acordo com a apresentação comercial. Pode ser utilizado sob a forma de um cimento formado por duas pastas (pasta-pasta), sob a forma de uma solução, suspensão ou pasta a partir da utilização de um pó (PA: pró-análise) (Imagem 1) ou ainda modificado por componentes resinosos fotopolimerizáveis, mas que diminuem sua ação bioativa.



**Imagem 1:** Apresentação comercial dos produtos de hidróxido de cálcio (PA e Cimento)

### 3 Composição

O hidróxido de cálcio P.A., ou seja, pró-análise, é constituído por um pó de Hidróxido de Cálcio puro (99 a 100,5%) que pode ser utilizado em mistura com água destilada, solução fisiológica ou solução anestésica ou até mesmo em pó.

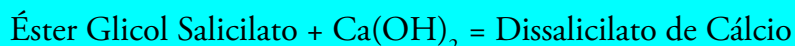
O cimento de hidróxido de cálcio pasta-pasta possui na sua composição substâncias capazes de fazer com que o cimento tome presa ao final de uma reação química. A seguir está apresentada a composição deste cimento:

*Pasta Base:* Ester glicol salicilato, Fosfato de cálcio, Tungstato de cálcio, Óxido de zinco, corantes minerais.

*Pasta Catalisadora:* Hidróxido de cálcio, Óxido de zinco, Dióxido de titânio, Estearato de zinco, Etiltolueno sulfonamida, Corantes minerais.

### Reação de Presa

Quando o hidróxido de cálcio é manipulado sob a forma de um cimento pasta-pasta, o material toma presa (endurece). O hidróxido de cálcio (presente na pasta catalisadora) reage com o ester glicol salicilato (presente na pasta base) produzindo o dissalicilato de cálcio que dá presa ao cimento (Figura 1).



**Figura 1:** reação de presa do Cimento de Hidróxido de Cálcio

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** os produtos de hidróxido de cálcio, por serem formados por uma base, possuem pH bastante alcalino ( $\sim \text{pH}=14$ ). Esta característica propicia o surgimento de um estímulo crônico de baixa intensidade ao tecido pulpar (necrose por coagulação). A polpa reage a este estímulo produzindo uma nova camada de dentina chamada de *dentina terciária reacional ou reparadora*. Os odontoblastos são as células pulpares responsáveis pela produção de dentina e, neste momento, são recrutadas para secretarem a matriz orgânica extracelular de dentina terciária que será em seguida mineralizada, com o objetivo de criar uma barreira biológica mineral para proteger a polpa das agressões que o órgão dental está sofrendo, preservando, assim, sua vitalidade.

A dentina terciária recém-produzida após a estimulação do tecido pulpar pelos produtos de hidróxido de cálcio consegue obliterar a câmara pulpar impedindo que os agentes agressores (físicos, químicos ou biológicos) possam atingir a polpa dental. Os produtos de hidróxido de cálcio podem ser considerados materiais bioativos.

Além disso, por ser um material altamente alcalino, estes materiais possuem uma importante atividade antibacteriana, contribuindo com a eliminação dos microrganismos causadores das lesões da cárie dental. A hidroxila liberada ( $\text{OH}^-$ ) age sobre a membrana plasmática da célula bacteriana, interferindo com sua permeabilidade, inviabilizando-a. Esses biomateriais também possuem efeito hemostático, ou seja, promovem a coagulação sanguínea interrompendo o sangramento pulpar. Íons cálcio participam da ativação de enzimas (trombinas) capazes de produzir a rede de fibrinas que forma o coágulo sanguíneo.

**Propriedades Químicas e Físicas:** sob a forma de cimento possui em sua composição substâncias que o tornam radiopaco (tungstato de cálcio), característica que facilita sua detecção em imagens radiográficas. Apresenta alta solubilidade e, por isso, deve estar protegido dos fluidos orais.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** mesmo sob a forma de um cimento, possuem baixa capacidade de isolar o complexo dentino-pulpar térmica e eletricamente. Embora sejam capazes de impedir a condução dos estímulos térmicos e elétricos, são aplicados em pequenas porções, de pouca espessura, apenas na região de maior profundidade ou exposição pulpar, o que limita sua capacidade isolante.

**Propriedades Mecânicas:** possuem baixa resistência mecânica, ou seja, não suportam tensões elevadas, atingindo o limite de ruptura em baixas tensões. Portanto, são aplicados na cavidade em fina camada apenas na região onde se busca a estimulação biológica da polpa dental.

**Propriedades Ópticas:** os cimentos recebem a adição de corantes de origem mineral que buscam fazer com que a cor do cimento se pareça com a cor da dentina, evitando alterações de cor perceptíveis nos materiais restauradores estéticos. Ainda assim, possuem uma cor alaranjada que pode interferir em restaurações anteriores de menor espessura.

## 5 Manipulação

### Hidróxido de Cálcio Pró-análise (PA) – $\text{Ca(OH)}_2$ PA

**Instrumental:** frasco de vidro, espátula nº 50, espátula nº 01, condensadores Ward nº 01 ou 02 e uma placa de vidro (Imagem 2).



**Imagem 2:** Instrumental utilizado para manipulação do hidróxido de cálcio PA.



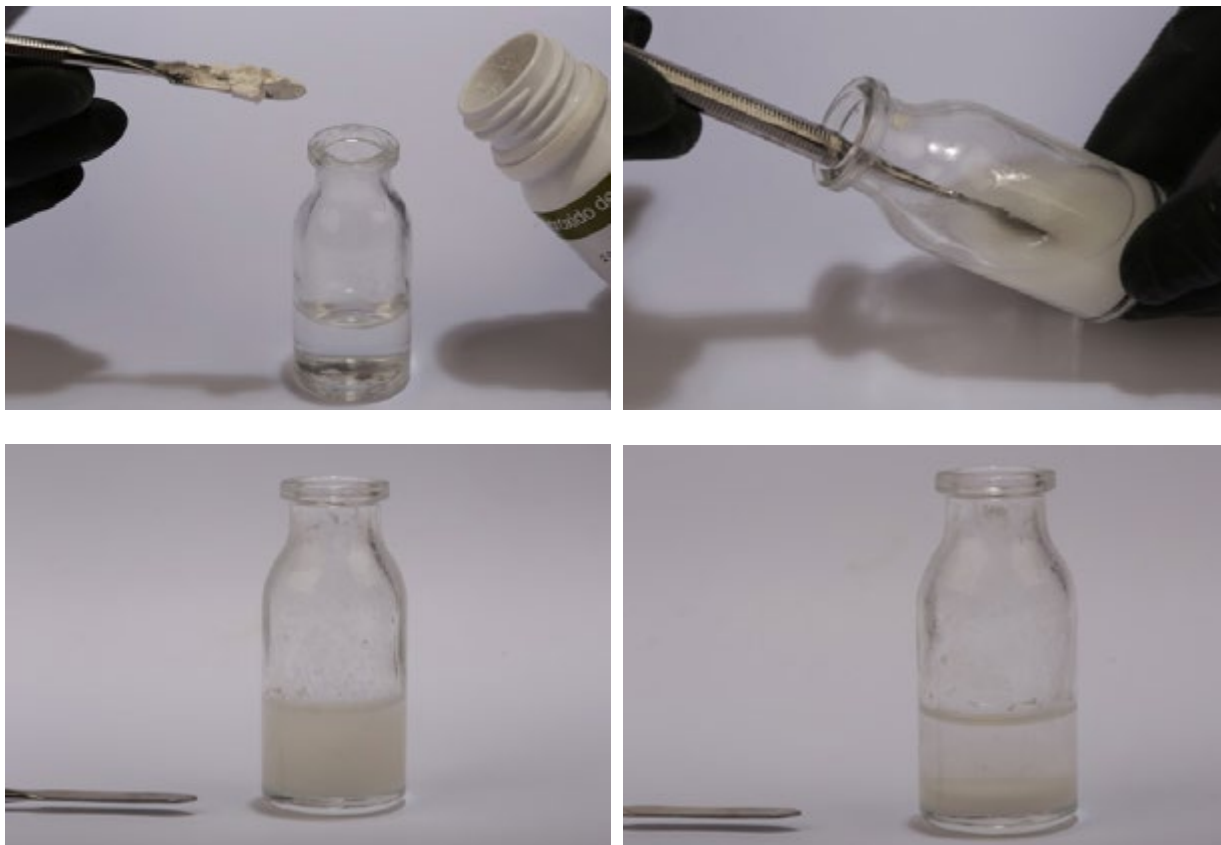
**Proporcionamento:** produzir uma solução de aproximadamente 0,2% de hidróxido de cálcio, ou seja, misturar 0,2g de pó em 100 ml de água destilada, soro fisiológico ou solução anestésica. A mistura entre o pó de hidróxido de cálcio e o solvente (água destilada, solução fisiológica ou solução anestésica) deve ser realizada dentro do frasco de vidro como demonstrado na imagem 3. É também possível realizar a saturação do solvente com o pó de hidróxido de cálcio sobre a placa de vidro (imagem 3). No frasco de vidro é possível produzir uma solução de hidróxido de cálcio e uma suspensão (precipitado no fundo do frasco – corpo de chão). Na placa de vidro obtém-se apenas a suspensão (pasta).



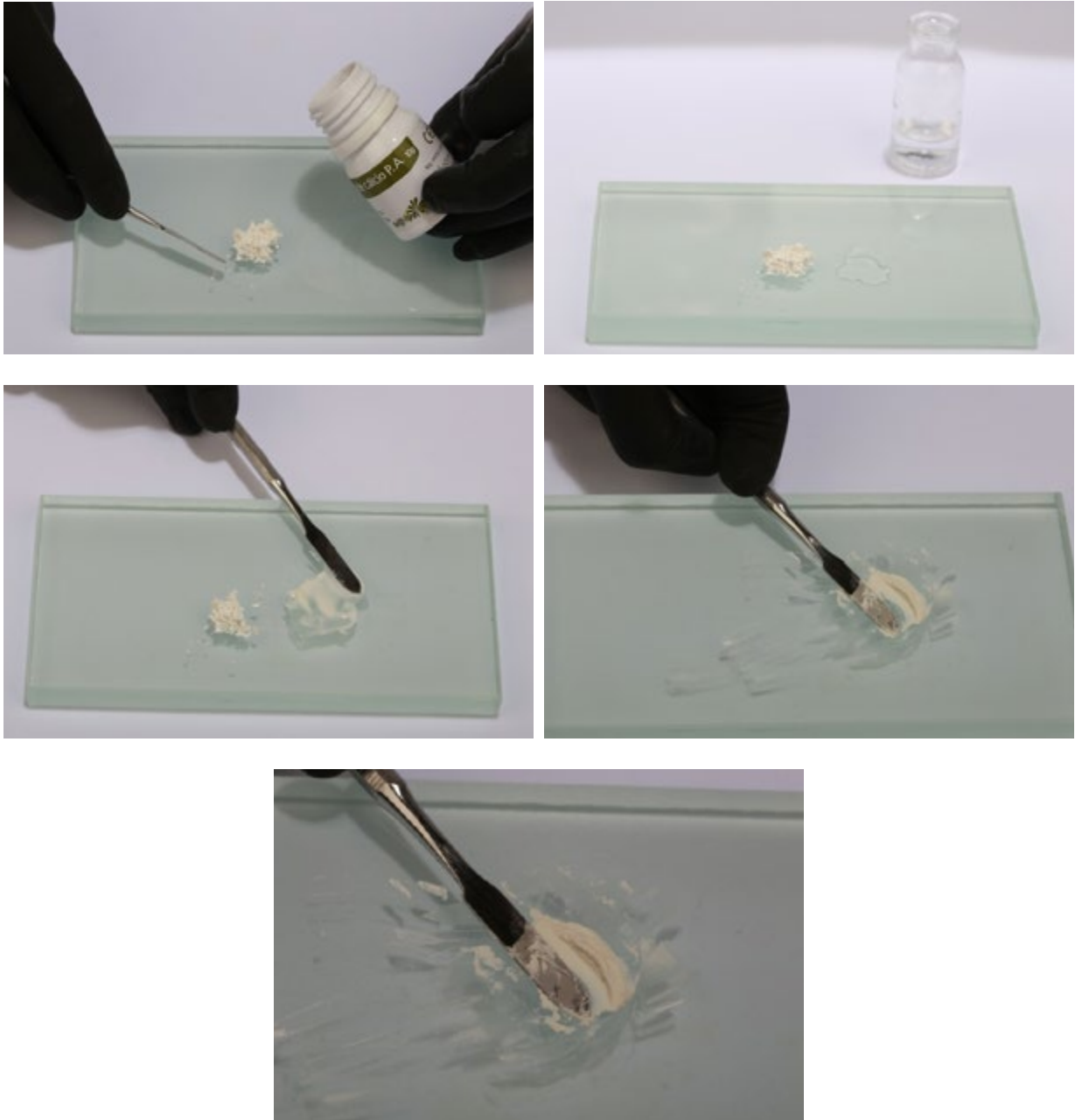
**Imagem 3:** Proporcionamento do hidróxido de cálcio PA

**Manipulação:** No frasco de vidro deve-se misturar o pó com o solvente escolhido. Com o auxílio da espátula nº 50 deve-se dispensar o pó proporcionado para o interior do frasco que contém o solvente. Solvente e soluto (pó de hidróxido de cálcio) devem ser agitados para a produção da solução. Em seguida, ao saturar a solução, deve-se manter o frasco em repouso para aguardar a decantação do excesso do pó, produzindo desta forma, a suspensão de hidróxido de cálcio (pasta).

Na placa de vidro deve-se misturar o pó aleatoriamente em quantidade suficiente para saturar o solvente escolhido com auxílio da espátula nº 50. A imagem 4 demonstra a manipulação do hidróxido de cálcio pró-análise no frasco. A imagem 5 demonstra a manipulação na placa de vidro.



**Imagem 4:** Manipulação do hidróxido de cálcio PA no frasco.

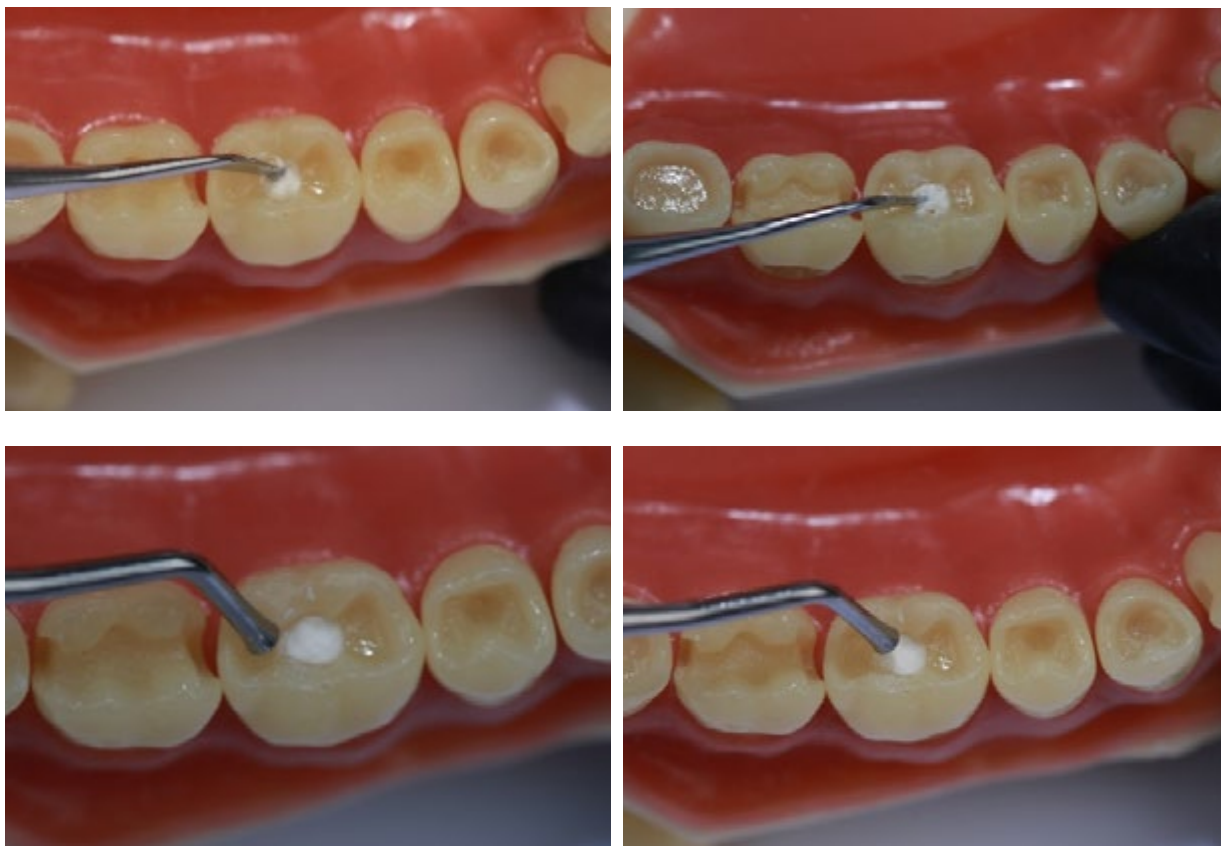


**Imagem 5:** Manipulação do hidróxido de cálcio PA na placa de vidro.

**Aplicação:** a solução de hidróxido de cálcio presente no sobrenadante do frasco de vidro pode ser retirada com o auxílio de uma seringa de irrigação e usada para a lavagem da cavidade. O pó sedimentado no fundo do frasco sob a forma de uma pasta (suspensão) de hidróxido de cálcio deve ser aplicado na região de microexposição pulpar.

A pasta obtida pela mistura pó-solvente na placa de vidro também é utilizada para a realização do capeamento pulpar direto, ou seja, diretamente sobre a exposição pulpar. Vale dizer que o cimento de hidróxido de cálcio deve ser aplicado sobre essa suspensão. Esse procedimento é importante, uma vez que o cimento é um material capaz de tomar presa através de uma reação química (endurece), obtendo resistência suficiente para manter todo o conjunto em posição a fim de que esses agentes de proteção possam exercer sua ação sobre o complexo dentina-polpa.

A imagem 6 demonstra a aplicação da pasta de hidróxido de cálcio em região mais profunda da cavidade com exposição pulpar. A pasta pode ser levada à cavidade com auxílio da espátula nº 01 de inserção e levemente condensada na região em que deve permanecer com auxílio dos condensadores Ward.



**Imagem 6:** Aplicação do hidróxido de cálcio PA

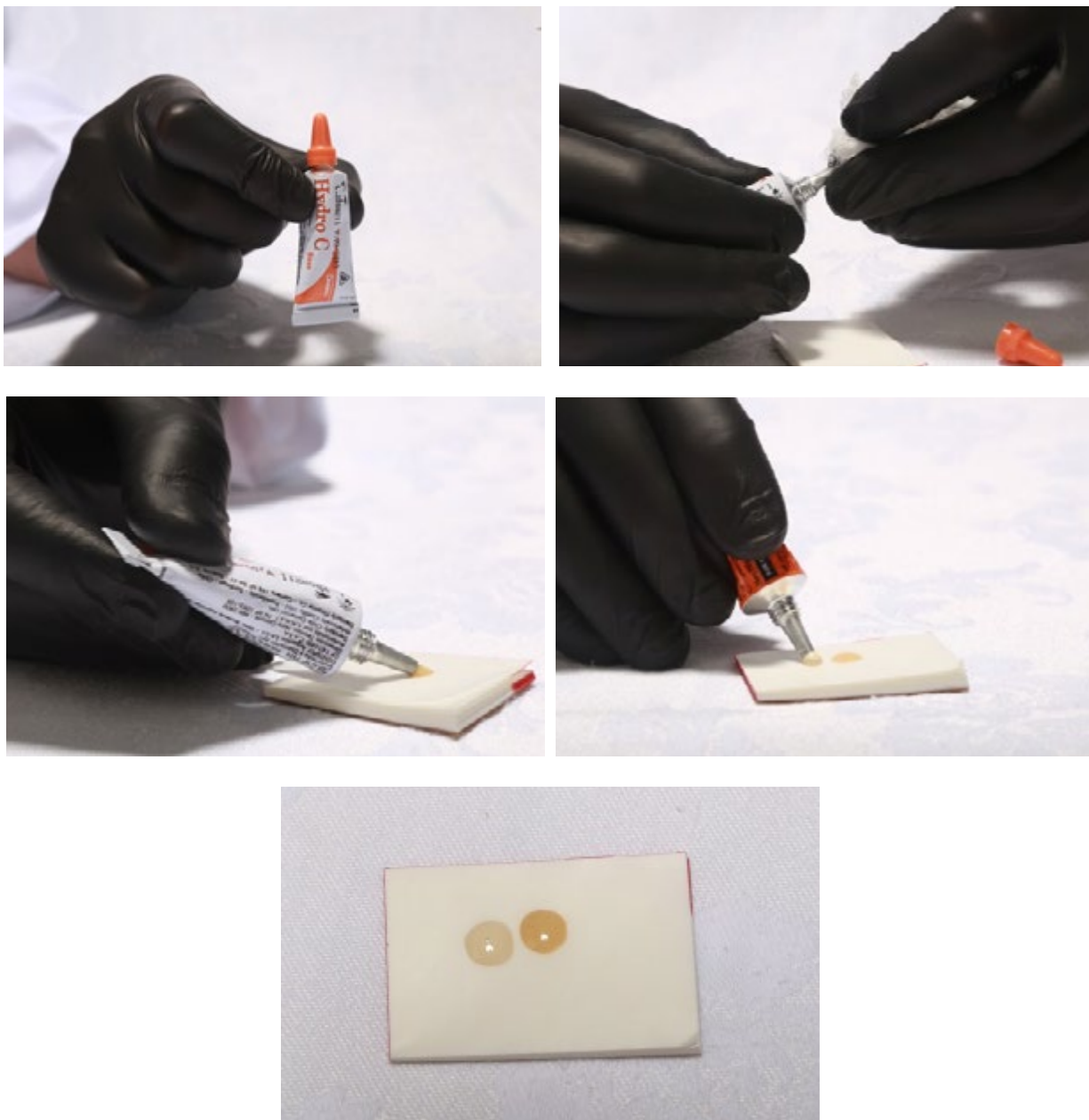
## Cimento de Hidróxido de Cálcio Pasta-Pasta – $\text{Ca(OH)}_2$

**Instrumental:** bloco de papel ou placa de vidro, espátula nº 50, aplicador de hidróxido de cálcio, sonda exploradora nº 05 e holemback 3S (Imagem 7).



**Imagem 7:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento de hidróxido de cálcio

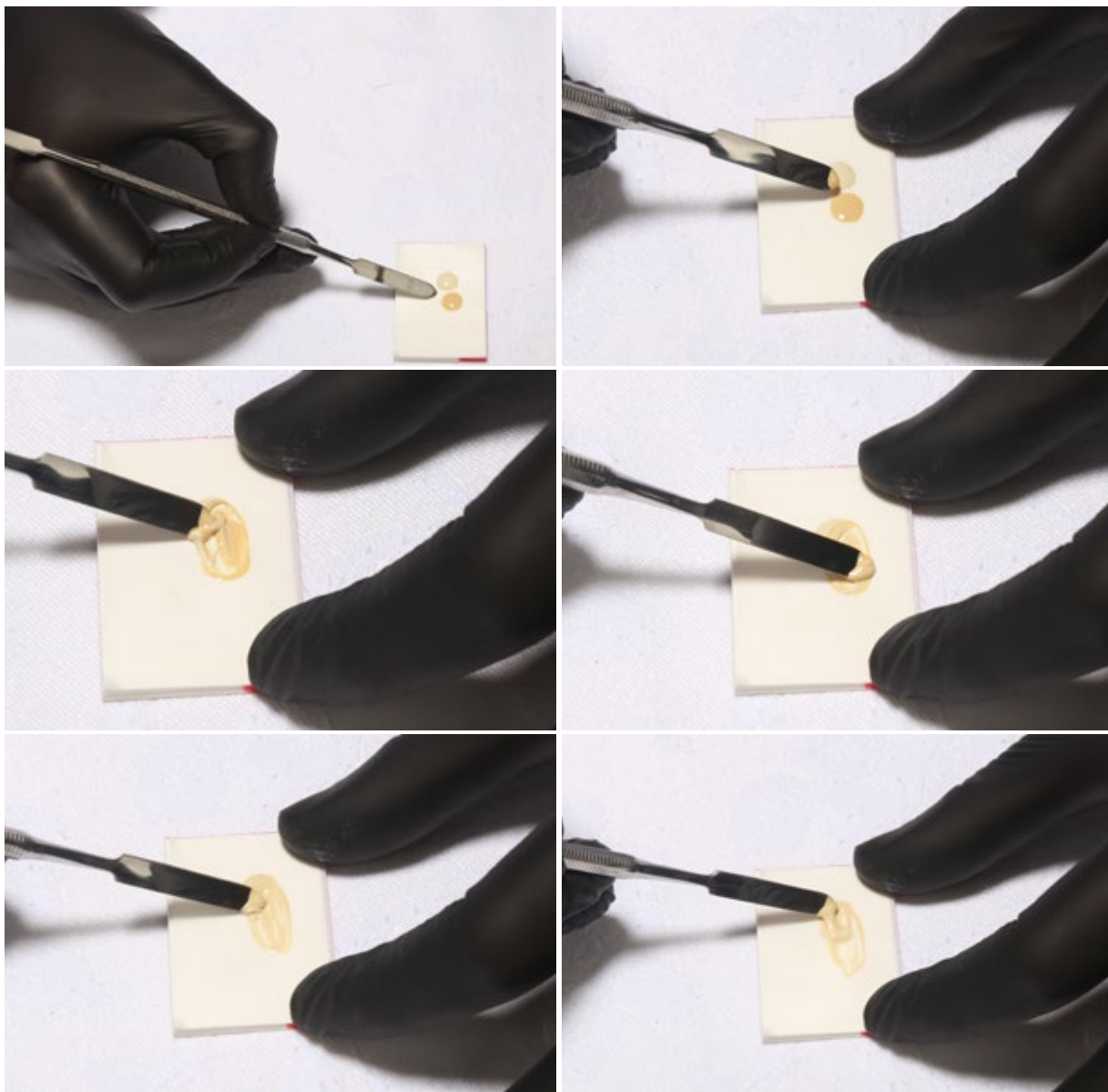
**Proporcionamento:** antes de abrir a embalagem pela primeira vez, é necessário tentar diminuir sua pressão interna pressionando a bisnaga lateralmente como demonstrado na imagem 8. Desta maneira, evita-se que ao abrir a tampa da bisnaga o cimento comece a extravasar em demasia. Dispensar porções iguais em volume da pasta base e da pasta catalisadora. Dessa forma, haverá quantidades suficientes e iguais entre os reagentes da reação química de presa do cimento (Imagem 8).

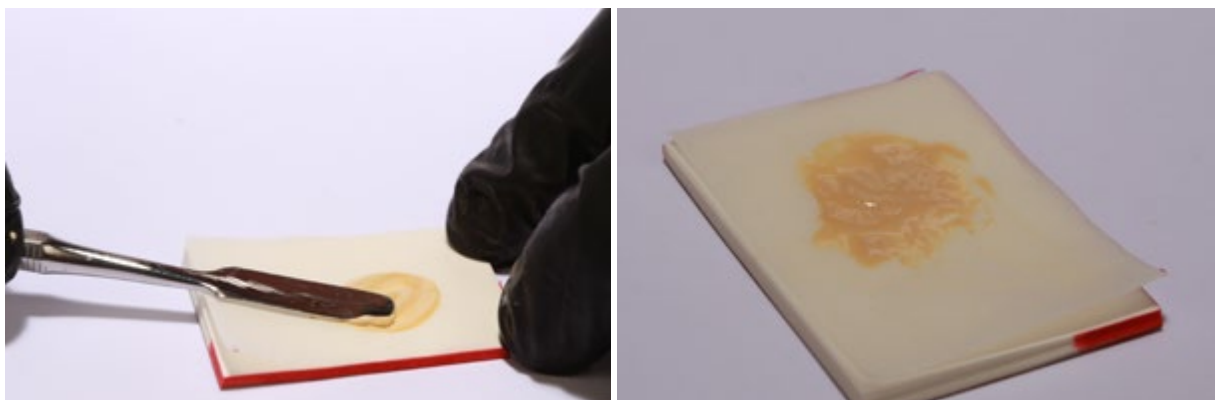


**Imagem 8:** Proporcionamento do cimento de hidróxido de cálcio.



**Manipulação:** com auxílio da espátula nº 50 ou mesmo do próprio aplicador de hidróxido de cálcio, deve-se misturar as duas pastas, por aproximadamente 10 segundos, até que se obtenha uma mistura com cor homogênea e brilhante, fazendo com que os componentes da pasta base entrem em contato com os componentes da pasta catalisadora. Não devem ser observadas as cores originais das pastas base e catalisadora na mistura obtida. A imagem 9 apresenta a manipulação das pastas até a obtenção da mistura final ideal.



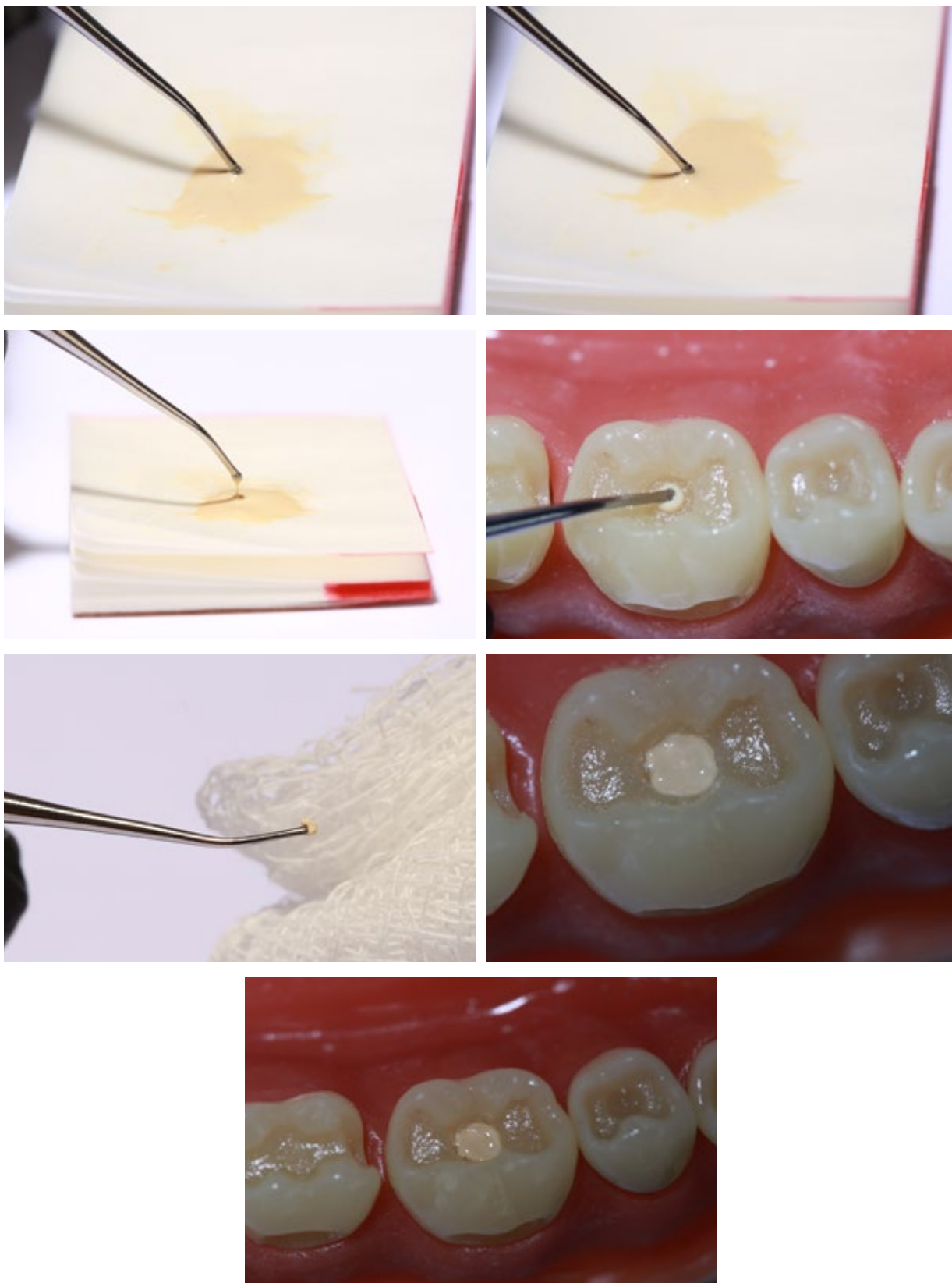


**Imagem 9:** Manipulação do cimento de hidróxido de cálcio

**Aplicação:** Utilizando o aplicador de hidróxido de cálcio, devemos tocar na superfície do material e, em seguida, aplicá-lo sobre a parede pulpar ou axial, na região mais profunda da cavidade em uma fina camada. Este é um cuidado muito importante, pois como o material possui baixa resistência mecânica, jamais deverá ser aplicado em uma camada muito espessa que poderá fraturar quando as forças mastigatórias incidirem sobre o dente. Deve-se também evitar o contato do cimento com as paredes laterais da cavidade. Caso haja acidentalmente o contato com as paredes circundantes, o excesso de cimento deve ser removido com o auxílio de uma sonda exploradora nº 05 ou, em casos de muito excesso, com um Holeback 3S. Se for necessário fazer uma segunda aplicação do material, deve-se realizar a limpeza do aplicador de hidróxido de cálcio com uma gaze antes de encostá-lo novamente na mistura obtida no bloco de papel. Dessa maneira será possível fazer com que a nova porção do cimento fique aderida ao aplicador até que ela seja conduzida novamente à cavidade no dente. Não é necessário esfregar o cimento no assoalho da cavidade, mas apenas tocar o instrumental no assoalho para que o cimento fique nele aderido (Imagem 10).

Especialmente quando o material restaurador definitivo escolhido é a resina composta, todo o excesso de cimento deve ser removido. Além da baixa resistência mecânica, o excesso de cimento impedirá a criação da interface adesiva, formada através dos sistemas adesivos, dificultando a adesão das resinas aos tecidos dentais.





**Imagem 10:** Aplicação do cimento de hidróxido de cálcio

### 6 Indicações

#### Solução / Pasta: Exposição pulpar – Capeamento pulpar direto

Sobre a polpa exposta acidentalmente pelo dentista durante a remoção do tecido infectado pela cárie e antes mesmo da aplicação do cimento de hidróxido de cálcio, deve-se irrigar a cavidade com a solução de hidróxido de cálcio (também conhecida como água de cal) com a intenção de provocar a hemostasia e a assepsia da cavidade. Em seguida deve-se aplicar a pasta de hidróxido de cálcio P.A. sobre a exposição pulpar. O contato dessa base alcalina induzirá uma irritação crônica de baixa intensidade e a necrose superficial da polpa, estimulando os odontoblastos a reagirem contra esse estímulo. Sob a forma de pasta, este material exerce sua função de maneira bastante eficiente, uma vez que íons liberados pela pasta se movimentam de forma mais eficiente em direção à polpa.

Pode-se também aplicar o próprio pó de hidróxido de cálcio P.A. sobre a exposição pulpar, sem misturá-lo previamente com água destilada ou soluções fisiológica e anestésica. Neste caso, o pó irá se misturar com o plasma sanguíneo, produzindo uma suspensão sobre a exposição pulpar, causando o estímulo necessário à resposta pulpar devido à liberação de hidroxilas (OH<sup>-</sup>).

Sob essa apresentação (PA), este material também pode ser indicado para o tratamento dos canais radiculares (tratamento endodôntico). A solução de hidróxido de cálcio pode ser utilizada para a irrigação (lavagem) dos canais radiculares e a pasta de hidróxido de cálcio como medicação intracanal (MIC). A pasta deve ser dispensada dentro dos canais já instrumentados onde permanece por cerca de 15 dias, período necessário para que exerça sua ação antibacteriana. Em tratamentos em que a polpa está necrosada (morta) é bastante indicado.

#### Cimento: Forramento / Capeamento pulpar

O cimento de hidróxido de cálcio é indicado como material forrador e como material para capeamento pulpar. Deverá ser utilizado sempre que o cirurgião-dentista estiver tratando de uma cavidade dental profunda ou bastante profunda, ou seja, bem próxima da câmara pulpar (Figura 2).

Quando a cavidade for profunda, uma fina película deve ser aplicada na região de maior profundidade do assoalho da cavidade, evitando, inclusive, que as paredes laterais da cavidade fiquem impregnadas com o cimento. Neste caso, o cirurgião-dentista estará realizando um *forramento* para que, em seguida, uma restauração provisória ou definitiva possa ser confeccionada.

Se a cavidade for bastante profunda, ou seja, muito próxima da câmara pulpar, deve-se mais uma vez aplicar uma fina película sobre o assoalho da cavidade. Mas, neste momento estará sendo realizado o *capeamento pulpar indireto*. Isto quer dizer que embora seja uma cavidade bastante profunda ainda não houve a exposição pulpar, ou seja, a polpa está ainda totalmente contida dentro da câmara pulpar.

Entretanto, quando ao preparar a cavidade, removendo dela todo o tecido atingido pela cárie ou em consequência de um trauma, houver uma pequena exposição acidental do tecido pulpar, realizar-

-se-á o **capeamento pulpar direto**, ou seja, uma fina película de cimento de hidróxido de cálcio deverá ser aplicada no assoalho da cavidade e sobre a pasta de hidróxido de cálcio PA já aplicada na região da exposição. Vale ainda ressaltar que para que esta opção terapêutica possa ser selecionada algumas condições devem ser respeitadas. São elas: o paciente deve ser jovem, a exposição pulpar deve ter sido pequena e acidental, além de ter a certeza de que a cavidade está totalmente isolada sem ter havido qualquer contaminação do campo operatório com saliva.



**Figura 2:** Indicações do Cimento de Hidróxido de Cálcio

Quando estas condições forem respeitadas, o capeamento pulpar direto tende a ter um bom prognóstico, ou seja, a polpa tende a conseguir se recuperar da agressão sofrida e mantém-se a vitalidade do órgão dental. Caso o contrário ocorra, o tratamento endodôntico (tratamento dos canais radiculares) deverá ser realizado e, sendo assim, o dente perderá sua vitalidade.

## 7 Contraindicações

Os produtos à base de hidróxido de cálcio não necessitam ser utilizados em cavidades de profundidade média ou rasa, uma vez que há pouco espaço para a confecção da restauração definitiva, além do fato de que pela distância do tecido pulpar, esses biomateriais não conseguem exercer suas propriedades biológicas.

Em casos de exposição pulpar causada pelo próprio avanço da doença cárie ou mesmo por um trauma mais severo ou por falta de isolamento do campo operatório ocasionando a contaminação da cavidade pela saliva do paciente, os biomateriais à base de hidróxido de cálcio não devem mais ser utilizados, já que a contaminação da câmara pulpar por bactérias já deve ter acontecido.

## Leitura recomendada

Anusavice KJ. *Philips Materiais Dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips Materiais Dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

Chain MC. *Materiais Dentários*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série Abeno), 2013.

Craig RG, Powers JM. *Materiais Dentários Restauradores*. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004.

- Consolaro A. Posso preparar o dente que a polpa resistirá as agressões operatórias? Critérios para avaliar a capacidade reparatória, reacional e defensiva da polpa antes de procedimentos operatórios. O complexo dentinopulpar envelhece ou se adapta? *J Clin Dent Res.* 2016;13(3):18-38.
- Darvell BW. *Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora*. 9. ed. São Paulo: Santos, 2012.
- Draheim RN, Murrey AJ. Compressive strength of two calcium hydroxide bases. *J Prosthet Dent.* 1985;54:365-366.
- Duymus ZY. An investigation of pH changes of various cements. *Quintessence Int.* 2004;35:753-757.
- Eidelman E, Finn SB, Koulourides T. Remineralization of carious dentin treated with calcium hydroxide. *J Dent Child.* 1965;32:218-225.
- Estrela C, Sydney GB, Bammann LL, Felipe Jr O. Mechanism of action of calcium and hydroxyl ions of calcium hydroxide on tissue and bacteria. *Braz Dent J.* 1995;6:85-90.
- Fava LRG, Saunders WP. Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endod J.* 1999;32:257-282.
- Ferracane JL. *Materials in Dentistry: principles and applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1995.
- Foreman PC, Barnes IE. Review of calcium hydroxide. *Int Endod J.* 1990;23:283-297.
- Gencay K, Seymen F, Selvi S, Kiziltan B. In vitro evaluation of pH changes induced by calcium hydroxide liners. *Quintessence Int.* 2004;35:560-562.
- Katchburian E, Arana V. *Histologia e Embriologia Oral*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
- Lewis BA, Burgess JO, Gray SE. Mechanical properties of dental base materials. *Am J Dent.* 1992;5:69-72.
- Lin MYL, McCabe JF. Lining materials for amalgam restorations. *Br Dent J.* 1982;152:313-315.
- Lopes HP, Estrela C, Siqueira Jr JR, Fava LR. Considerações químicas, microbiológicas e biológicas do hidróxido de cálcio. *Rev Odonto Master.* 1996;1:1-17.
- Magloire H, Bouvier M, Joffre A. Odontoblast response under carious lesion. *Proc Finn Dent Soc.* 1992;88( Suppl1):257-274.
- Meeker HG, Najafi MM, Linke HAB. Germicidal properties of dental cavity liners, bases and cements. *Gen Dent.* 1986;34:474-478.
- McComb D. Comparison of physical properties of commercial calcium hydroxide lining cements. *J Am Dent Assoc.* 1983;107:610-613.
- Mjor IA, Finn SB, Quinling MB. Effect of calcium hydroxide and amalgam on non-carious vital dentine. *Arc Oral Biol.* 1961;3:283-291.
- Mondelli J. *Proteção do Complexo Dentino-pulpar*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série EAP-APCD), 1998.
- Murray PE, Lumley PJ, Smith AJ, Ross HF. The influence of sample dimensions on hydroxyl ion release from calcium hydroxide products. *Endod Dent Traumatol;* 2000;16:251-257.
- Noort RV. *Introdução aos Materiais Dentários*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010

Pereira JC, Anauate-Netto C, Gonçalves SA. Dentística – Uma abordagem multidisciplinar. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2014.

Powers JM, Farah JW, Craig RG. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. J Am Dent Assoc. 1976;92:588-591.

Prosser HJ, Groffman DM, Wilson AD. The effect of composition on the erosion properties of calcium hydroxide cements. J Dent Res. 1982;61:1413-1415.

Reis A, Loguercio AD. Materiais Dentários Diretos: dos fundamentos à aplicação clínica. 1. ed. São Paulo: Santos, 2007.

Sakagushi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

Stanley HR. Criteria for standardizing and increasing credibility of direct pulp capping studies. Am J Dent. 1998;11:S17-34.



# Capítulo 4

*André Guaraci De Vito Moraes*

Cimento Trióxido  
Mineral Agregado

### 1 Introdução

O cimento MTA foi descrito inicialmente em 1993 por Mahmoud Torabinejad com o objetivo de tratar perfurações dos condutos radiculares e mais tarde (1999) para realizar obturações retrógradas em dentes tratados endodonticamente, cujo tratamento tenha sido mal sucedido. Logo, o cimento ganhou espaço entre os materiais utilizados na rotina de atendimento em Endodontia e, em 1998, o FDA (Food and Drug Administration) norte-americano aprovou o uso do cimento MTA para fins endodônticos. Desde então, tem sido cada vez mais usado, inclusive como agente de proteção do complexo dentina-polpa.

O MTA possui grande semelhança ao cimento Portland utilizado na construção civil, uma vez que ambos possuem os mesmos componentes. No entanto, para uso odontológico, o cimento é produzido na indústria em condições controladas para que seja possível eliminar substâncias contaminantes como o arsênio e o chumbo. Além disso, as partículas presentes no cimento Portland são maiores e mais irregulares quando comparadas às partículas do cimento MTA. Inicialmente apresentava coloração cinza, como o cimento de construção, mas foi sendo substituído por versões com a coloração branca devido ao manchamento dos tecidos dentais. A formulação do cimento na cor branca tem menor porcentagem de ferro, alumínio e magnésio em comparação com a cinza.

### 2 Apresentação Comercial

O cimento MTA está disponível sob a forma de sachês, cápsulas ou frascos que contenham o pó e a água destilada como demonstrado na imagem 1.



**Imagem 1:** Apresentação comercial do cimento trióxido mineral agregado.



### 3 Composição

**Pó:** o pó do cimento MTA é constituído por óxidos: o silicato tricálcico ( $3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ ), o silicato dicálcico ( $2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$ ), o aluminato tricálcico ( $3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$ ) e o óxido de cálcio ( $\text{CaO}$ ). Alguns fabricantes utilizam ainda o sulfato de cálcio diidratado ( $\text{CaSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$ ). Na versão cinza, o fabricante acrescenta aos óxidos descritos acima o ferroaluminato tetracálcico ( $4\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$ ) e o óxido de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) (radiopacidade). Já na versão branca, há a substituição do ferroaluminato tetracálcico e do óxido de bismuto pelo tungstato de cálcio ( $\text{CaWO}_4$ ).

**Líquido:** há água destilada estéril e em algumas versões o fabricante acrescenta substâncias plastificantes.

### Reação de Presa

A reação de presa consiste em um processo químico de hidratação dos quatro principais óxidos que compõem o cimento: o silicato tricálcico, o silicato dicálcico, o aluminato tricálcico e o óxido de cálcio. Ao misturar a água ao pó, as partículas dos óxidos que inicialmente estão em suspensão formando um gel amorfo de silicato de cálcio hidratado aglutinam-se paulatinamente uns aos outros até dar a presa ao material.

Devido a sua composição, o cimento possui alta concentração de óxidos de cálcio livres que reagem com água, produzindo hidróxido de cálcio ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ). Quando em contato com fluidos teciduais, o hidróxido de cálcio se dissocia, liberando íons cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) e íons hidroxila ( $\text{OH}^-$ ) que contribuem para a alcalinidade do cimento. A alcalinidade ativa a enzima fosfatase alcalina que estimula a liberação de fosfatos ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) que ao reagirem com íons cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ), formam fosfato de cálcio ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ), constituinte da hidroxiapatita. Os íons cálcio podem ainda reagir com o gás carbônico ( $\text{CO}_2$ ) produzido pelo metabolismo das células, formando carbonato de cálcio ( $\text{CaCO}_3$ ) que funciona como núcleos de calcificação que atraem fibronectinas e glicoproteínas que conferem resistência e elasticidade à matriz extracelular de células responsáveis pela produção dos tecidos dentais e periodontais (odontoblastos, osteoblastos, cementoblastos). Dessa forma, o cimento estimula a reparação tecidual nas exposições pulpares ou lesões periapicais. Todo esse mecanismo ocorre de forma semelhante quando o cimento de hidróxido de cálcio é empregado.

A reação de presa é bastante lenta podendo levar cerca de 3 a 4 horas para a presa inicial. O endurecimento final pode ocorrer durante semanas. Versões mais recentes desse cimento tomam presa em torno de 2 horas e meia, atingindo sua melhor resistência entre 3 e 4 horas.

### 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** o cimento MTA é um material bioativo, assim como o cimento de hidróxido de cálcio e também possui pH extremamente alcalino ( $\text{pH}=12$ ). Em função da liberação de íons  $\text{OH}^-$  induz uma inflamação moderada à polpa estimulando células responsáveis pela produção dos tecidos os quais se quer reparar: nos casos de capeamento pulpar direto, odontoblastos serão recrutados para produzir dentina terciária. Quando o cimento estiver sendo utilizado em procedimentos de retro-obturação endodôntica, são osteoblastos e cementoblastos que serão estimulados a reparar o ápice radicular e a lesão periapical que suscitou o tratamento. No capeamento pulpar, o MTA é capaz de obliterar a perfuração produzindo uma barreira mineral que preserva a vitalidade pulpar.

O MTA não é tóxico, carcinogênico e nem genotóxico, sendo considerado um material extremamente biocompatível. Possui atividade antimicrobiana devido à sua alta alcalinidade, eliminando bactérias acidófilas. O elevado pH do cimento danifica a membrana plasmática e o DNA da célula bacteriana.

**Propriedades Químicas e Físicas:** o cimento MTA pode ser considerado um material hidráulico, isto é, um material bastante estável na presença de água. Portanto, apresenta baixa solubilidade (especialmente quando comprado com o cimento de hidróxido de cálcio) e bom vedamento. Toma presa por hidratação sofrendo expansão, o que garante sua estabilidade em ambiente úmido e o bom selamento da região onde está sendo aplicado.

Em função da presença do óxido de bismuto ou tungstato de cálcio, o cimento apresenta radiopacidade, característica importante para que possa ser detectado em exames radiográficos.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** possui boa capacidade de isolar a propagação do calor e corrente elétrica. No entanto, especialmente quando utilizado na proteção do complexo dentina-polpa, é aplicado em regiões limitadas da dentina (região da exposição pulpar) e, em função disso, perde a capacidade de criar um isolamento térmico e elétrico eficiente.

**Propriedades Mecânicas:** o cimento trióxido mineral agregado, diferentemente do cimento de hidróxido de cálcio possui alta resistência mecânica, especialmente à compressão (resistência às forças de compressão de cerca de 70 MPa) após cerca de 30 dias. Sua resistência final pode ser comparada às que-las mensuradas para o OZE II e III.

**Propriedades Ópticas:** inicialmente, quando foi desenvolvido, o MTA apresentava cor acinzentada, interferindo nas restaurações estéticas. Além disso, demonstrou capacidade de pigmentar os tecidos dentais. Portanto, os fabricantes desenvolveram a versão branca do cimento conseguida a partir da substituição do ferroaluminato tetracálcico e do óxido de bismuto pelo tungstato de cálcio.

## 5 Manipulação

### Cimento MTA Convencional

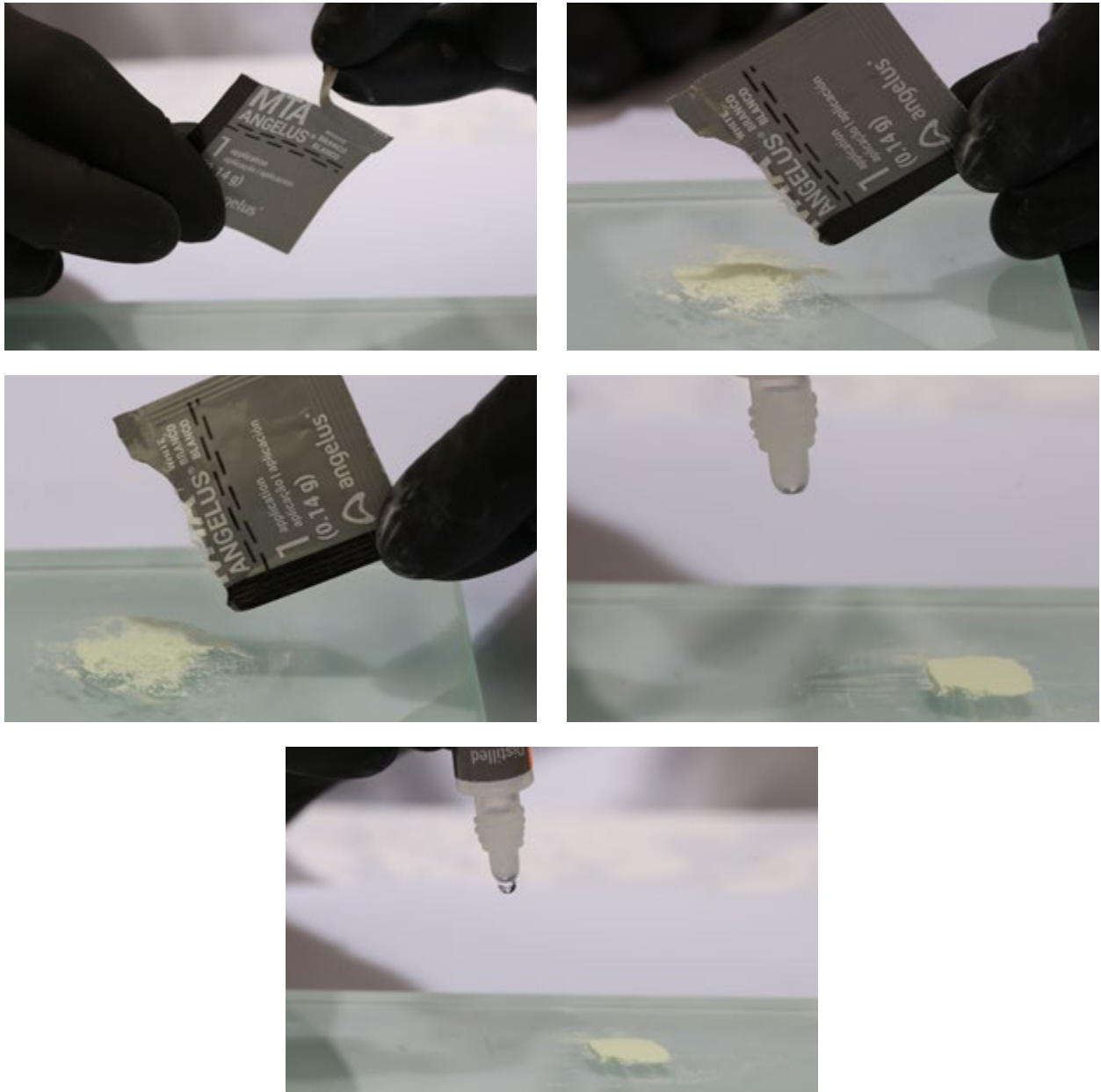
**Instrumental:** placa de vidro, espátula nº50, espátula de inserção nº 01, condensadores tipo Ward nº 01 e 02 e sonda exploradora nº 05. O dentista pode ainda utilizar um aplicador de MTA com ponta bastante delgada, facilitando a inserção do material (Imagem 2).



**Imagem 2:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento trióxido mineral agregado convencional.

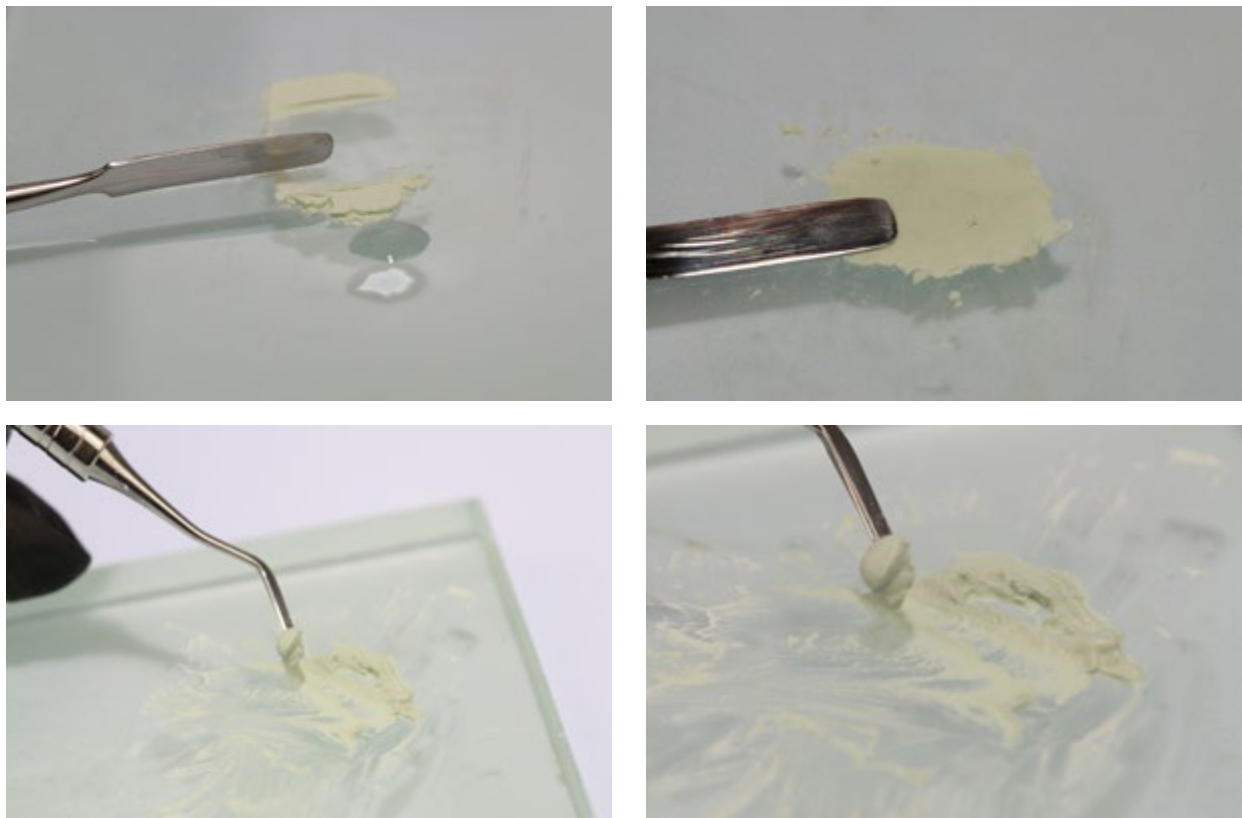
**Proporcionamento:** o proporcionamento entre o pó e o líquido (água destilada) deve ser realizado na proporção 3:1, ou seja, três partes do pó para uma gota do líquido. Em apresentações comerciais sob a forma de frascos, o dentista deverá utilizar uma medida do dosador de pó disponibilizado pelo fabricante para 1 gota do líquido. Utilizando o dosador em sua medida exata, ou seja, removendo o excesso com uma rasante, inevitavelmente haverá sido proporcionado 3 partes do pó. Basta agora o dentista dispensar 1 gota do líquido sobre a placa de vidro.

Quando o cimento for disponibilizado pelo fabricante sob a forma de sachês, basta dispensar sobre a placa de vidro o conteúdo do sachê (0,14g) para 1 gota de água destilada, como demonstrado na imagem 3.



**Imagem 3:** Proporcionamento do cimento trióxido mineral agregado convencional

**Manipulação:** as embalagens sempre devem ser agitadas para homogeneização dos componentes do material. O pó pode ser misturado a água em duas porções como demonstrado na imagem 4. Basta a incorporação de todo o pó à água para que se obtenha uma mistura com consistência arenosa. A espátula rígida nº 50 contribui com a aplicação de força ao cimento facilitando a hidratação das partículas.



**Imagem 4:** Manipulação do cimento trióxido mineral agregado convencional

**Aplicação:** o cimento manipulado pode ser aplicado na região de exposição pulpar através da espátula de inserção nº 01 ou ainda utilizando o aplicador de MTA especificamente indicado para esse fim. Em seguida, o material deverá ser condensado na cavidade com auxílio dos condensadores tipo Ward. A consistência arenosa dificulta a deposição do material no local desejado, portanto, uma vez condensado, não mais se deve tocar no cimento (imagem 5). Como possui maior resistência mecânica não haverá problema se inserido em espessuras não tão delgadas.



**Imagem 5:** Aplicação do cimento trióxido mineral agregado convencional.

### Cimento MTA de Alta Plasticidade

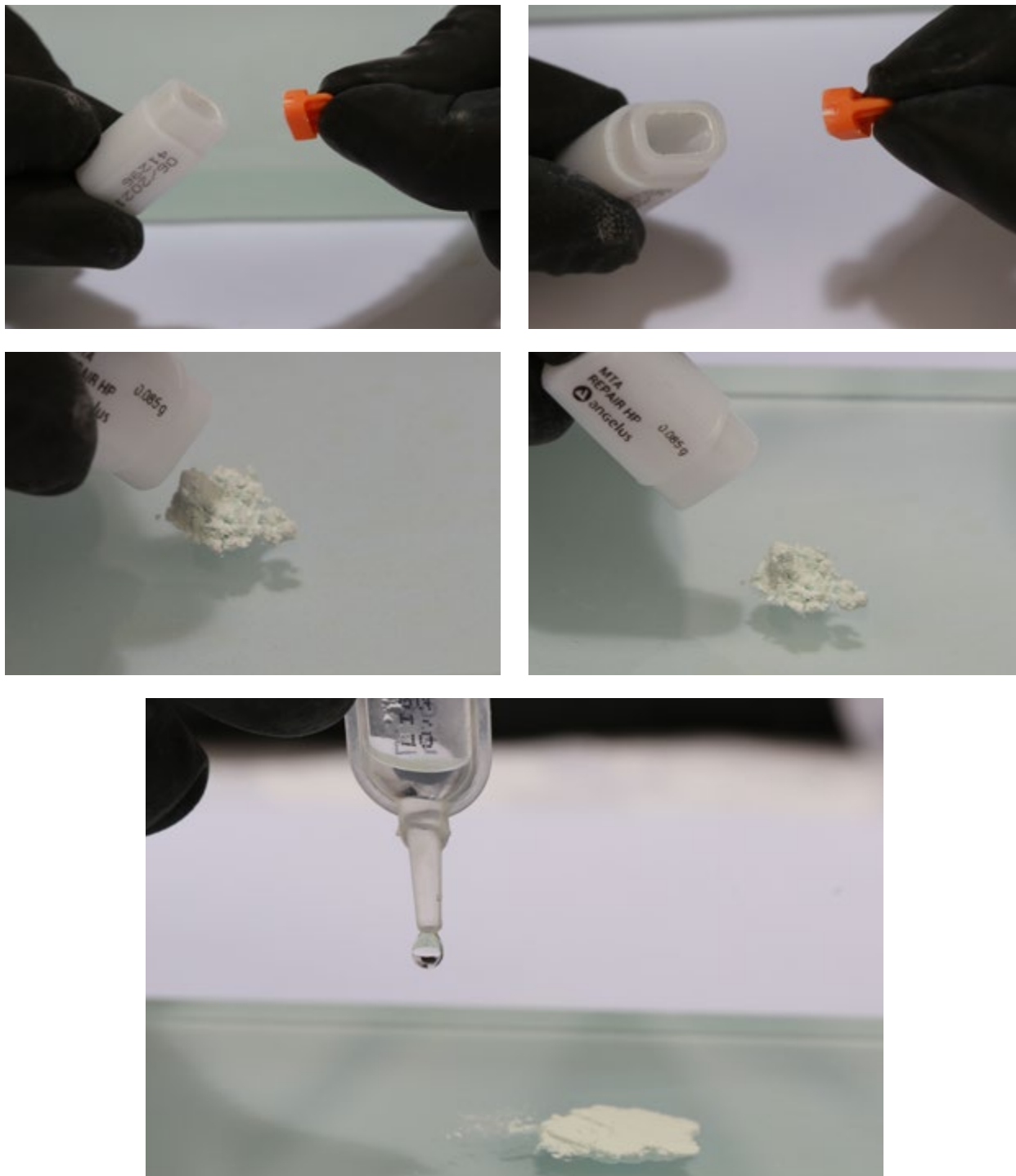
**Instrumental:** trata-se exatamente do mesmo instrumental indicado para a manipulação do MTA convencional: placa de vidro, espátula nº50, espátula de inserção nº 01, condensadores tipo Ward nº 01 e 02 e sonda exploradora nº 05. O dentista pode ainda utilizar um aplicador de MTA com ponta bastante delgada, facilitando a inserção do material (imagem 6).



**Imagem 6:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento trióxido mineral agregado de alta plasticidade



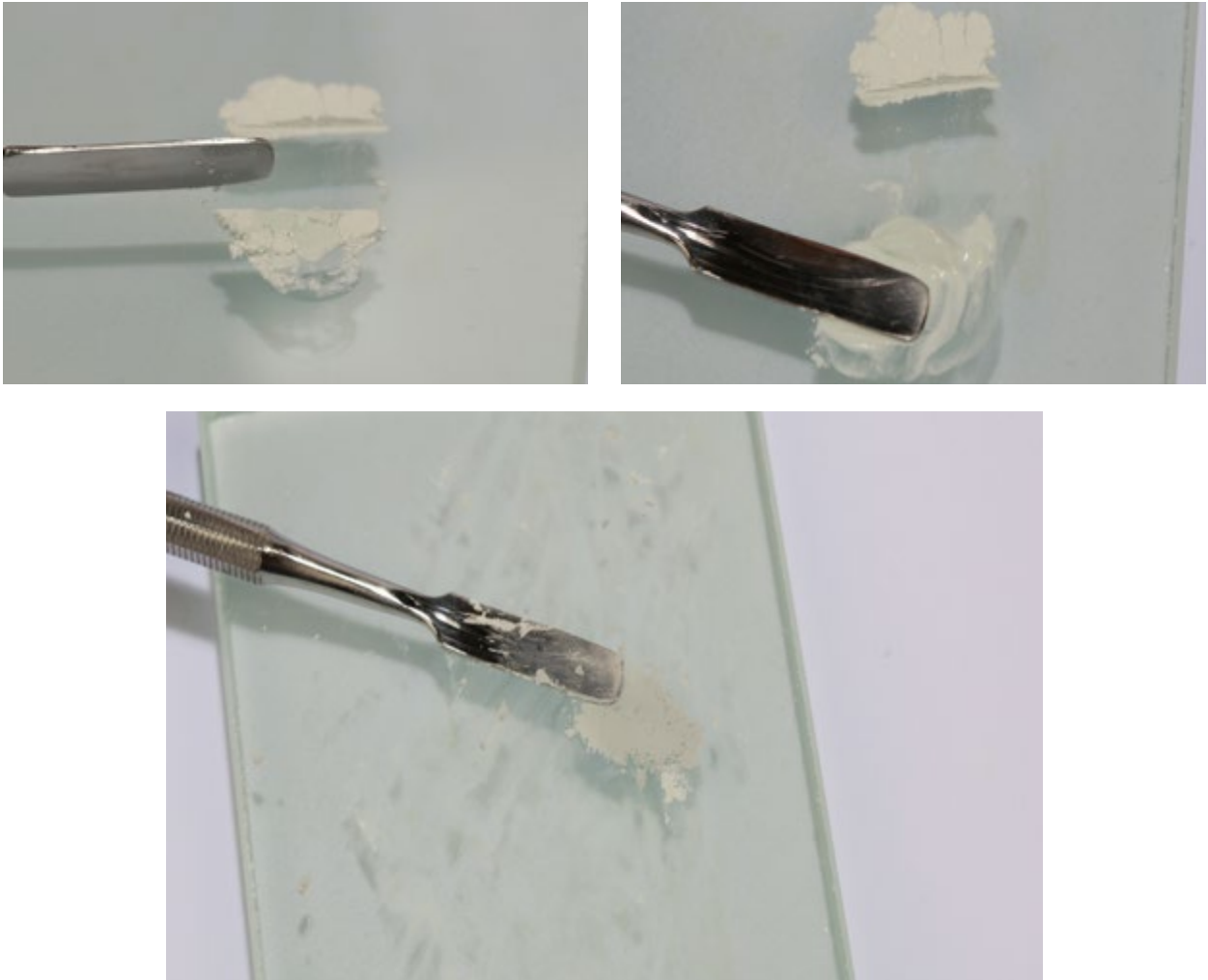
**Proporcionamento:** nessa versão, o cimento é disponibilizado sob a forma de cápsulas que contêm o pó e de uma ampola que contém a água destilada e plastificantes. Todo o conteúdo da cápsula deve ser utilizado para a manipulação do cimento e, portanto, todo o pó deve ser dispensado na placa de vidro. Para esse volume de pó é necessário dispensar 2 gotas de líquido (imagem 7).



**Imagem 7:** Proporcionamento do cimento trióxido mineral agregado de alta plasticidade.

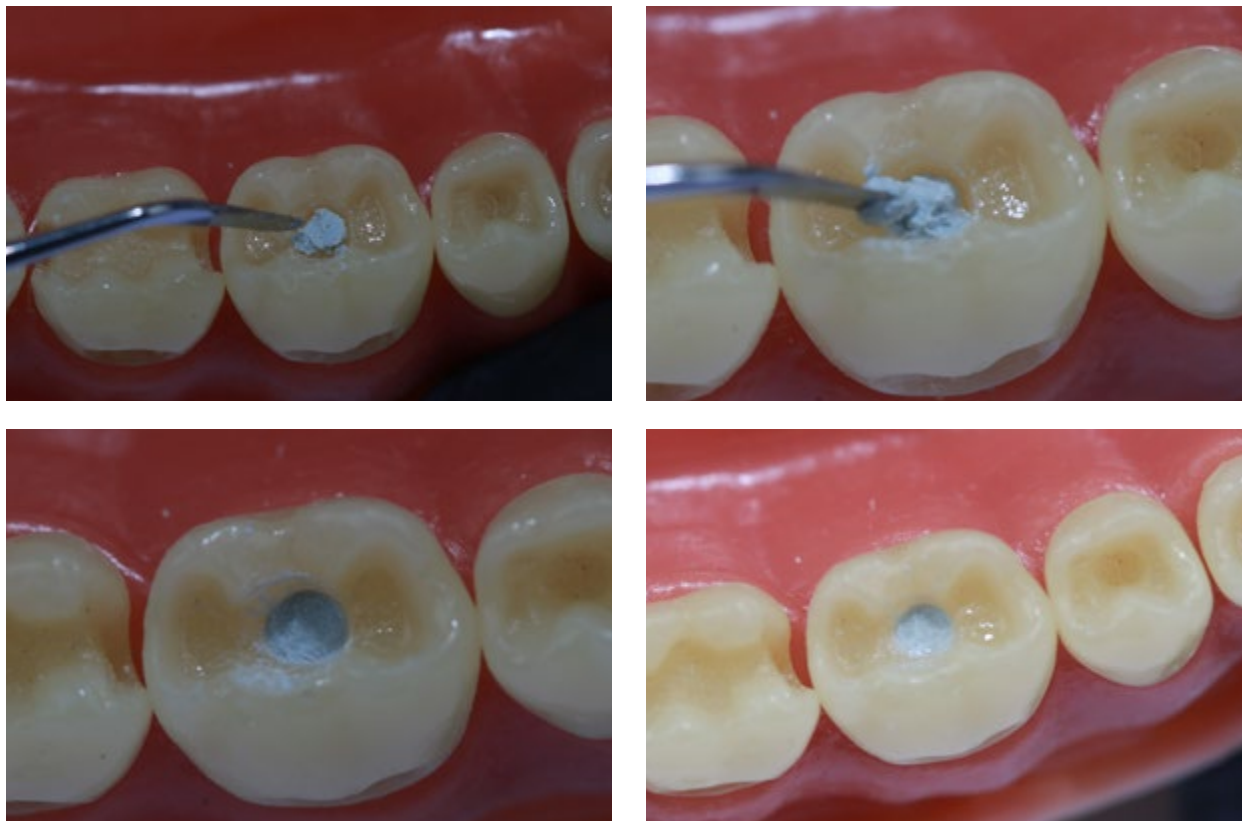


**Manipulação:** a manipulação do cimento de alta plasticidade deve ser feita exatamente como a do cimento convencional. O pó pode ser misturado a água em duas porções como demonstrado na imagem 8. Basta a incorporação de todo o pó à água, utilizando para isso a espátula nº 50, para que se obtenha o cimento. Entretanto, devido a presença dos plastificantes contidos no líquido, a consistência final obtida será mais parecida com a de uma massa.



**Imagem 8:** Manipulação do cimento trióxido mineral agregado de alta plasticidade.

**Aplicação:** a inserção do cimento será facilitada devido a sua consistência plástica, e também deverá ser feita utilizando a espátula de inserção nº 01 ou o aplicador de MTA. Com os condensadores tipo Ward é possível compactar o cimento na região da exposição pulpar que se busca obliterar. A imagem 9 demonstra a aplicação do cimento.



**Imagem 9:** Aplicação do cimento trióxido mineral agregado de alta plasticidade.

## 6 Indicações

O cimento MTA é indicado para a proteção do complexo dentino-pulpar, especialmente, quando há exposição pulpar. Vale aqui ressaltar os requisitos fundamentais para que o capeamento pulpar direto possa ser empregado: o paciente deve ser jovem, a exposição pulpar deve ter sido pequena e acidental, além da ausência de contaminação do campo operatório com saliva e, conseqüentemente, de bactérias. Pacientes jovens possuem um metabolismo mais responsivo aos estímulos gerados pelo cimento e, portanto, em exposições de pequenas dimensões é possível vedar a região exposta mantendo a vitalidade da polpa que reage protegendo-se. Apesar de sua terapêutica satisfatória, o cimento MTA possui um custo bastante elevado, o que o faz ser menos utilizado.

Apesar desta indicação, o cimento é mais largamente utilizado em procedimentos endodônticos, ou seja, quando a vitalidade pulpar foi perdida e houve a necessidade do tratamento dos canais radiculares. Portanto, o MTA apresenta resultados bastante satisfatórios no tratamento de perfurações das raízes ou da furca causadas por iatrogenia ou lesões de cárie, tratamento de reabsorções internas (via canal) ou externas (por acesso cirúrgico), retro-obturações endodônticas através de cirurgias parendodônticas, apicificações, apicigêneses e em pulpotomias.

## 7 Contraindicações

O cimento MTA sob a forma de pó e água não é indicado para a realização de obturações endodônticas, uma vez que não apresenta escoamento ideal para essa situação. Existe o cimento endodôntico para obturações a base de MTA, mas disponibilizado sob a forma de pastas.

Também não deve ser utilizado em regiões expostas à luminosidade, evitando o escurecimento dos tecidos dentais e nem deve ser colocado em contato com o sulco gengival, pois há nessa situação um aumento considerável da solubilidade do cimento.

## Leitura recomendada

Accorinte ML, Loguercio AD, Reis A, Bauer JR, Grande RH, Murata SS, Souza V, Holland R. Evaluation of two mineral trioxide aggregate compounds as pulp-capping agents in human teeth. *Int Endod J*. 2009;42(2):122-128.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips Materiais Dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J. Endod*. 2005; 31:101-103.

Bogen G, Kim JS, Bakland LK. Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: an observational study. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(3):305-315.

Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater*. 2005;21(4):297-303.

- Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2008;41:408-417.
- Chain MC. *Materiais Dentários*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série Abeno), 2013.
- Damaschke, T., Gerth, H.U., Züchner, H., Schäfer, E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater*. 2005;21:731-738.
- Darvell BW. *Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora*. 9. ed. São Paulo: Santos, 2012.
- Estrela C, Pesce HF. Chemical analysis of the liberation of calcium and hydroxyl ions from calcium hydroxide pastes in connective tissue in the dog--Part I. *Braz Dent J*. 1996;7(1):41-46.
- Estrela C, Bammann LL, Estrela CR, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J*. 2000;11(1):3-9.
- Faraco Jr IM, Holland R. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. *Dent Traumatol*. 2001 Aug; 17(4):163-6.
- Ford T, Toraminejad M, Abedi H, Bakland L, Kariyawasam S. Using mineral trioxide aggregate as a pulp capping material. *J Am Dent Assoc*. 1996;127:1491-1494.
- Holland R, de Souza V, Murata SS, Nery MJ, Bernabé PF, Otoboni Filho JA, Dezan Júnior E. Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with mineral trioxide aggregate or Portland cement. *Braz Dent J*. 2001;12(2):109-13.
- Koh E, Toraminejad M, Ford T, Brady K, McDonald F. Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *J Biomed Mater Res*. 1997;37: 432-439.
- Koh R, McDonald F, Pitt F, Torabinejad M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 1998;24: 543-547.
- Koulaouzidou E, Economides N, Beltes P, Geromichalos G, Papazisis K. In vitro evaluation of cytotoxicity of ProRoot MTA and MTA Angelus. *J Oral Sci*. 2008;50:397-402.
- McComb D. Comparison of physical properties of commercial calcium hydroxide lining cements. *J Am Dent Assoc*. 1983;107(4):610-613.
- Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod*. 2010;36(3):400-13.
- Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*. 2010;36(1):16-27.
- Reis A, Loguercio AD. *Materiais Dentários Diretos: dos fundamentos à aplicação clínica*. 1. ed. São Paulo: Santos, 2007.
- Ribeiro DA. Do endodontic compounds induce genetic damage? A comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;105:251-256.
- Ribeiro D, Matsumoto M, Duarte M, Marques M, Salvatori D. In vitro biocompatibility testes of two commercial types of mineral trioxide aggregate. *Braz Oral Res*. 2005;19:183-187.
- Sousa NB, Nunes MAC, Veloso, KMM, Pereira, AFV. Agregado de trióxido mineral e uso como material retro-obturador em cirurgia paraendodôntica. *Rev. Bras. Odontol*. 2014;2(71):144-147.

Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21(7):349-353.

Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999;25(3):197-205.

Torabinejad M, Hong C, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod.* 1995;21(12):603-608.

Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010;36(2):190-202.

Torabinejad M, Pitt Ford T, McKentry D, Abedi H, Miller D, Kariyawasam S. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod.* 1997;23:225-228.

Vivan RR, Zapata RO, Zeferino MA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Hungaro Duarte MA, Tanomaru Filho M, Gomes de Moraes I. Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(2):250-256.



# Capítulo 5

*Luciano Bonatelli Bispo*

Cimento Óxido de  
Zinco e Eugenol

### 1 Introdução

Os cimentos odontológicos possuem importante papel na prevenção de danos à vitalidade pulpar do órgão dental, portanto, deve cumprir alguns requisitos fundamentais, tais como: ter resistência mecânica suficiente para que seja possível a condensação de um material restaurador direto definitivo ou aos esforços mastigatórios, ser isolante físico (térmico e elétrico) e químico (agentes químicos) impedindo que tais estímulos externos ao dente atinjam a polpa dental, funcionar como um material de preenchimento minimizando a quantidade de material restaurador direto definitivo a ser inserido na cavidade, ser resiliente dentro da cavidade ajudando a dissipar tensões, ter efeito analgésico (efeito anódino) e anti-inflamatório minimizando ou interrompendo o quadro álgico da polpa dental em fase reversível, ser bactericida ou bacteriostático, vedar a cavidade minimizando a microinfiltração ao longo do tempo, ter baixo custo, ser de fácil manipulação, ser biocompatível, ser insípido e inodoro, ter a cor parecida com a dos tecidos dentais, ter coeficiente de expansão térmico linear (CETL) próximo ao dos tecidos dentais, ter adesão aos tecidos dentais, ser estável quimicamente, permitir ser armazenado sem perda de suas propriedades desejáveis, não reagir com outros materiais odontológicos de forma indesejável, liberar íons fluoreto capazes de remineralizar os tecidos dentais, não deixar resíduos difíceis de serem removidos durante a limpeza da cavidade, poder ser empregado como agente de cimentação de próteses, servindo portanto, para restaurações diretas e indiretas.

Os cimentos odontológicos, em geral, tomam presa através de uma reação química ácido + base, cujos produtos são sal + água. A reação ácido/base entre o óxido de zinco e o eugenol é uma das mais clássicas dentro do arsenal de materiais de uso odontológico, sendo encontrada em cimentos obturadores endodônticos, materiais de retro-obturação dos canais radiculares, cimentos cirúrgicos após intervenções periodontais, materiais de moldagem anelásticos, registro de mordida quando da montagem dos planos base em cera no articulador semiajustável, bases para restaurações diretas, bem como restaurações temporárias de curta e longa duração, além de cimentos de fixação temporária e definitiva para coroas ou restaurações indiretas. O OZE está disponível nas versões: presa rápida e presa lenta. A versão presa lenta é mais utilizada para obturação de canais radiculares em endodontia ou para restaurações provisórias de curta duração, já a versão de presa rápida, comumente é empregada em curativos periodontais, os conhecidos cimentos cirúrgicos ou para bases cavitárias e restaurações provisórias de longa duração. Utilizado desde 1890, quando da sua primeira indicação, o cimento de óxido de zinco e eugenol tem seu maior emprego nos dias atuais como material restaurador provisório.

As restaurações provisórias são empregadas na adequação do meio bucal, na impossibilidade de confecção da restauração definitiva por qualquer contratempo, na presença de sintomatologia dolorosa que não gere confiança para a realização de um procedimento restaurador definitivo e na prevenção de uma eminente exposição pulpar cujo tempo fornecerá condições para uma resposta imunológica potencializada para reversão do quadro álgico e eventual manutenção da dentina afetada com aumento de sua dureza. O cimento OZE cumpre alguns desses requisitos sendo indicado para restaurações provisórias.

A praticidade de manipulação, baixo custo, ação antibacteriana e efeito anódino sobre a polpa dental fazem desse material uma alternativa dentro do arsenal terapêutico do cirurgião-dentista no dia-a-dia do consultório odontológico.



A especificação nº 30 da American Dental Association (ADA), classifica os cimentos de óxido de zinco e eugenol conforme sua finalidade e formulação:

| TIPO  | Indicação                                                     |
|-------|---------------------------------------------------------------|
| I     | Indicado para cimentação temporária de restaurações indiretas |
| I I   | Indicado para cimentação permanente de restaurações indiretas |
| I I I | Indicado para restauração temporária e base cavitária         |
| I V   | Indicado como forrador do complexo dentino-pulpar             |

**Quadro 1** – Classificação ADA

**Fonte:** Elaborada pelos autores.

No entanto, neste livro será adotada a seguinte classificação, baseada na composição e indicação dos cimentos de OZE para proteção do complexo dentina-polpa e cimentação de restaurações indiretas.

| TIPO                                                          | Indicação                                                                                                                         |
|---------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| I<br>(SEM REFORÇO)                                            | Indicado para restaurações temporárias de curta duração (até 1 mês) ou cimentação provisória                                      |
| I I<br>(REFORÇADO COM PARTÍCULAS RESINOSAS PRÉ-POLIMERIZADAS) | Indicado para bases e restaurações temporárias de longa duração (até 1 ano)                                                       |
| I I I<br>(REFORÇADO COM EBA (ÁCIDO ORTO-ETÓXI-BENZÓICO))      | Indicado para bases e restaurações temporárias de longa duração (até 1 ano), cimentação permanente ou retro-obturação endodôntica |

**Quadro 2** – Classificação adotada baseada na composição

**Fonte:** Elaborada pelos autores.

Essa classificação privilegia as diferenças na composição dos diferentes tipos de cimentos de óxido de zinco e eugenol.

### 2 APRESENTAÇÃO COMERCIAL

De acordo com a indicação do cimento, o fabricante o disponibiliza comercialmente de diferentes formas com o objetivo de facilitar a manipulação e a aplicação do material. Por isso, podem ser disponibilizados ao clínico sob a forma de um pó e um líquido ou ainda sob a forma de duas pastas.

Neste capítulo, o objetivo é demonstrar a apresentação e a manipulação dos cimentos de óxido de zinco e eugenol quando indicados para a proteção direta do complexo dentina-polpa, ou seja, quando os cimentos são utilizados pelo dentista como bases cavitárias ou restauradores provisórios. Neste caso, os cimentos são disponibilizados sobre a forma de um pó e um líquido.

As imagens 1, 2 e 3 demonstram a apresentação comercial do Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol tipo I, tipo II e tipo III.

#### Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo I: Pó/Líquido



**Imagem 1:** Apresentação comercial do cimento óxido de zinco e eugenol tipo I.

## Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo II: Pó/Líquido



**Imagem 2:** Apresentação comercial do cimento óxido de zinco e eugenol tipo II.

## Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo III: Pó/Líquido



**Imagem 3:** Apresentação comercial do cimento óxido de zinco e eugenol tipo III.

### 3 Composição

O cimento de óxido de zinco e eugenol possui em sua composição substâncias capazes de fazer com que o cimento tome presa ao final de uma reação química do tipo ácido + base. A seguir está apresentada a composição de cada um dos cimentos constituídos por óxido de zinco e eugenol e suas particularidades:

#### Composição OZE I pó/líquido

**Pó:** composto majoritariamente por óxido de zinco com 8% de acetato de zinco, propionato de zinco e/ou succinato de zinco que são sais usados como aceleradores da reação. Para aumentar o tempo de trabalho, reduzir a fragilidade e aumentar a resistência mecânica, o fabricante utiliza breu e colofônia (resinas naturais). Óxido de magnésio 10% ou sulfato de bário é encontrado em algumas formulações tradicionais para aumento da radiopacidade.

**Líquido:** constituído principalmente pelo ácido fraco 4-alil-2-metoxifenol, o eugenol. Utiliza-se ainda até 2% de ácido acético glacial para acelerar a reação. Óleo de oliva, de amêndoa ou de semente de algodão servem para mascarar o gosto de cravo do eugenol, além de modificarem a viscosidade do líquido. O eugenol é um óleo essencial extraído do cravo, cujo nome científico é *eugenia caryophyllata*.

#### Composição OZE II pó/líquido

**Pó:** ao pó do OZE I foi adicionada a resina polimetilmetacrilato 10% (partículas de resina pré-polimerizadas).

**Líquido:** ao líquido do OZE I pode ser acrescentado o poliestireno, partículas de resina, moléculas de água e ácido acético glacial.

O objetivo da adição de partículas de resina foi superar as limitações inerentes da formulação tradicional, tais como: aumentar a resistência à compressão e minimizar a solubilidade que ocasionava a degradação e a perda do volume original. O surgimento do OZE II permitiu o aumento da resistência compressiva para 40 MPa, tornando-o apto a ser utilizado como base cavitária e restaurador temporário de longa duração, por ser menos solúvel aos fluidos bucais e mecanicamente mais resistente.

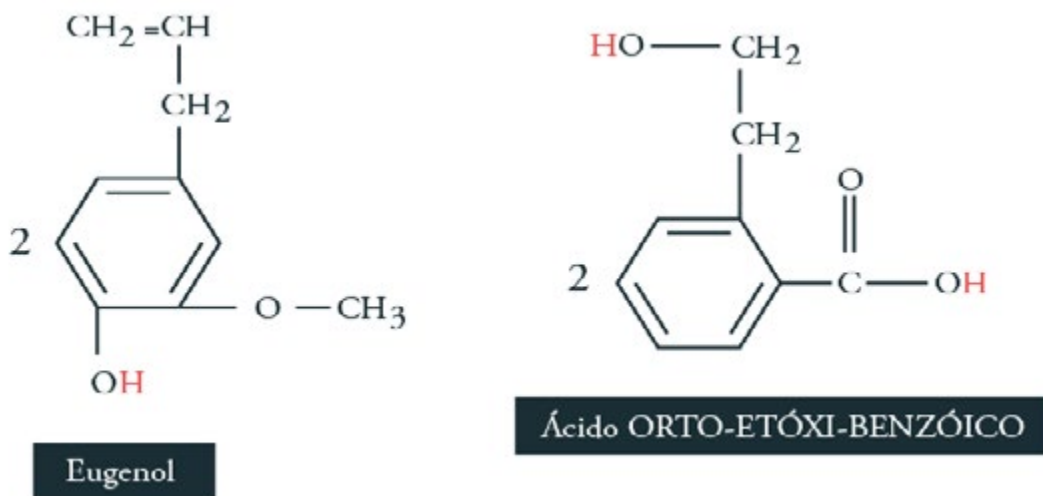
#### Composição OZE III – Cimento EBA-Eugenol pó/líquido

**Pó:** possui óxido de zinco (60 a 75%), acetato de zinco (acelerador), quartzo fundido (20 a 35%) e resina polimetilmetacrilato (6%).

**Líquido:** possui 37% de eugenol e 63% de EBA e ácido acético glacial.

A evolução dos cimentos à base de óxido de zinco e eugenol permitiu a incorporação do EBA – ácido 2-etoxi-benzóico ao líquido do eugenol em uma proporção de 2:1. A fórmula 1 demonstra a

similaridade entre a molécula de eugenol e do ácido orto-etóxi-benzóico (EBA). O EBA, porém, tem dois hidrogênios disponíveis, capazes de se ligarem com o óxido de zinco e o eugenol apenas um, desta maneira, ocorre a formação de um maior número de ligações químicas entre o EBA e o óxido de zinco aumentando a resistência mecânica do material.



**Fórmula 1** – Semelhanças e diferenças (átomos de hidrogênio) entre as moléculas de eugenol e EBA.

A incorporação do EBA possibilitou um aumento da proporção pó:líquido (6:1), levando ao aumento dos valores médios de resistência mecânica após a presa. O EBA permite a liberação de mais de um hidrogênio para estabelecer ligação química com o óxido de zinco, aumentando assim o número de ligações formadas. Também há a formação de um quelato com o óxido de zinco, cujas fases cristalinas são identificadas em meio à matriz dos cimentos EBA-eugenol (matriz de 2-etoxi-benzoato de zinco). Essa fase cristalina proporciona uma maior resistência ao material quando ocorre sua presa final. Infelizmente, a reação do EBA com o óxido de zinco ainda não está bem explicada, mas sabe-se que a utilização do EBA deve ocorrer juntamente com o eugenol, já que há um aumento demasiado da solubilidade do material se apenas o EBA for utilizado.

Ganhos de resistência compressiva em torno de 60 MPa foram obtidos com tais mudanças na composição, culminando na redução de sua solubilidade e no seu mais confiável emprego como bases cavitárias, restauradores cavitários temporários de longa duração ou como cimento nas retro-obturações endodônticas.

### Composição OZE III – Cimento EBA-Eugenol-Alumina pó/líquido

**Pó:** constituído de óxido de zinco (60-75%), resina polimetilmetacrilato (20%), alumina (20-35%) e resina hidrogenada (6%).

**Líquido:** formado por eugenol (37%) e EBA (ácido 2-orto-etoxi-benzóico) (proporção 2:1).

Ao cimento OZE III EBA-Eugenol foi realizada a incorporação de 30% de alumina ao pó, reforçando as propriedades do material. Outra opção usada concomitante à alumina é o polimetilmetacrilato em partículas esféricas pré-polimerizadas, também potencializando as propriedades mecânicas desse material.

Esse cimento quando avaliado clinicamente em próteses fixas cimentadas mostrou uma taxa de sucesso de 92% após 2 anos e meio, quando comparado com os 98% do cimento de fosfato de zinco, o que comprova sua eficiência e superioridade mecânica em relação aos demais tipos de cimentos de OZE.

### Reação de Presa

Traços de água da saliva ou proveniente da umidade dos túbulos dentinários ou o ácido acético e a água presentes no líquido reagem com o óxido de zinco, promovendo sua hidrólise, produzindo assim, o hidróxido de zinco (molécula intermediária). Duas moléculas de eugenol presentes no líquido reagem com um átomo de zinco para formar o sal de eugenolato de zinco. A resistência mecânica do material é dada pelas partículas do pó de óxido de zinco não reagidas que permanecem envolvidas pelo sal de eugenolato de zinco amorfo. A matriz do eugenolato de zinco possui ligações intermoleculares do tipo forças de Van Der Waals, portanto, ligações fracas. O embricamento micro-mecânico da matriz de eugenolato de zinco amorfo com as partículas de óxido de zinco não reagidas é facilmente quebrado (hidrolisado), culminando com o retorno à condição pré-existente do eugenol e do hidróxido de zinco. Aditivos como acetato de zinco e resina de terebentina servem para diminuir a fragilidade e aumentar a resistência mecânica. Interessante notar que a reação de presa é considerada autocatalítica, pois a água que inicia a reação, é obtida novamente no fim desta mesma reação como subproduto. A água e o álcool são excelentes aceleradores de presa, enquanto a glicerina e o glicol são retardadores. As figuras 2 e 3 demonstram a reação de presa dos cimentos de óxido de zinco e eugenol.

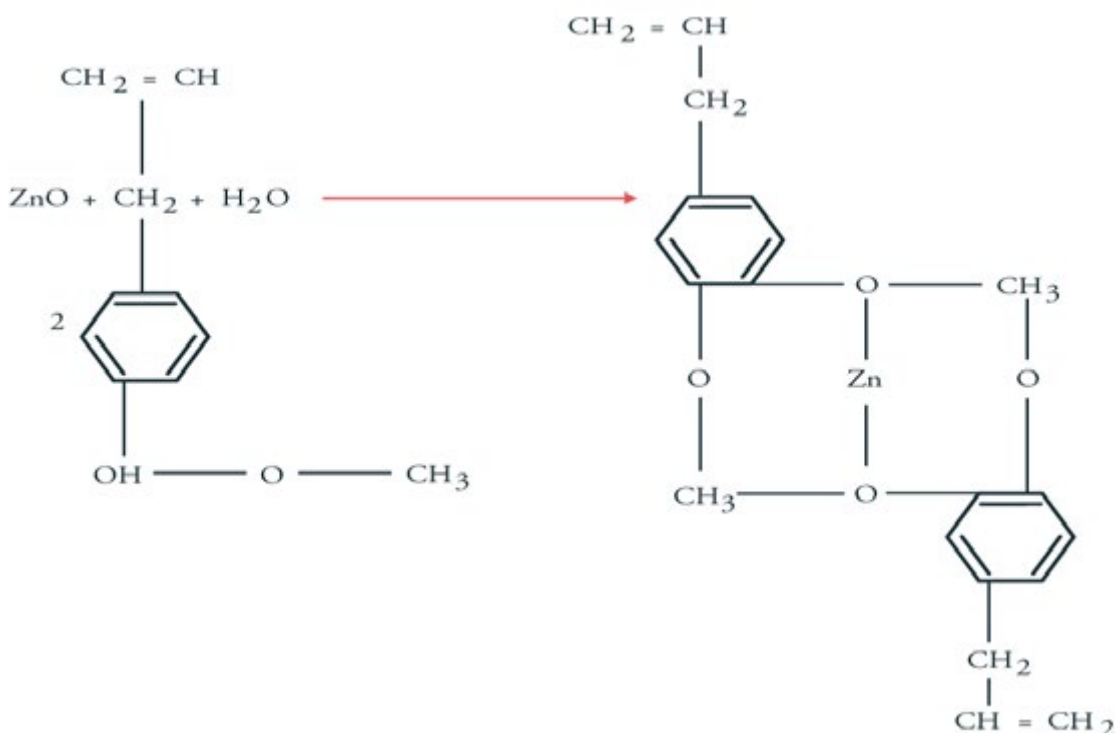
#### 1º Fase



#### 2º Fase



**Figura 2** – Reação de presa do cimento de óxido de zinco e eugenol. Acima: reação demonstrada em duas fases. Abaixo: reação demonstrada de forma simplificada.



**Figura 3** – Reação de presa do cimento de óxido de zinco e eugenol com a demonstração das fórmulas químicas dos componentes do material.

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** os cimentos OZE são biocompatíveis, além de estimularem efeitos biológicos ao tecido pulpar. Possuem pH próximo do neutro (6,6 a 8), ação antibacteriana (inibe o metabolismo bacteriano) e efeito anódino (analgésico) e anti-inflamatório sobre o tecido pulpar hiperêmico. O eugenol dissocia-se do sal obtido após a presa do material e sua liberação é efetiva na minimização da dor. Cerca de 50% de todo o eugenol presente no eugenolato de zinco é liberado até os primeiros 10 dias pós-presa. Por ser um quelante, o eugenol estabelece ligação química ao cálcio presente na dentina próxima à polpa, bem como no nas fibrilas colágenas da matriz orgânica. Contudo, não deve ser aplicado diretamente sobre o tecido conjuntivo pulpar exposto sob o risco de potencialização da resposta inflamatória e elevação da citotoxicidade aos odontoblastos.

**Propriedades Químicas e Físicas:** os cimentos OZE apresentam viscosidades diferentes de acordo com a indicação do material. Os cimentos pó/líquido adquirem a consistência de massa por serem indicados para confecção de restaurações provisórias e bases cavitárias, enquanto os cimentos pasta/pasta são obtidos com uma consistência mais fluida por serem indicados para cimentação provisória ou definitiva. Em geral, são solúveis aos fluidos bucais ao longo do tempo. Quando indicados para cimentação, tanto os cimentos sem reforço como também o EBA-eugenol apresentaram espessuras de película semelhantes entre 20-25  $\mu\text{m}$ . Apenas o EBA-alumina apresenta espessura de película de 57  $\mu\text{m}$ , contra-



riando as especificações ISO que normatizam a espessura de película para o EBA-alumina como sendo entre 16 a 28  $\mu\text{m}$ . Formar espessura de película é fundamental para quando um cimento for indicado para cimentação de restaurações indiretas (próteses), uma vez que se o cimento se tornar muito viscoso impedirá o encaixe da peça protética que se deseja cimentar.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** desde que empregado em espessura mínima de 0,75 mm nas bases cavitárias, constitui-se em um mau condutor de calor, protegendo a polpa contra as variações de temperatura intra-bucal. São também importantes isolantes de corrente elétrica e, portanto, impedem a chegada da corrente à polpa, evitando a estimulação nervosa como consequência.

**Propriedades mecânicas:** os cimentos OZE possuem resistência mecânica de acordo com sua composição. O OZE do tipo I é aquele que apresenta a menor resistência mecânica entre os cimentos de óxido de zinco e eugenol disponíveis. O tipo II e o tipo III possuem substâncias que melhoram a resistência do material, como as partículas de resina e o EBA.

Apesar das substâncias de reforço, suas propriedades mecânicas são muito sensíveis à temperatura elevada. Em um ambiente cuja temperatura gira em torno dos 37°C, como é o ambiente bucal a resistência à compressão desse cimento apresenta-se reduzida em 20% quando comparada com os valores de resistência encontrados a 23°C. Os cimentos EBA-eugenol possuem uma resistência mecânica aumentada (72 MPa) quando comparado com o cimento sem adição de substâncias de reforço (26 MPa) na mesma temperatura ambiente. Os cimentos EBA-alumina apresentam resistência compressiva 20% mais elevada em relação aos cimentos EBA-eugenol.

Embora apresentem média tolerável (35 MPa) para serem indicados como agentes cimentantes, quando comparados com outros agentes de cimentação permanente tornam-se os cimentos menos resistentes. O módulo de elasticidade do EBA-eugenol é de 3 GPa medido em temperatura ambiente.

Todos os cimentos de OZE, após a presa, apresentam plasticidade e se deformam sob a aplicação das cargas mastigatórias. Apresentam uma deformação plástica residual de 15% a 37°C. Essa taxa é considerada relativamente alta quando comparada com outros cimentos de reação ácido/base ou cimentos resinosos que apresentam um valor máximo de 4% de deformação residual. Esse fato explica o bom selamento marginal proporcionado por esse material quando sofre esse tipo de deformação permanente (*creep*), apesar de sofrer alguma contração de presa. Os cimentos de OZE de composição básica (sem reforço) mostraram valores de contração linear, após 24 horas em ambiente úmido, de 0,31%, contra 0,38% do EBA-eugenol e de 0,12% do EBA-eugenol/alumina.

**Propriedades Ópticas:** Atualmente, como é usado como material restaurador temporário ou base cavitária, apresenta coloração branca opaca que auxilia à identificação clínica e seu contraste com as estruturas dos dentes, não sendo, portanto, um material com características estéticas.



## 5 Manipulação

### Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo I: Pó/Líquido

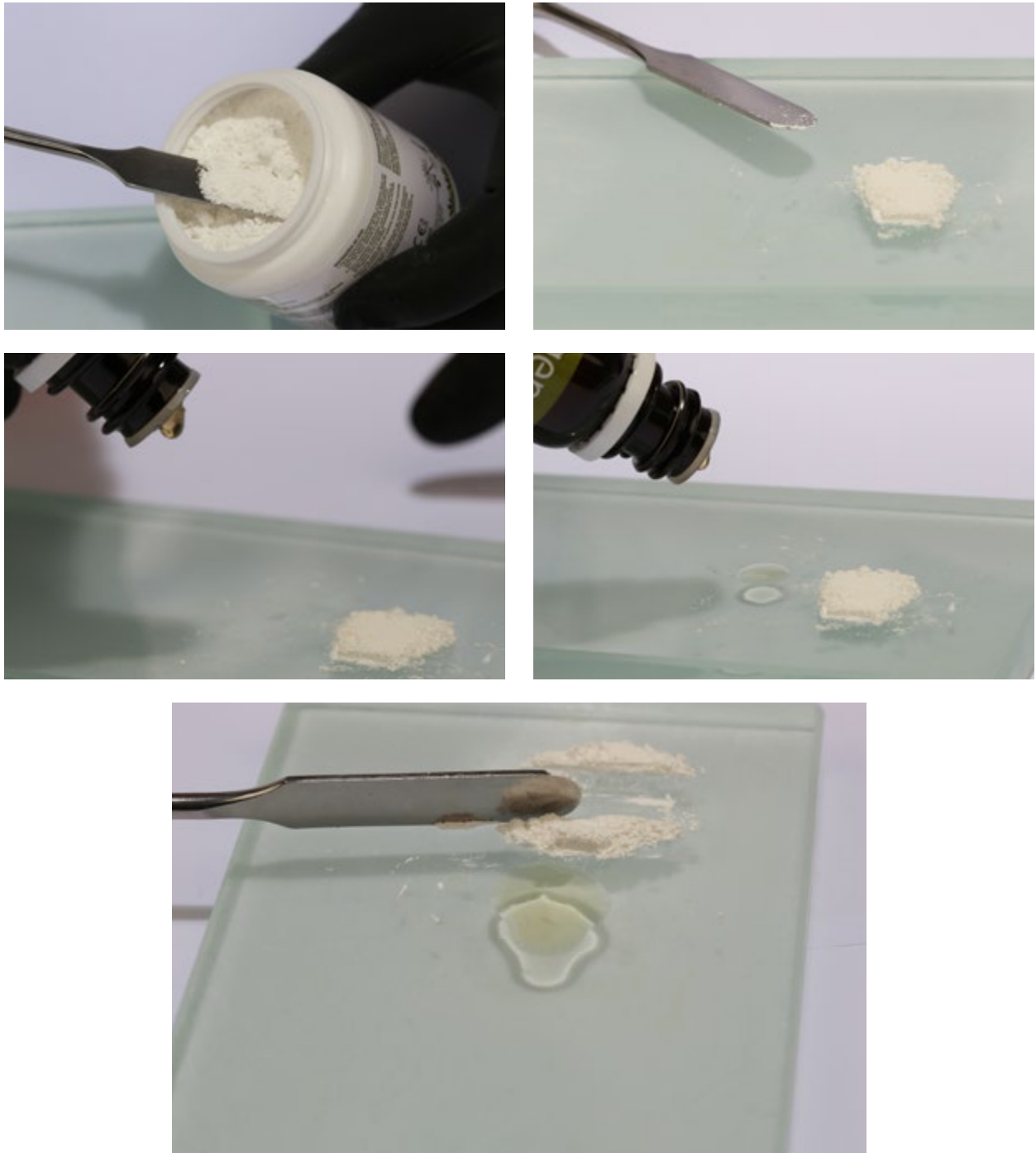
**Instrumental:** espátula rígida nº 36, placa de vidro lisa, espátula de inserção nº 01, condensadores Ward nº 01 e 02 e Hollembach 3S (Imagem 4).



**Imagem 4:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento óxido de zinco e eugenol tipo I.

**Proporcionamento:** Antes da dosagem do pó e do líquido, as embalagens devem ser agitadas para homogeneização dos componentes do material. O pó é sempre dispensado primeiro. O líquido só deve ser proporcionado instantes antes do início da espátulação. Não há uma proporção específica, necessitando-se colocar de uma a duas gotas do líquido para incorporar à quantidade de pó necessária para a realização da restauração (Imagem 5). A Proporção é aleatória.





**Imagem 5:** Proporcionamento do cimento óxido de zinco e eugenol tipo I.

**Manipulação:** O pó deverá ser incorporado ao líquido em quantidades suficientemente grandes para que seja totalmente molhado. Deve-se ter cuidado para não exceder a quantidade de pó capaz de ser molhada pela quantidade de líquido dispensada para a realização da manipulação, ou seja, o pó será incorporado ao líquido em porções grandes, com o cuidado necessário para não extrapolar a quantidade de pó condizente com a quantidade de líquido. Se isso acontecer, a massa obtida ficará quebradiça ou esfarelando e deverá ser descartada. A espatulação deve ser vigorosa e realizada com a espátula rígida para que a força do dentista transferida ao cimento permita o afloramento do líquido, viabilizando com essa manobra que mais pó seja incorporado. Ao final a mistura apresenta aspecto de “massa de vidraceiro” ou “massa de modelar” com consistência capaz de formar um “rolinho” que se desprende facilmente da placa de vidro e que quando dobrado sobre si mesmo apresenta rachaduras (Imagem 6).





**Imagem 6:** Manipulação do cimento óxido de zinco e eugenol tipo I.

**Aplicação:** Deve-se remover uma porção da massa obtida com a espátula nº 01 e, em seguida, aplica-la na cavidade para confecção de uma restauração provisória de curta duração, ou seja, cerca de no máximo 1 mês. Os condensadores Ward ajudam a compactar o cimento no interior da cavidade e o Hollembach permite a escultura da restauração. O rolinho pode ser guardado em ambiente seco e protegido para ser empregado de 24 a 48 horas sem que haja perda significativa de suas propriedades. Esse material toma presa de forma bem lenta e tal aspecto favorece seu uso no dia-a-dia clínico em postos de saúde pública, em projetos sociais de atendimento coletivo e em clínicas privadas de atendimento popular de larga demanda populacional. Entretanto, uma vez inserido na cavidade, deve-se disponibilizar água com auxílio de uma bolinha de algodão umedecida para acelerar a reação de presa do cimento. Ainda que este procedimento não seja adotado, a água proveniente da saliva também é capaz de acelerar a reação de presa quando em contato com o cimento. A imagem 7 apresenta as etapas recomendadas para a aplicação do material.







**Imagem 7:** Aplicação do cimento óxido de zinco e eugenol tipo I.

### Cimento de Óxido de Zinco e Eugenol Tipo II: Pó/Líquido

**Instrumental:** para manipulação deve-se utilizar uma espátula rígida nº 36 ou nº 50 e uma placa de vidro com o lado fosco (jateado). A placa de vidro fosca facilita a mistura do pó com o líquido. Para inserção do cimento utiliza-se a espátula nº 01 de inserção. Os condensadores Ward nº 01 e 02 são usados para compactação do material, especialmente quando se confecciona uma base cavitária. O Hollembach e a sonda exploradora nº 05 são empregadas para esculpir uma restauração provisória de longa duração ou remover excessos durante a confecção de uma base. A imagem 8 apresenta os instrumentais.

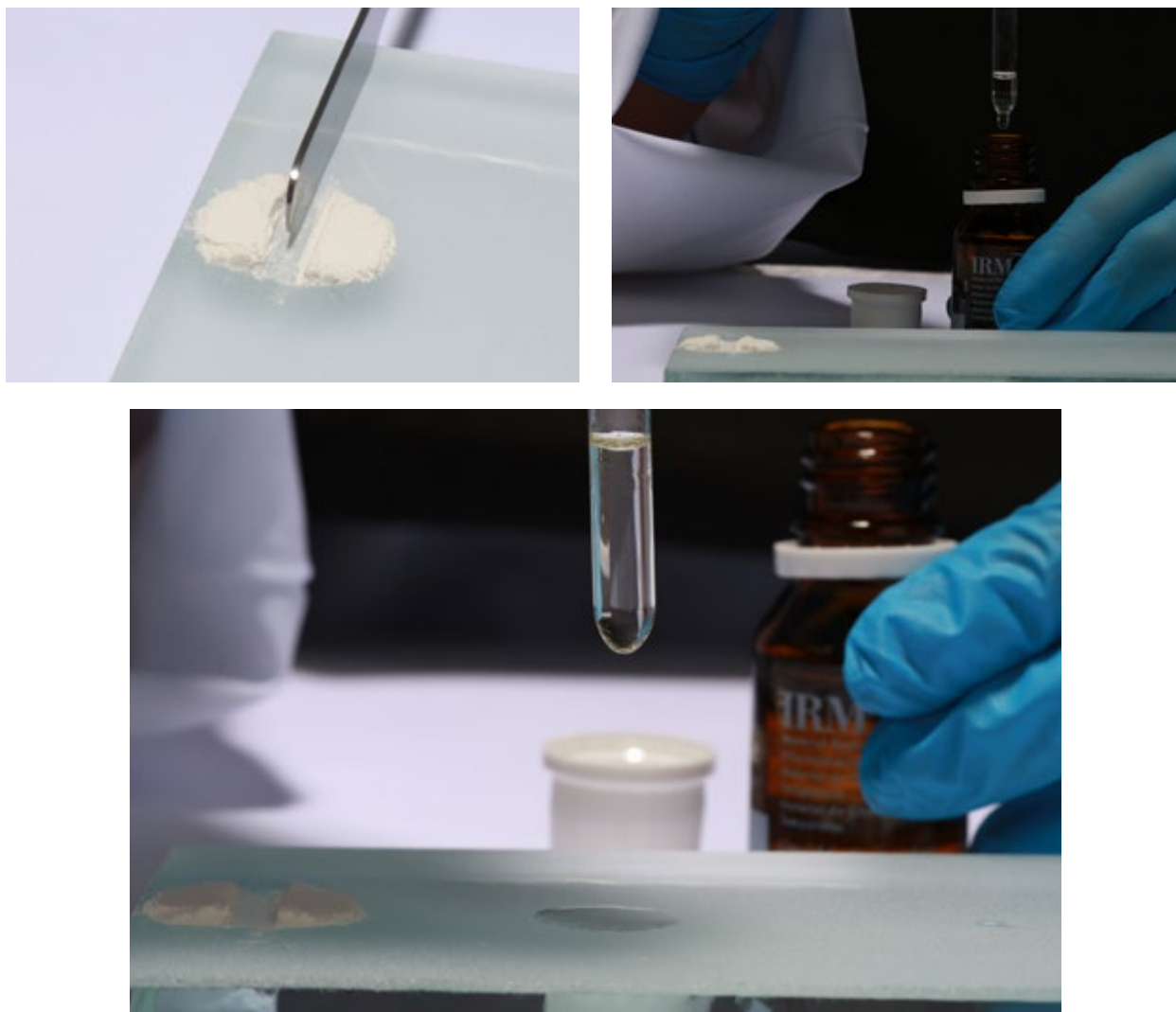


**Imagem 8:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento óxido de zinco e eugenol tipo II.

**Proporcionamento:** As embalagens devem ser agitadas para homogeneização do pó e do líquido. Uma porção do pó coletada com a colher medidora fornecida pelo fabricante é utilizada para proporcionar o pó. A colher não deve ser pressionada contra as paredes do pote. O pó é removido de dentro da embalagem em excesso na colher dosadora. Em seguida, passa-se o rasante com a espátula nº 36 (removendo o excesso) para que o pó, então precisamente proporcionado, possa ser despejado na placa de vidro. O pó deve, então, ser dividido em duas partes para facilitar o processo de incorporação ao líquido. A primeira porção deve ser misturada ao líquido por aproximadamente 30 segundos e a segunda porção restante será incorporada pelo mesmo tempo. A primeira gota do líquido retirado do frasco de vidro deve ser dispensada para que com ela se possa desprezar bolhas de ar que alteram a quantidade de líquido necessária para realizar o correto proporcionamento do cimento. O líquido deverá ser gotejado (1 gota para 1 medida do pó) sobre a placa de vidro imediatamente antes do início da espatulação para que não haja a sua evaporação. O proporcionamento do líquido deve ser feito com o conta-gotas posicionado na horizontal durante a aspiração do líquido e, logo a seguir, posicionado na vertical, perpendicular à placa de vidro fosca, minimizando a incorporação de bolhas de ar e permitindo a liberação da quantidade de líquido adequada à consistência final que se almeja alcançar. Quando o frasco tiver o gotejador já acoplado à embalagem do líquido é importante manter uma distância adequada da placa de vidro que permita a visualização da totalidade da gota caindo na placa, sem que haja qualquer tipo de distorção. Geralmente, a proporção é de uma parte do pó (1 colher dosadora) para uma gota do líquido (dispensada pelo conta-gotas). Em peso, a proporção é de 6:1. A imagem 9 demonstra o proporcionamento do cimento OZE II utilizando os medidores fornecidos pelo fabricante.





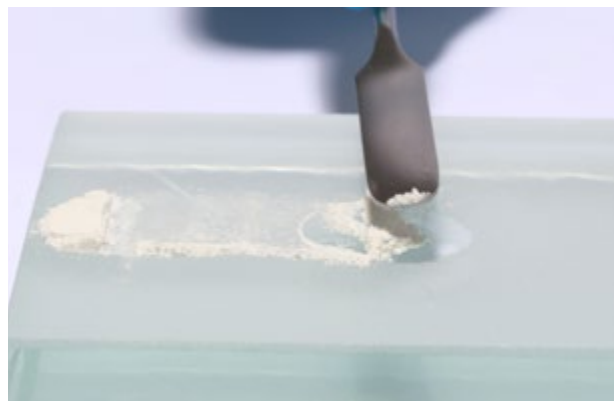


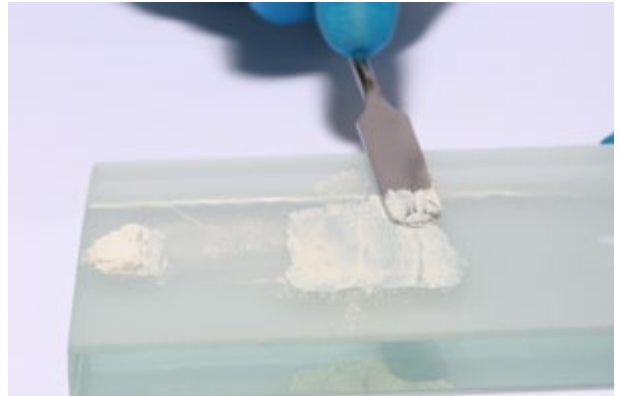
**Imagem 9:** Proporcionamento do cimento óxido de zinco e eugenol tipo II.

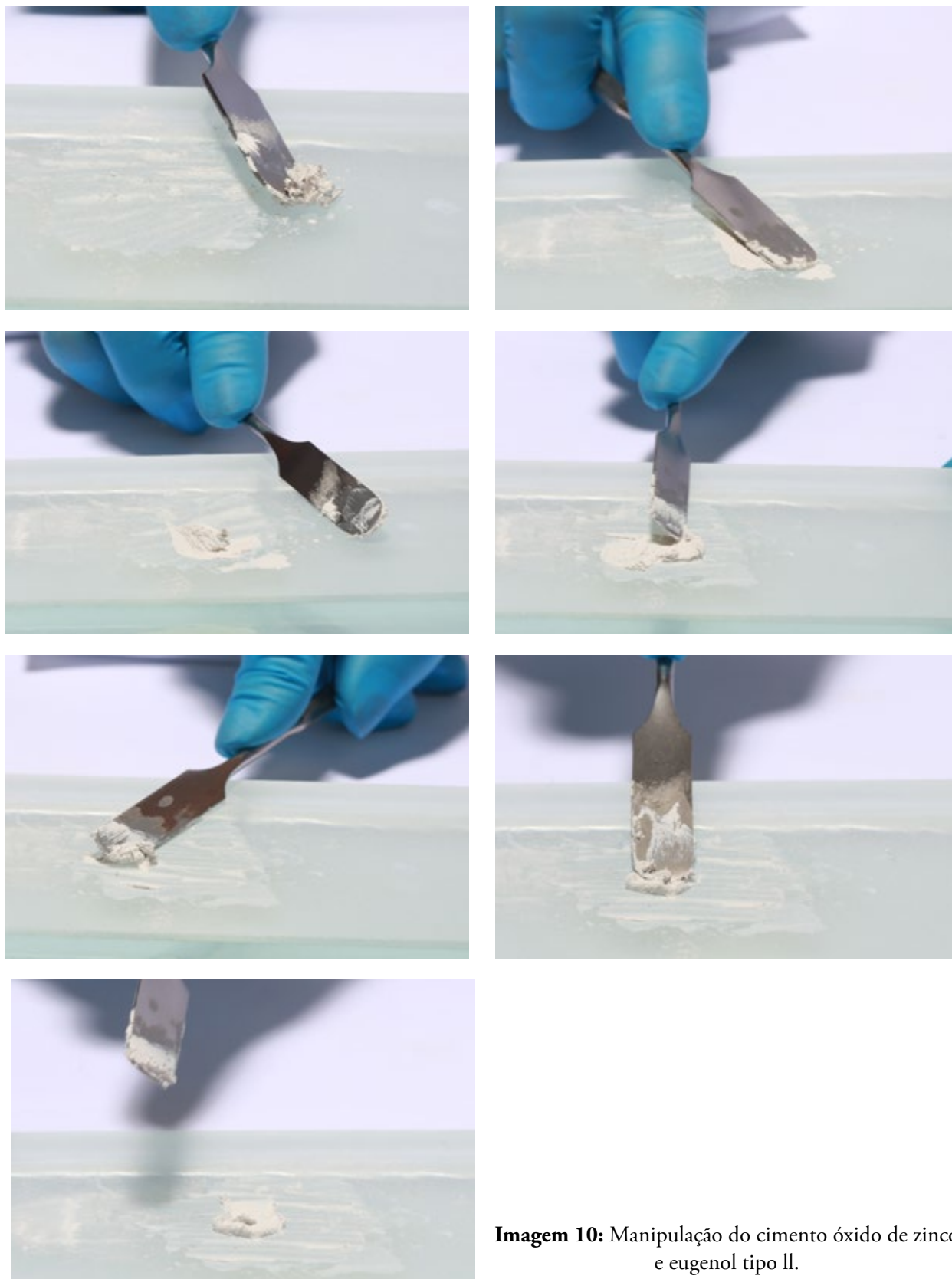
**Manipulação:** utilizando a espátula nº 36 ou nº 50, deve-se arrastar a primeira metade do pó para junto do líquido iniciando a espatulação que deverá ser feita por cerca de 30 segundos. Repete-se o processo juntando a segunda porção à mistura por igual tempo (30 segundos). Incorporado todo o pó, deve-se manipular a mistura com bastante força, batendo na massa com vigor, apertando-a para que o líquido aflore e permita ao dentista alcançar a consistência de massa compacta com brilho úmido superficial. A manipulação deve ser iniciada com movimentos lentos em uma pequena área da placa para evitar o desperdício do pó ou do líquido. Durante a incorporação da segunda porção do pó, tem-se a impressão de que o pó não poderá ser totalmente incorporado. Entretanto, a realização da espatulação vigorosa com uma espátula rígida possibilita a formação de uma massa com consistência ideal. O tempo de manipulação recomendado pelos fabricantes pode variar de 40 a 60 segundos e deve ser seguido à risca. Vale lembrar que a reação de presa deste cimento ocorre em menor tempo, devido ao acréscimo dos aceleradores da reação (água e ácido acético) à composição do líquido. Portanto, além da força o cirurgião-dentista deverá ser ágil.

Sempre há uma tendência por parte do clínico em colocar mais líquido à mistura com o intuito de facilitar a manipulação do cimento. No entanto, a massa terá maior formação de matriz de eugenolato de zinco com baixas propriedades mecânicas, prejudicando, desta forma, a longevidade do material. A falta de incorporação de parte do pó também produzirá uma massa com fragilidade mecânica.

Após a manipulação e aplicação do material na cavidade a adição de água proveniente, inclusive, dos fluidos bucais propicia a aceleração da reação de presa favorecendo a obtenção das boas propriedades mecânicas em menor tempo. O tempo de trabalho é de 2 a 3 minutos em condições normais de temperatura e umidade relativa (25°C e 50%, respectivamente). Decorridos 5 minutos o material já terá adquirido resistência mecânica suficiente para ser esculpido com um esculpidor Holleback nº 3 ou nº 3S, ou ainda, o esculpidor de Frahn nº 2, nº 6 ou nº 10. A imagem 10 demonstra a manipulação do cimento OZE II.







**Imagem 10:** Manipulação do cimento óxido de zinco e eugenol tipo II.

**Aplicação:** utilizando a espátula de inserção nº 01, porções do cimento são levadas à cavidade para confecção de uma base, já que se trata de um cimento que apresenta maior resistência ou ainda, para confecção de restauração provisória de longa duração (até 1 ano). O cimento inserido na cavidade pode ser compactado com um condensador do tipo Ward nº 01 ou 02 ou com um condensador de Black umedecido para facilitar sua acomodação. Um algodão ligeiramente embebido em água também atua facilitando o processo, além de acelerar a reação de presa. A imagem 11 demonstra a inserção do OZE II para confecção de uma base cavitária.



**Imagem 11:** Aplicação do cimento óxido de zinco e eugenol tipo II.

## 6 Indicações

**OZE Tipo I:** é indicado como restaurador provisório de curta duração ou para cimentação provisória de restaurações indiretas. Mas, não é indicado como material para confecção de base cavitária ou restauração provisória de longa duração, pois não suportaria a aplicação das cargas provenientes da condensação do amálgama odontológico ou das forças da mastigação ao longo do tempo. Se, com essa finalidade fosse utilizado haveria um escoamento do cimento que dificultaria a justaposição do amálgama nas margens cavitárias favorecendo a microinfiltração.

**OZE Tipo II ou III:** pode ser indicado como base cavitária para restaurações de amálgama ou ainda para a confecção de restaurações temporárias de longa duração, com prazo de até um ano, desde



que respeitados os preceitos da correta higienização e do controle adequado da saúde bucal. OZE II e III resistem à pressão de condensação do amálgama odontológico e tem um escoamento menor quando comparado ao OZE do tipo I. O OZE tipo III é ainda indicado nas retro-obturações endodônticas quando as apicectomias (remoção do ápice radicular) são indicadas para tratamento de infecções endodônticas persistentes ou para cimentação permanente de restaurações indiretas.

As restaurações provisórias de longa duração são confeccionadas para reduzir o risco da doença cárie, permitindo aos pacientes predispostos a uma maior atividade cariogênica, reverter sua higiene oral precária, até que seja possível promover o tratamento adequado das sequelas deixadas pelo processo cariioso. Essas restaurações são utilizadas após a remoção da dentina infectada com brocas e instrumentos cortantes manuais como as colheres de dentina e, posterior, aposição de um material restaurador temporário como é o OZE. Esse é um tipo de tratamento terapêutico conhecido na Odontologia como Tratamento Expectante. A literatura mundial baseada em evidências científicas discorre sobre a impossibilidade de remoção de toda dentina afetada do fundo cavitário. Sendo assim, a colocação de um material restaurador temporário é capaz de promover a diminuição do número de cepas bacterianas viáveis e aumentar a dureza da dentina.

Além disso, o uso do eugenol traz um efeito anti-inflamatório que advém de sua capacidade de inibir as prostaglandinas liberadas pelos leucócitos durante a inflamação. Seu efeito anódino (analgésico) é proveniente da inibição da sensorialidade das células nervosas no local de aplicação do OZE. Assim, em quadros de hiperalgesia pulpar em condição reversível o eugenol promove uma diminuição considerável da sensibilidade dolorosa. Nos 10 primeiros dias de contato do material com os tecidos duros do dente a liberação do eugenol é maior, principalmente em contato com a umidade. Após o 10º dia a liberação declina em função da maior dificuldade de permeação da saliva e fluidos responsáveis por hidrolisar o material, liberando o eugenol. Pode-se aferir que 50% do eugenol é liberado nos primeiros 10 dias. Entretanto, mesmo após 10 semanas pequenas quantidades ainda são liberadas.

A maior quantidade de eugenol na massa do material, causada por diminuição da proporção pó/líquido, contribui para que essa substância entre em contato com microorganismos ainda viáveis e iniba seu metabolismo. Como o OZE não faz adesão às paredes da cavidade, atribui-se ao eugenol a capacidade de inibir o reingresso de bactérias nas margens cavitárias minimizando a colonização bacteriana. O escoamento do material devido aos esforços mastigatórios também contribui para impedir a invasão microbiana, uma vez que veda as margens da cavidade impedindo a entrada de agentes patógenos.

O uso de OZE permite ao cirurgião-dentista dispor de propriedades antibacterianas, vedamento das margens, efeito anódino e anti-inflamatório, dando condições para a remineralização da dentina profunda e para a formação da dentina terciária com ganho de tempo para o reestabelecimento do sistema imunológico após o ataque agudo da doença cárie.

## 7 Contraindicações

A maior importância clínica advém do fato de que os metoxifenóis (eugenol) são desagregadores de radicais livres uma vez que o grupamento alil presente na sua estrutura molecular é um agente de transferência de cadeia degradante, ou seja, promove a terminação ao invés da propagação de uma reação química. Assim, o eugenol interfere na polimerização de materiais resinosos adesivos em uma profundidade de 100  $\mu\text{m}$ . Desta maneira, a polimerização do sistema adesivo, da resina composta e dos cimentos resinosos pode ser prejudicada com todas as suas consequências funestas, tais como: microinfiltração, cárie secundária, sensibilidade dentinária, queda da restauração, descolamento de peça protética e até a fratura da cerâmica ou compósito indireto cimentado. Convém promover minuciosa limpeza do material utilizado para restauração ou cimentação temporária (com eugenol) antes do emprego de materiais resinosos adesivos. Em procedimentos adesivos o OZE também ocupa os espaços das paredes cavitárias destinados à aplicação do adesivo, interferindo na superfície de contato dos modernos sistemas adesivos. Portanto, há a necessidade de, cada vez mais, restringir o emprego do eugenol antes da realização de procedimentos adesivos.

Diante do exposto vale ressaltar que suprimir o eugenol de alguns materiais modernos, é desejável, devido aos efeitos adversos dessa substância em relação aos materiais adesivos tão amplamente utilizados atualmente. Sendo assim, uma reação de saponificação entre um éster em solução aquosa e uma base inorgânica forte como é o óxido de zinco é utilizada para formar um sal orgânico (saponáceo insolúvel) e álcool. Essa reação é denominada hidrólise alcalina. Essa estratégia é inspirada na reação de produção do sabão, ou seja, em reações de saponificação onde um ácido graxo reage com o hidróxido de sódio formando sabão e glicerol. Essa estratégia é utilizada em cimentos de óxido de zinco sem eugenol.

O eugenol também pode interferir com o cimento de hidróxido de cálcio, uma vez que possui ação quelante sobre íons metálicos como é o cálcio. Logo, reage com o íon cálcio presente no cimento de hidróxido de cálcio através de uma reação exotérmica, contribuindo para sua dissolução em cavidades profundas com capeamento pulpar direto ou indireto.

A profundidade da dentina influencia sobremaneira a capacidade de permeação do eugenol em direção à polpa. O eugenol por ser um quelato, liga-se ao cálcio da dentina remanescente e às fibras colágenas. Contudo, quanto mais próximo da polpa, maior é o número e o diâmetro dos canalículos dentinários, com consequente aumento da permeabilidade dentinária e de umidade. A umidade proveniente da polpa promove a hidrólise do material fazendo com que mais eugenol não ligado ao cálcio chegue ao tecido pulpar causando uma real possibilidade de intoxicação do tecido pulpar. Logo, o eugenol jamais poderá ser utilizado para realização do capeamento pulpar, uma vez que não pode entrar em contato direto com a polpa.

## Leitura recomendada

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips materiais dentários. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.  
Callister Jr WD. Ciência e engenharia de materiais – Uma Introdução. 8. ed. São Paulo: LTC; 2012.

- Darvell BW. Ciência dos materiais para odontologia restauradora. 9. ed. São Paulo: Santos; 2012.
- Elias CN, Lopes HP. Materiais dentários – ensaios mecânicos. 1. ed. São Paulo: Santos; 2007.
- Galan Jr J. Materiais dentários – o essencial para o estudante e o clínico geral. 1. ed. São Paulo: Santos; 1999.
- McCabe JF, Walls AWG. Materiais Dentários Diretos – Princípios básicos à aplicação clínica. 8. ed. São Paulo: Santos; 2006.
- Reis A, Loguercio AD. Materiais dentários diretos – Dos fundamentos à aplicação clínica. 1. ed. São Paulo: Santos; 2007.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Craig materiais dentários restauradores. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.
- Van Noort R. Introdução aos materiais dentários. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2010.



# Capítulo 6

*Talita Christine Camilo Lopez*

Cimento Fosfato  
de Zinco

### 1 INTRODUÇÃO

O cimento de fosfato de zinco, atualmente, tem como principal indicação a cimentação de peças protéticas. Mas, também pode ser usado como base cavitária ou restaurador provisório na proteção direta do complexo dentina-polpa.

É um dos cimentos odontológicos mais antigos, isto porque em boa parte do século XX os únicos agentes de cimentação disponíveis eram o cimento de óxido de zinco e eugenol e o cimento de fosfato de zinco. Sua primeira citação na literatura foi em 1879 e a formulação utilizada nos dias atuais foi desenvolvida em 1902. Mesmo após tantos anos este material continua sendo utilizado devido ao seu comprovado sucesso clínico, baixo custo e razoável facilidade de manuseio. É considerado ainda o padrão ouro (*gold standard*) na cimentação, ou seja, é referenciado como o padrão ideal de comparação para testes e estudos com outros agentes cimentantes.

O processo de cimentação é o passo final de uma sequência clínica realizada para a confecção de peças protéticas. O objetivo do cimento é auxiliar na retenção ou na fixação da restauração protética ao dente, promover o vedamento das margens e da interface dente-restauração, além de proteger e manter a integridade do remanescente dental e do complexo dentino-pulpar quando presente. Portanto, quando usado como agente de cimentação, os cimentos odontológicos também estão funcionando como materiais de proteção do complexo dentina-polpa. A retenção conseguida por este cimento é obtida através do atrito ou embricamento mecânico entre o dente preparado, o cimento e a restauração protética.

Ao microscópio é possível verificar que as superfícies tanto do remanescente dental quanto da peça protética são irregulares (rugosas). Portanto, quando o cimento de fosfato de zinco é aplicado, assim como outros agentes cimentantes, preenche os espaços vazios encontrados nas irregularidades das superfícies formando uma camada contínua com espessura de película (delgada) que fornece o vedamento necessário entre o dente e a restauração indireta. Ou seja, para um agente cimentante ser efetivo, este deve promover o selamento (vedamento) da interface dente-restauração preenchendo as irregularidades e, contribuindo ainda, com a retenção da restauração indireta.

Embora, seja a cimentação a sua principal indicação atualmente, este importante cimento também pode ser usado como agente de proteção dentino-pulpar direto, uma vez que possui capacidade para funcionar eficientemente como um material para confecção de restaurações provisórias ou bases cavitárias. Existem outras opções mais vantajosas que o fosfato de zinco para a proteção direta do complexo dentina-polpa, porém, na ausência das demais opções, ele poderá ser empregado pelo cirurgião-dentista com eficácia.

O cimento de fosfato de zinco, assim como outros cimentos para cimentação ou proteção do complexo dentina-polpa, apresenta reação de presa do tipo ácido-base. Possui fácil manipulação desde que respeitadas as recomendações ideais e indicações e bom desempenho clínico em longo prazo. Os requisitos físicos necessários para os cimentos do tipo ácido-base, pó/líquido, estão descritos na norma internacional da *International Organization for Standardization* (Norma ISO para cimentos dentais do tipo ácido-base: ISO 9917-1:2007) que normatiza como devem ser as características tais como: solubilidade, selamento da interface dente/restauração, atividade anticariogênica, adesão, proprieda-

des mecânicas, propriedades de manipulação, radiopacidade, viscosidade e espessura de película, solubilidade e estética.

## 2 APRESENTAÇÃO COMERCIAL

São cimentos apresentados comercialmente na forma de um pó branco e um líquido transparente. No frasco do pó está contido, principalmente, o reagente básico, enquanto no frasco do líquido está o componente ácido. O fabricante disponibiliza um dosador (colher medidora) e um conta-gotas acoplado ao frasco do líquido. A imagem 1 demonstra a apresentação comercial dos cimentos de fosfato de zinco.



**Imagem 1:** Apresentação comercial do cimento fosfato de zinco.

## 3 Composição

O cimento de fosfato de zinco possui em sua composição substâncias capazes de fazer com que o material tome presa ao misturar o pó e o líquido de forma adequada. A seguir está apresentada a composição deste cimento:

**Pó:** o frasco do pó contém principalmente o óxido de zinco (de 75% a 90%), além do óxido de magnésio (de 10 a 13%) e outros óxidos como o óxido de bismuto. A sílica e a alumina também estão presentes. Com intuito de diminuir a reatividade e aumentar o tempo de trabalho e presa, o pó é sinterizado (aquecido) a uma temperatura superior a 1.000°C por várias horas.

O óxido de magnésio tem a função de preservar a cor branca do cimento, facilita o processo de pulverização do óxido de zinco e aumenta a resistência à compressão do cimento. Os outros óxidos adicionados em menor quantidade (de 5 a 8%) melhoram as propriedades mecânicas do material e fornecem maior variedade de cores e radiopacidade.

**Líquido:** é uma solução aquosa que contém ácido fosfórico em uma concentração que varia de 38 a 64%, fosfato de alumínio de 2 a 3% e, em alguns materiais, o fabricante pode acrescentar ainda 10% de fosfato de zinco. A água presente no líquido tem a função de promover a ionização do ácido controlando a taxa de reação ácido-base.

O frasco do líquido deve ser mantido fechado para evitar a evaporação da água presente na solução que resultaria na diminuição do pH do líquido uma vez que a solução de ácido fosfórico estaria mais concentrada. Quando uma grande quantidade de água é perdida o ácido fosfórico tende a se degradar fazendo com que o líquido adquira uma aparência turva que implica no descarte do líquido.

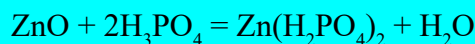
### Reação de presa

A mistura dos óxidos presentes no pó, especialmente o óxido de zinco, com o ácido fosfórico presente no líquido dá início a uma reação química capaz de produzir o sal responsável pela presa do cimento, ou seja, esta reação deve ocorrer dentro de um tempo razoável para que seja possível sua aplicação clínica. O nome do cimento corresponde ao sal produzido após o desenvolvimento da reação de presa e não a um reagente da reação.

A reação química ácido-base acontece, então, entre o ácido fosfórico com íons hidrogênio substituíveis e óxidos do pó (reagente básico) com íons hidroxila substituíveis e tem como resultado a produção de sal e água.

Ao iniciar a manipulação do material, as partículas de óxido de zinco são misturadas com a solução aquosa de ácido fosfórico. A camada superficial do óxido de zinco é dissolvida pelo ácido. Algumas partículas de óxido de zinco não serão dissolvidas e permanecerão envolvidas pelo sal. O produto desta primeira etapa da reação é o fosfato de zinco ácido e água, ou seja, um sal e a água, como representado na reação abaixo na figura 1:

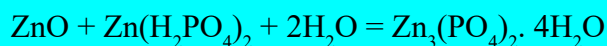
**Figura 1** – Reação intermediária de presa do cimento



Em outras palavras, o ácido fosfórico na presença de água libera íons  $\text{H}^+$  que atacam as partículas do óxido de zinco formando o fosfato de zinco ácido.

O fosfato de zinco ácido produzido é um composto intermediário que reage com a água formando o sal que confere a presa definitiva ao material. Este sal é o fosfato de zinco hidratado. A figura 2 mostra a etapa final de presa do cimento.

**Figura 2** – Reação final de presa do cimento



O cimento cristaliza-se formando uma matriz de fosfato de zinco, magnésio e alumínio que mantém aprisionadas em seu interior partículas de óxido de zinco não reagidas. Estas partículas não reagidas conferem maior resistência mecânica ao material.

Essa reação química de presa é levemente exotérmica, ou seja, libera calor. E ainda, promove alguma contração volumétrica ao final.

A água da reação quando evaporada faz com que sejam formados poros no cimento que contribuem para a permeabilidade e porosidade do material quando atingida a presa.

O tempo de presa é o tempo total da reação, ou seja, o tempo compreendido desde o início da manipulação até o instante em que a reação química de presa cessa. Já o tempo de trabalho é o tempo transcorrido do início da manipulação até o momento em que a consistência ou viscosidade ideal do material é atingida, possibilitando a sua aplicação clínica.

Desde que manipulado corretamente, seguindo as recomendações do fabricante e dos pesquisadores em biomateriais, este cimento apresenta tempo de trabalho e tempo de presa bem definidos.

O cimento de fosfato de zinco apresenta tempo de trabalho em torno de 1 minuto e 30 segundos e tempo de presa inicial ao redor de 14 minutos. Já a presa final ocorre em aproximadamente 24 horas.

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** este cimento pode provocar uma reação citotóxica e inflamatória à polpa de moderada a forte quando aplicado em cavidades profundas, bastante profundas ou quando em contato direto com o tecido pulpar, causando nessa última situação, uma necrose localizada. Isso acontece devido ao pH ácido que o cimento apresenta nas primeiras 24 horas da reação, podendo apresentar pH inicial em torno de 1,3 a 3,6 nos primeiros 20 minutos.

Este baixo pH, quando atingida a presa, torna-se próximo da neutralidade (pH=7), minimizando as reações pulpares. Entretanto no decorrer de algumas semanas ainda pode ser observada uma leve inflamação crônica.

Em razão dos efeitos inflamatórios causados pelo baixo pH inicial, em situações em que está indicado o capeamento pulpar direto ou mesmo o indireto, deve-se aplicar um outro agente de proteção inicialmente, como por exemplo, uma camada protetora de um sistema adesivo (no capeamento indireto) e os produtos de hidróxido de cálcio (no capeamento direto ou indireto).

Não apresenta efeito antimicrobiano e como possui uma pequena contração de presa este cimento não é totalmente efetivo contra a penetração de microrganismos. Além disso, não apresenta propriedades adesivas em relação aos tecidos dentais.

A associação dos fatores acima mencionados, pode explicar o surgimento da sensibilidade pulpar (irritação pulpar), além de lesões de cárie secundárias dependendo da forma como este cimento é utilizado.

**Propriedades Químicas e Físicas:** trata-se de um material bastante solúvel em água nas primeiras 24 horas até atingir a presa final. Contudo, após esse período a solubilidade é bastante reduzida melhorando o comportamento do material. Entretanto, a saliva pode dissolver o cimento quando esse permanece exposto ao meio bucal, podendo causar infiltração marginal ao redor da restauração ou da peça cimentada.

Como o tempo de presa deste cimento é relativamente longo deve-se sempre evitar que áreas livres fiquem expostas ao meio oral, especialmente quando for utilizado como agente de cimentação ou como restaurador provisório. Neste caso deve-se aplicar uma fina camada de verniz cavitário ou de componentes resinosos de um sistema adesivo nas margens da peça protética entre o dente e a restauração. Tal procedimento fornece condições para que o cimento atinja sua presa final, ganhando mais resistência à solubilidade. Sabe-se ainda que a solubilidade está relacionada a proporção pó-líquido que deve ser respeitada. O limite máximo recomendado de perda de massa do cimento por solubilidade é de 0,2% e quando manipulado corretamente a perda varia de 0,04 a 0,06%.

**Radiopacidade:** possui ainda componentes que o torna radiopaco facilitando sua detecção em imagens radiográficas.

**Espessura de película:** é a espessura contínua, em micrômetros, do cimento, atingida a presa e após a aplicação de uma carga de 150 N por minuto entre duas superfícies planas. Todo cimento indicado para cimentação deve apresentar espessura de película. O fosfato de zinco apresenta essa espessura.

As partículas de pó são parcialmente dissolvidas pelo ácido, fazendo com que seu tamanho, após a presa, seja de aproximadamente 2 a 8  $\mu\text{m}$ . Portanto, o cimento pode alcançar uma espessura de película em torno de 20  $\mu\text{m}$ . Essa espessura de película, bastante delgada e fluida é ideal quando o cimento é utilizado para a cimentação de peças protéticas, garantindo o bom assentamento da restauração indireta sobre o dente preparado.

**Adesão:** este material não faz adesão, ou seja, e não é capaz de formar ligação química com os tecidos dentais ou com as peças protéticas.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** possui baixa condutibilidade térmica e elétrica atuando como um bom isolante térmico e elétrico. Sua condutibilidade térmica e elétrica é semelhante à do esmalte e, consideravelmente, menor do que a de metais e ligas metálicas. Portanto, esse material pode ser aplicado como base cavitária, principalmente, com restaurações metálicas.

**Propriedades Mecânicas:** assim como com as outras propriedades, a resistência mecânica depende da proporção pó-líquido. Como em todos os cimentos, quanto maior a proporção pó-líquido, ou seja, quanto maior a quantidade de pó, maior será a resistência mecânica e menor será a solubilidade e o tempo de trabalho e de presa do material.

Os valores de resistência à compressão podem variar de 40 MPa (mais baixos) até 140 MPa (mais altos). E essa resistência à compressão é suficientemente alta para suportar as forças da mastigação e da condensação do amálgama dental nas restaurações diretas, embora apresente baixa resistência à tração, em torno de 5 a 7 MPa.

É um material frágil, ou seja, fratura ao atingir o limite elástico sem sofrer deformação plástica. Possui um módulo de elasticidade em torno de 12 a 13,7 GPa, semelhante ao da dentina.

**Propriedades Ópticas:** são acrescentados alguns componentes com intuito de fornecer ao material uma certa variedade de cores com alguma semelhança à cor da dentina, evitando gerar alterações de cor perceptíveis nos materiais restauradores definitivos com propriedades estéticas que venham a ser aplicados sobre este cimento. Apesar disso, não apresenta propriedades estéticas satisfatórias.

## 5 Manipulação

**Instrumental:** placa de vidro lisa e grossa (20mm), espátula nº 24 flexível, espátula para inserção nº 01, condensador Ward nº 1 e nº 2, Hollembach nº 3S, sonda exploradora nº 05, pinça clínica, algodão ou gaze. A imagem 2 apresenta o instrumental necessário para manipulação deste cimento.



**Imagem 2:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento fosfato de zinco.

A imagem 3 demonstra a diferença de espessura entre uma placa de vidro convencional fina de 10 mm de espessura e uma placa grossa, indicada para este material, com 20 mm de espessura.



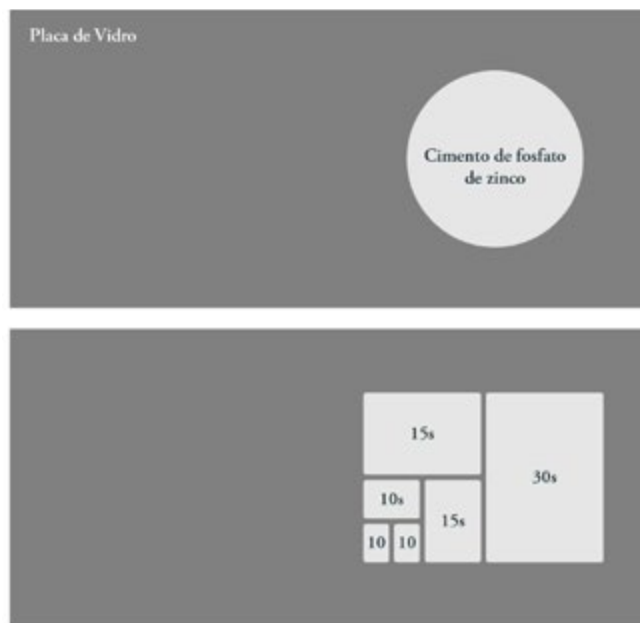
**Imagem 3:** Comparativo das diferentes espessuras das placas de vidro utilizadas na odontologia.

**Proporcionamento:** antes do proporcionamento é necessário verificar a bula disponibilizada pelo fabricante para se certificar qual é a proporção recomendada de acordo com a indicação dada ao cimento (cimentação, base cavitária ou restauração provisória). Desta forma, pode-se concluir que a consistência obtida na mistura está relacionada à proporção pó-líquido utilizada, além da forma de espatulação.

Cada fabricante disponibiliza para o seu material um dosador (colher medidora) para o pó e um conta-gotas para o líquido. Normalmente, para cada colher (maior ou menor) do pó são necessárias de três a quatro gotas do líquido. O frasco do pó deve ser sempre agitado com o objetivo de homogeneizar as partículas constituintes do cimento antes deste ser coletado com a colher medidora. A medida do pó deve ser rasa com o exato volume fornecido pelo medidor. Usa-se a espátula nº 24 passando sobre o dosador um rasante para remover o excesso de cimento recolhido do frasco.

O líquido deve ser dispensado com o conta-gotas já acoplado à embalagem e com o frasco posicionado perpendicularmente à placa de vidro. Quando o dentista dispensa o líquido com o frasco inclinado ou tocando a placa, haverá menos ou mais líquido que o necessário para a correta manipulação do cimento. A primeira gota deve ser sempre descartada devido à possibilidade da presença de ar na saída do conta-gotas o que compromete o volume correto de líquido necessário à manipulação do cimento. É importante ressaltar que uma vez dispensada a primeira gota, o frasco não deve ser retornado à posição original, evitando, desta maneira, que nova bolha de ar seja incorporada ao conta-gotas.

Portanto, dispensada a primeira gota, o dentista deve posicionar imediatamente o frasco do líquido perpendicularmente à placa de vidro para dispensar a quantidade recomendada para a manipulação que se deseja realizar. O líquido só deverá ser dispensado instantes antes do início da espatulação e, conseqüentemente, após ter sido feita a divisão do pó em 6 diferentes porções, como as demonstradas no esquema da figura 3 abaixo.



**Figura 3** – Divisão acadêmica do pó do cimento de fosfato de zinco.

Fonte: Desenhado pelos autores

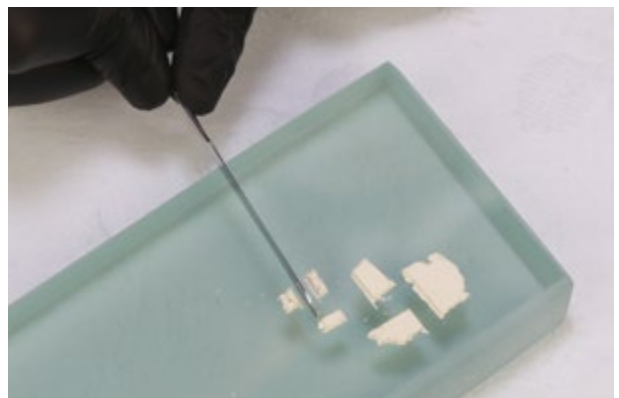
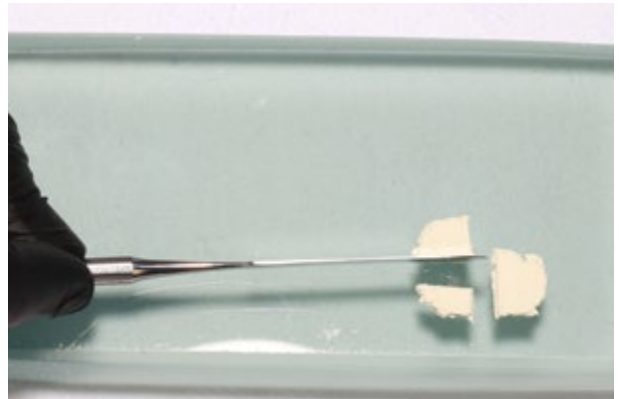
Na figura 3, acima, está representada a quantidade de pó dosado pelo medidor disponibilizado pelo fabricante, já dispensado sobre a placa de vidro grossa. Abaixo, é possível verificar as 6 porções obtidas a partir da divisão do pó dispensado na placa de vidro. É necessário notar que a quantidade inicial de

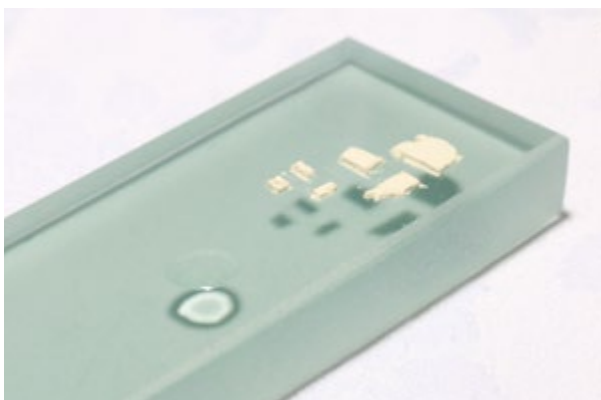


pó é dividida ao meio. As divisões sucessivas sempre ocorrem dividindo a nova porção obtida também pela metade. Desta forma, as porções obtidas terão tamanhos diferentes, como demonstrado na figura.

É importante perceber também a direção em que se deve dividir sucessivamente o pó. Para facilitar a espatulação do cimento, o pó deve ser dispensado em uma das extremidades da placa de vidro e sua divisão em 6 porções deve ocorrer no sentido do centro da placa. Se o pó for dividido desta forma, o dentista poderá trazer o pó em direção ao líquido que será dispensado no centro da placa com maior facilidade. Essa divisão acadêmica do pó tem como objetivo treinar o cirurgião-dentista a controlar a velocidade da reação de presa do cimento para atingir a consistência ideal. A imagem 4 demonstra como deve ser feito o proporcionamento e a divisão do pó para a manipulação do cimento.







**Imagem 4:** Proporcionamento do cimento fosfato de zinco.

**Manipulação:** a espatulação do cimento de fosfato de zinco requer alguns cuidados importantes. O uso de uma placa de vidro grossa é sempre recomendado, uma vez que a reação de presa é exotérmica. A espessura da placa ajuda a dissipar o calor liberado pela reação, e com isso, torna-se possível controlar o tempo de presa. A espatulação deve ser feita utilizando a espátula flexível nº 24 que permite melhor empunhadura e maior adaptação do instrumento à superfície da placa, favorecendo o espalhamento do cimento durante a manipulação que deverá ser feita usando a maior área possível da placa de vidro. Esse recurso também ajuda a dissipar o calor da exotermia da reação. Dissipar o calor da reação significa ao dentista, controlar a velocidade da presa, permitindo a incorporação de todo o pó sem comprometer a consistência final desejada de acordo com a indicação do cimento.

Além disso, o tempo de espatulação preconizado também deve ser rigorosamente respeitado, uma vez que o aumento da velocidade da espatulação e da incorporação do pó ao líquido pode acelerar a reação de presa, dificultando a obtenção da consistência ideal do cimento, especialmente na cimentação de peças protéticas.

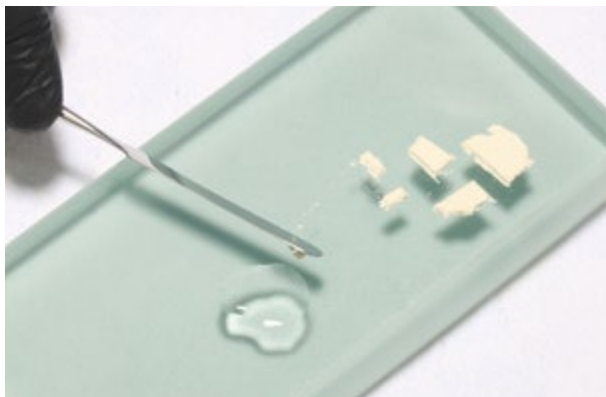
A espatulação deve ser iniciada pelas menores porções, ou seja, pelas porções com o menor volume de pó. As primeiras porções devem ser espatuladas por 10 segundos. São 3 porções menores espatuladas por 10 segundos. A quarta e a quinta porção, consideradas intermediárias, devem ser espatuladas por 15 segundos cada. Ao final, espátula-se a sexta e maior porção por 30 segundos. Essa técnica faz com que a incorporação do pó ao líquido seja lenta, no tempo total de 90 segundos. O tempo de espatulação deve ser controlado com o auxílio de um cronômetro. A incorporação lenta do pó ao líquido, permite ao dentista controlar a velocidade da reação de presa.

Em ambiente ou em dias mais quentes o profissional pode resfriar a placa de vidro colocando-a em geladeira (Figura 4), contudo deve tomar o cuidado necessário para que ao utilizá-la não tenha sobre sua superfície gotículas de água decorrentes da condensação do ar quente. O resfriamento da placa de vidro permite ao dentista estender o tempo de trabalho, facilitando a incorporação do pó e a manipulação do cimento. Independentemente do uso de tais recursos, o tempo total de mistura deve ser de 90 segundos.



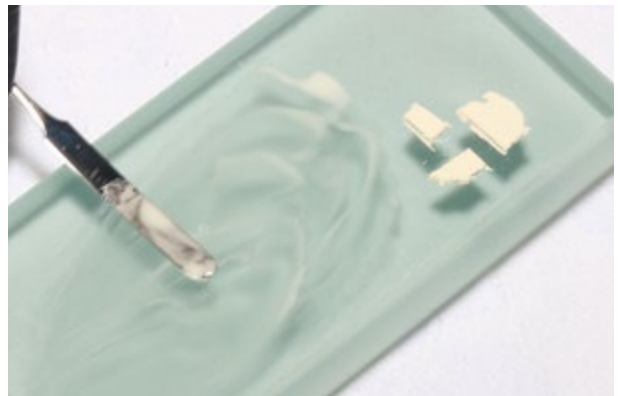
**Figura 4** – Resfriamento da placa de vidro: técnica recomendada para dissipar o calor liberado durante a reação exotérmica de presa do cimento

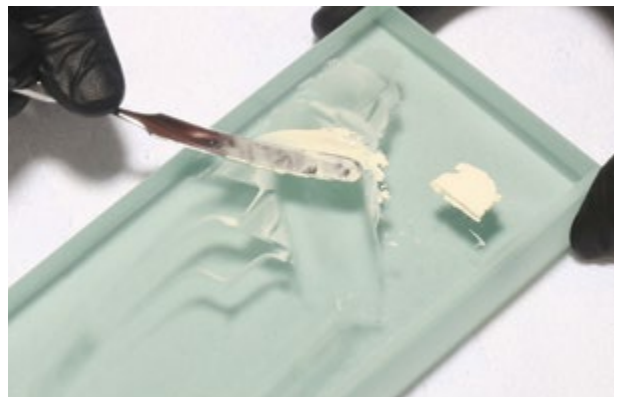
A imagem 5 apresenta a espatulação completa do cimento de fosfato de zinco de acordo com as recomendações definidas neste capítulo.



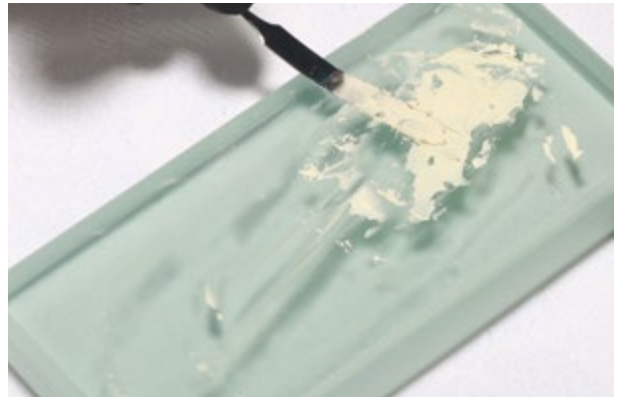
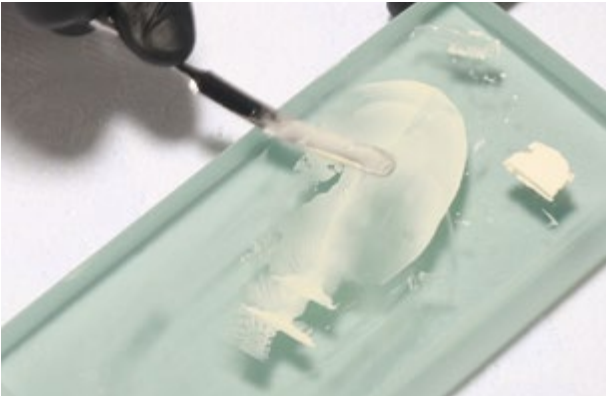




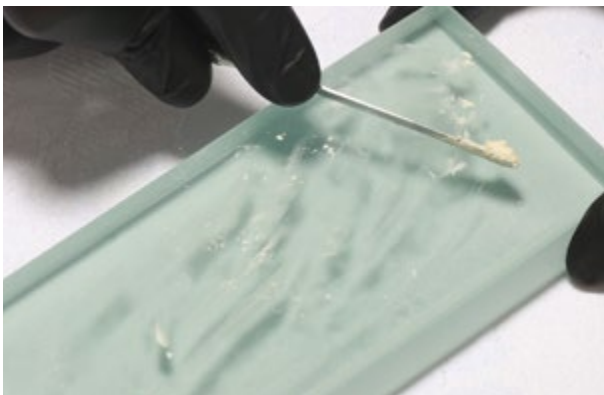
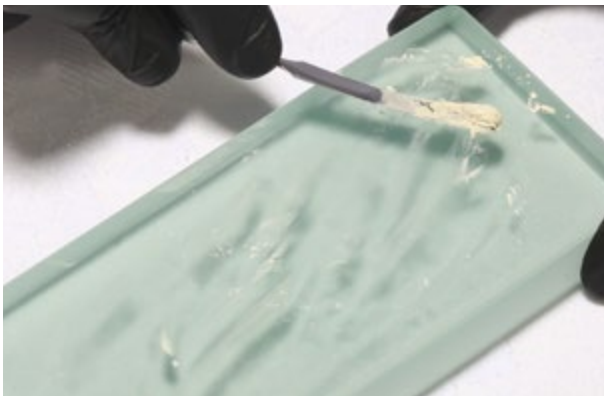
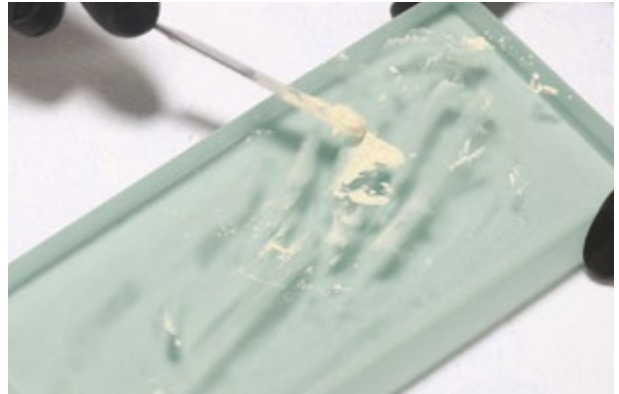
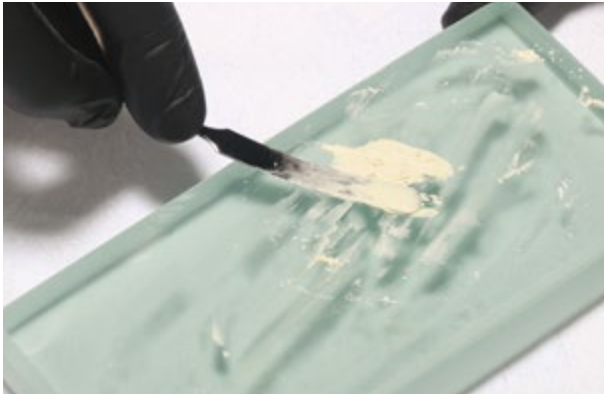
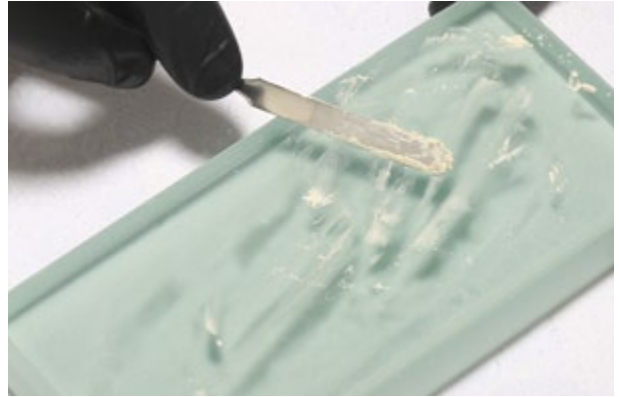
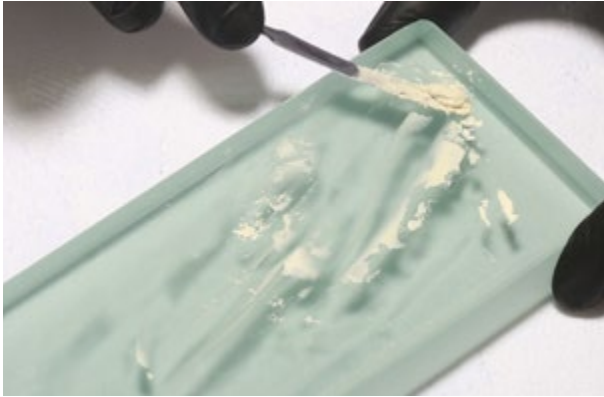


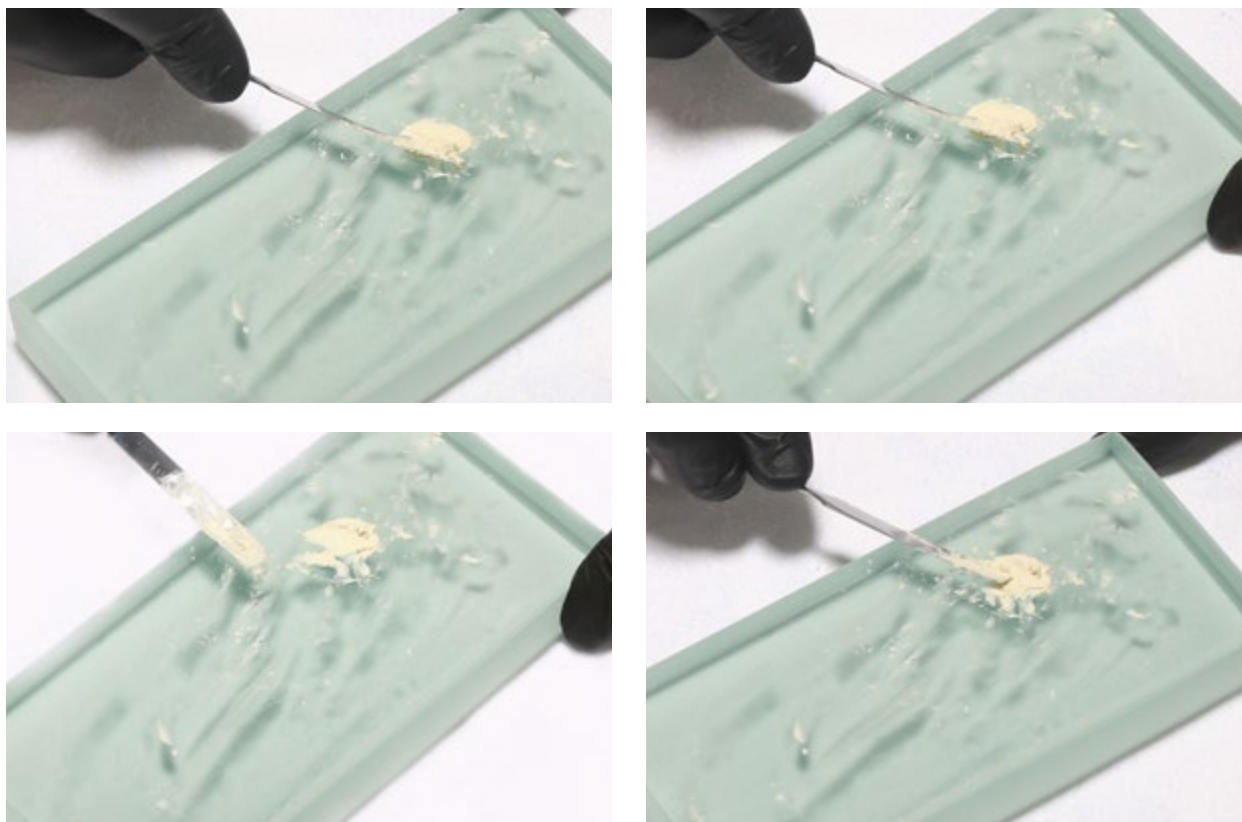






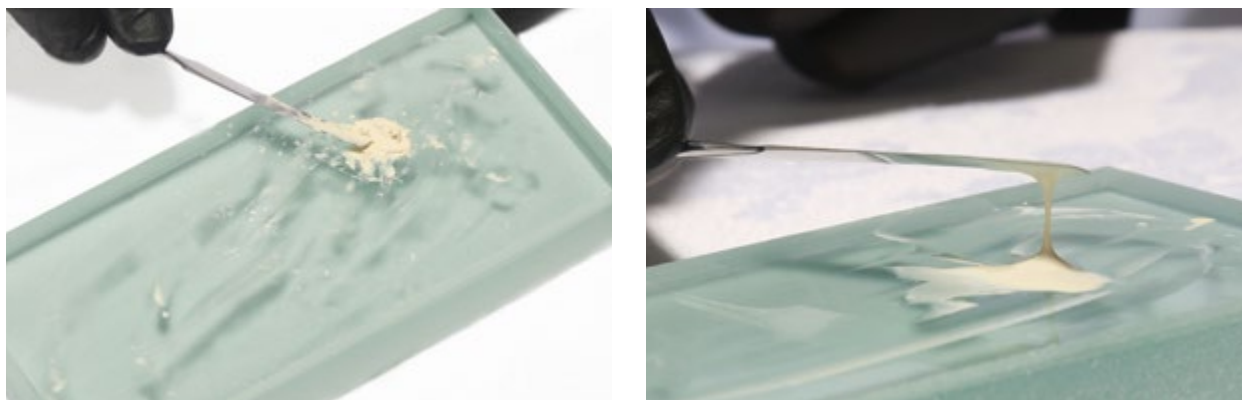






**Imagem 5:** Manipulação do cimento fosfato de zinco.

A imagem 6 demonstra as duas consistências finais desejadas para o cimento de fosfato de zinco quando indicado como agente de proteção dentino-pulpar direta. À esquerda observa-se a consistência de massa para confecção de uma restauração provisória de curta duração. À direita a consistência de fio que não quebra, indicado para confecção de uma base cavitária. A consistência ideal para cimentação é a de um fio que quebra, ou seja, mais fluida.



**Imagem 6:** Comparativo das diferentes viscosidades do cimento. Imagem à esquerda com consistência de massa indicada para restaurações provisórias. Imagem à direita: com consistência de um fio que não quebra indicada para bases cavitárias.

**Aplicação:** quando o cimento for utilizado para a confecção de uma base cavitária deve-se coletar o material da placa de vidro com a espátula de inserção nº 01 e aplica-lo na cavidade em poucos incrementos. A movimentação da espátula contendo o cimento sobre o assoalho da cavidade, permite dispensa-lo, fazendo-o desprender da espátula. Após a aplicação da quantidade necessária à confecção da base, deve-se condensar (compactar) e regularizar o cimento no fundo da cavidade com o auxílio dos condensadores tipo Ward do tamanho adequado à cavidade. Deve-se manter a atenção à quantidade de cimento dispensada dentro da cavidade. Vale lembrar que por cima da base ainda deverá haver espaço para a confecção da restauração definitiva.

Caso algum excesso de material tenha ficado retido nas paredes laterais da cavidade, deverá ser removido com o auxílio de um Hollembach nº 3S ou sonda exploradora nº 05, de acordo com a quantidade de material em excesso a ser removido. O Hollembach auxilia na remoção de excessos maiores ou mais grosseiros e a sonda auxilia quando pequenos excessos devem ser retirados. Durante todo procedimento recomenda-se que os instrumentais sejam mantidos limpos, sem resíduos de cimento e para isso, deve-se utilizar uma gaze ou algodão.

Quando o cimento for utilizado como material restaurador provisório deverá ser aplicado com uma espátula de inserção nº 01 no interior da cavidade de forma a preencher gradualmente esta cavidade até o ângulo cavo superficial. O cimento poderá ser condensado com os condensadores tipo Ward. Para devolver forma e, conseqüentemente, a função ao dente, mesmo que provisoriamente, o material deverá ser esculpido com o Hollembach nº 03 ou 3S. Os excessos podem ser removidos também com a ajuda de uma sonda exploradora. A imagem 7 demonstra a confecção de uma restauração provisória e a imagem 8 demonstra a confecção de uma base.



**Imagem 7:** Aplicação do cimento fosfato de zinco para confecção de uma restauração provisória.



**Imagem 8:** Aplicação do cimento fosfato de zinco para confecção de uma base cavitária.

Porém, quando este material for utilizado para a cimentação definitiva de uma peça protética, deverá ser coletado da placa com uma espátula de inserção nº 01 e inserido na face interna da peça protética e sobre o dente preparado. Em seguida, o conjunto restauração protética e agente de cimentação deverá ser assentado em posição, sobre o preparo cavitário.

Independentemente de sua indicação, este cimento não deve entrar em contato com a saliva e/ou com água até que sua presa inicial (15 minutos) tenha sido atingida.



## 6 Indicações

O cimento de fosfato de zinco pode ser indicado para algumas situações clínicas diferentes e de acordo com essas situações deverá apresentar diferentes consistências. Estas variam entre consistências mais fluídas (espessura mais fina), consistências mais viscosas (espessura mais grossa) e a consistência de massa.

**Cimentação:** pode ser utilizado como agente de cimentação para coroas totalmente metálicas, metalocerâmicas, metaloplásticas, próteses fixas metálicas, onlays e inlays metálicas, núcleos metálicos fundidos e sistemas de cerâmica policristalina.

Quando for utilizado como agente de cimentação este material deverá ter a consistência fluida de um fio que se quebra ao levantar a espátula nº 24 com o cimento da placa de vidro, formando um fio com um comprimento de 12 a 19 mm antes de romper. Isto significa que a viscosidade do cimento é baixa o suficiente para permitir o escoamento do cimento e o molhamento do conjunto peça protética e estrutura dental, formando uma espessura de película, que não impede o assentamento da peça protética que será cimentada.

**Base cavitária:** quando for utilizado como base cavitária atuará protegendo o complexo dentina-polpa de forma direta e, para tanto, deverá apresentar consistência de um fio que não se quebra ao levantar a espátula da placa de vidro mesmo quando distanciada a espátula em mais de 19 mm da placa. A consistência firme, de um fio que não se quebra, se dá pelo aumento da viscosidade do cimento.

As bases cavitárias são aplicadas em camadas mais espessas, maiores que 0,5mm e com até 1,5mm de espessura, sob o material restaurador definitivo. Tem a função de regularizar a cavidade e proteger o complexo dentina-polpa contra agressões térmicas, elétricas e químicas. Sobre a base será confeccionada uma restauração definitiva com amálgama ou resina composta.

A resistência à compressão do cimento de fosfato de zinco aumenta de forma mais expressiva nos primeiros 30 minutos e continua aumentando até completar 24 horas da presa inicial. Aos 7 minutos sua resistência à compressão é de 6,9 MPa, aos 30 minutos de 86,9 MPa e as 24 horas 119,3 MPa.

**Restauração Provisória:** quando for utilizado para a confecção de uma restauração provisória de curta duração, a consistência deste material deverá ser a de uma massa. A massa deverá ser aplicada na cavidade com a mais alta viscosidade alcançada, mas que permita ao dentista esculpir a restauração.

## 7 Contraindicações

Devido ao baixo pH inicial do cimento, este não deve ser aplicado diretamente em cavidades profundas ou bastante profundas, especialmente quando houver a exposição pulpar, preservando a polpa de uma agressão capaz de provocar uma inflamação irreversível.

### Leitura recomendada

- Altintas SH, Yildirim T, Kayipmaz S, Usumez A. Evaluation of the radiopacity of luting cements by digital radiography. *J Prosthodont*. 2013;22(4):282-286.
- Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips materiais dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):643-658.
- Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011;56 (Suppl 1):67-76.
- Hilton TJ. Cavity sealers, liners and bases: current philosophies and indications for use. *Oper Dent*. 1996;21(4):134-146.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):453-471.
- Piowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater*. 2005;21(5):445-453.
- Reis A, Loguércio AD. *Materiais dentários diretos – Dos fundamentos à aplicação clínica*. 1. ed. São Paulo: Santos; 2007.
- Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig materiais dentários restauradores*. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.
- Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Spittler A, Lucas T, Samorapoompichit P, Sperr W, Boltz-Nitulescu G. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dent Mater*. 1998;14(6):429-440.
- Schmid-Schwap M, Franz A, König F, Bristela M, Lucas T, Piehslinger E, Watts DC, Schedle A. Cytotoxicity of four categories of dental cements. *Dent Mater*. 2009;25(3):360-368.
- Trumpaite-Vanagiene R, Bukelskiene V, Aleksejuniene J, Puriene A, Baltriukiene D, Rutkunas V. Cytotoxicity of commonly used luting cements – An in vitro study. *Dent Mater J*. 2015;34(3):294-301.
- Van Noort R. *Introdução aos Materiais Dentários*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010

# Capítulo 7

*Ricardo Sgura*

*Ravana Angelini Sfalcin*

Cimento Ionômero  
de Vidro



### 1 Introdução

O cimento de ionômero de vidro (CIV) foi desenvolvido no início dos anos 70 a partir de dois outros cimentos odontológicos já utilizados pelos dentistas cujas propriedades traziam benefícios relevantes: o cimento de silicato e o cimento de policarboxilato de zinco. O primeiro apresentava como propriedade importante a liberação de íons flúor, capazes de diminuir a incidência de cáries secundárias. O segundo tinha como propriedade importante a adesão à estrutura dental através da ligação química do ácido poliacrílico ao cálcio existente no esmalte e na dentina.

O CIV foi, então, um cimento concebido com a ideia de disponibilizar um pó contendo flúor em sua composição e um líquido contendo ácidos carboxílicos, ou seja, apropriando-se de componentes dos dois cimentos precursores para o desenvolvimento desse novo material. Desta forma, duas propriedades deste cimento devem ser sempre lembradas quando se pensa na aplicação do material como será visto adiante: liberação de flúor e adesão aos tecidos dentais.

Ainda com o objetivo de aumentar as propriedades mecânicas do cimento, como a resistência mecânica e a dureza superficial, foi desenvolvido um cimento de ionômero de vidro modificado por partículas de liga de prata, o chamado CERMET.

Com o passar do tempo e a evolução dos polímeros odontológicos, desenvolveu-se um cimento modificado por moléculas características das resinas, surgindo, desta forma, o cimento de ionômero de vidro resino modificado (CIVRM). Esse cimento apresenta, além de um aumento nas propriedades mecânicas, uma melhora nas características estéticas.

Esse é, portanto, um cimento bastante versátil com ampla utilização entre os agentes de proteção do complexo dentina-polpa.

### 2 Apresentação comercial

Os cimentos de ionômero de vidro convencionais são tradicionalmente disponibilizados sob a forma de frascos contendo o pó e o líquido separadamente. O fabricante disponibiliza ainda uma colher medidora para o proporcionamento do pó e um conta-gotas, normalmente acoplado à embalagem, para a medida do líquido (Imagem 1).

Com o objetivo de facilitar o proporcionamento, a manipulação e a aplicação do cimento nas cavidades dentais, os fabricantes desenvolveram uma apresentação em cápsulas, na qual o material já proporcionado pelo fabricante é mecanicamente misturado e inserido diretamente na cavidade através de uma ponteira presente na própria cápsula com auxílio de uma seringa aplicadora (Imagem 1).

Os CIV Resino Modificados (CIVRM) também podem ser utilizados sob a forma de frascos que contém o pó e o líquido com o conteúdo do cimento convencional modificado por monômeros resinosos, além de outros componentes utilizados para preparar a cavidade antes da aplicação do cimento ou após sua aplicação: são os frascos que contém o *primer* e o *gloss/glaze*. Esse mesmo cimento também está disponível sob a forma de cápsulas pré-proporcionadas ou em seringas semelhantes às utilizadas

para armazenar as resinas compostas tipo flow (para cimentos apenas fotoativados), o que o torna mais fácil de ser manipulado (Imagem 2).

Os CERMETs, pouco utilizados atualmente, estão disponíveis sob a forma de frascos ou de cápsulas (Imagem 3). As imagens 1, 2 e 3 demonstram a apresentação comercial de cada tipo de CIV.

### CIV Convencional: Pó e líquido e Cápsulas



**Imagem 1:** Apresentação comercial do cimento ionômero de vidro convencional.

### CIVRM: Pó e líquido e Cápsulas



**Imagem 2:** Apresentação comercial do cimento ionômero de vidro resino-modificado.

### CERMET: Cápsulas



**Imagem 3:** Apresentação comercial do cimento ionômero de vidro modificado por prata (Cermet).

## 3 Composição

A formulação do **CIV Convencional** é a de um pó constituído de um vidro de flúor-alumino-silicato de cálcio solúvel em ácido e um líquido composto principalmente por um ácido poliacrílico em solução aquosa. Entre os demais ácidos presentes destacam-se os ácidos tartárico, itacônico, maleico e tricarboxílico, que exercem funções específicas relacionadas à viscosidade do material e à velocidade da reação de presa.

Porém, existem formas alternativas de formulação do material como, por exemplo, o **CIV Anidro**, em que as partículas de vidro e o ácido poliacrílico encontram-se no frasco do pó e o líquido é composto basicamente por água. Isso quer dizer que o ácido foi submetido a um processo de liofilização que consiste na remoção das moléculas de água fazendo com que o ácido seja transformado em pó.

Com o desenvolvimento da odontologia adesiva, o CIV Convencional foi acrescido de monômeros resinosos originando então o **CIV Resino Modificado**, em que monômeros resinosos, como o 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) são incorporados ao material.

Há ainda o CIV modificado por ligas de prata, os chamados **CERMETs**, criados quando a liga metálica foi incorporada ao pó.

Em todos os tipos de CIV, como citado acima, os principais constituintes do cimento são sempre o vidro de alumino-silicato contendo flúor e o ácido poliacrílico, fundamentais para que a reação de presa ocorra e para que suas propriedades se desenvolvam a contento. A seguir são listados os componentes presentes nas diferentes formulações do CIV encontradas:

## CIV Convencional

**Pó:** Vidro de flúor-alumino-silicato de cálcio, produzido a partir da sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) misturadas a um fundente de fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ). Contém ainda fluoreto de sódio ( $\text{NaF}$ ), fluoreto de alumínio ( $\text{AlF}_3$ ), fosfato de cálcio ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) e fosfato de alumínio ( $\text{AlPO}_4$ ) como fundentes adicionais.

**Líquido:** Ácido poliacrílico, ácido tartárico, ácido itacônico, ácido maleico e tricarboxílico.

A função do ácido tartárico é a de melhorar as características de manipulação do material, aumentando o seu tempo de trabalho, mas diminuindo o seu tempo de presa. O ácido itacônico, nem sempre presente nestes materiais, diminui a viscosidade do material e o impede de sofrer gelação antes de ser utilizado. O ácido maleico é um copolímero, menos solúvel, do ácido poliacrílico.

## CIV Convencional Anidro

**Pó:** Vidro de flúor-alumino-silicato de cálcio produzido a partir da sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) misturadas a um fundente de fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ). Contém ainda fluoreto de sódio ( $\text{NaF}$ ), fluoreto de alumínio ( $\text{AlF}_3$ ), fosfato de cálcio ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) e fosfato de alumínio ( $\text{AlPO}_4$ ) como fundentes adicionais, além do ácido poliacrílico liofilizado.

**Líquido:** Ácido tartárico e água destilada

Uma observação bastante pertinente e que pode ser causa de erro na manipulação do material por parte do cirurgião-dentista diz respeito ao uso de frascos de formulações e marcas diferentes. Caso se tente manipular um cimento em que o pó seja de uma formulação convencional com o líquido de uma formulação convencional anidra, nenhuma reação ocorrerá, uma vez que no líquido do cimento anidro, não há um dos principais reagentes da reação de presa, o ácido poliacrílico.

Vale dizer ainda que o líquido do CIV anidro é mais fluido, devido à ausência do ácido no líquido, fazendo com que a manipulação do cimento seja um pouco mais fácil.

## CIV Resino Modificado

**Pó:** Vidro de flúor-alumino-silicato de cálcio, produzido a partir da sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) misturadas a um fundente de fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ). Contém ainda fluoreto de sódio ( $\text{NaF}$ ), fluoreto de alumínio ( $\text{AlF}_3$ ), fosfato de cálcio ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) e fosfato de alumínio ( $\text{AlPO}_4$ ) como fundentes adicionais.

**Líquido:** Ácido poliacrílico, ácido tartárico, 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) ou o ácido poliacrílico modificado por grupamentos metacrilatos e canforoquinona.

**Primer:** Copolímeros do ácido poliacrílico, HEMA, etanol, canforoquinona.

**Gloss ou Glaze:** Bis-GMA, TEGDMA, canforoquinona.

Os *primers* devem ser utilizados sobre a superfície exposta da cavidade antes da aplicação do CIVRM. O gloss ou glaze é utilizado sobre o cimento aplicado, cuja presa inicial tenha sido alcançada. Tem como objetivo proteger o CIVRM e melhorar sua estética.

### CERMET

**Pó:** Vidro de flúor-alumino-silicato de cálcio produzido a partir da sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) misturadas a um fundente de fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ). Contém ainda fluoreto de sódio ( $\text{NaF}$ ), fluoreto de alumínio ( $\text{AlF}_3$ ), fosfato de cálcio ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) e fosfato de alumínio ( $\text{AlPO}_4$ ) como fundentes adicionais e partículas de prata em pó misturadas ao pó de vidro ou fundidas ao vidro previamente à moagem para produção do pó.

**Líquido:** Ácido poliacrílico, ácido tartárico, ácido itacônico, ácido maleico e tricarboxílico.

O acréscimo de partículas metálicas de ligas de prata altera a cor do material que adquire um aspecto acinzentado (metálico), porém sua resistência mecânica apresenta-se aumentada.

### Outras Classificações

Os cimentos de ionômero de vidro podem ainda ser classificados de acordo com a sua indicação clínica. Podem ser comprados pelo dentista como CIV – C (tipo I), indicado para cimentação de restaurações indiretas; CIV – R (tipo II), indicado para restauração direta; e CIV-F (tipo III), indicado para confecção de bases cavitárias ou forramento como preconizam alguns pesquisadores. Apesar das diferentes indicações, todos os tipos devem ser manipulados exatamente da mesma forma. O que muda na composição de um tipo para o outro é o tamanho das partículas de vidro (cerca de  $50\mu\text{m}$  para o CIV-R, cerca de 25 a  $35\mu\text{m}$  para o CIV-F e cerca de  $20\mu\text{m}$  para o CIV-C), que interfere diretamente na viscosidade final da mistura pó/líquido (o CIV para cimentação deve ser mais fluido, por exemplo), favorecendo uma ou outra indicação.

### Reação de Presa

Para que seja possível compreender a manipulação deste cimento e suas principais características é de fundamental importância que se conheça a reação de presa do CIV.

A reação inicia-se a partir da mistura do pó formado por partículas de vidro (sílica e alumina) e sais de flúor ( $\text{AlF}_3$ ,  $\text{CaF}_2$ ,  $\text{NaF}$ ) com o líquido formado, especialmente pelo ácido poliacrílico e outros ácidos orgânicos (tartárico, itacônico, maleico, tricarboxílico).

O ácido poliacrílico sofre ionização pela presença de água na composição do material e libera íons  $\text{H}^+$  que atacam as partículas do pó. Esses íons hidrogênio dissolvem a superfície externa dessas partículas formando um gel a base de água (hidrogel) que recobre a partícula de vidro. Neste momento ocorre a primeira fase da reação de presa do CIV, chamada de dissolução, que consiste na formação e no deslocamento de íons ( $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Al}^{3+}$ ,  $\text{F}^-$ ) provenientes do pó e disponibilizados no gel formado ao redor das

partículas. Através da matriz de hidrogel, ou seja, na fase aquosa do material, esses íons se deslocam em direção às cadeias do ácido poliacrílico que também ionizadas possuem, neste momento, radicais aniônicos ( $\text{COO}^-$ ) disponíveis para fazer uma ligação química.

O primeiro íon a se deslocar e alcançar as cadeias do ácido poliacrílico são os íons  $\text{Ca}^{2+}$  (bivalente e de menor peso atômico), responsáveis por fazer duas ligações químicas cruzadas entre as cadeias do ácido poliacrílico disponíveis e ávidas por se ligarem através de seus radicais carboxílicos aniônicos, formando assim o poliacrilato de cálcio. Neste momento, o CIV alcança sua presa inicial formando o sal da reação (poliacrilato de cálcio). Essa é a segunda fase da reação de presa, denominada de gelação.

Em seguida, os íons  $\text{Al}^{3+}$  (trivalente) é que alcançam as cadeias do ácido poliacrílico estabelecendo com ele três ligações químicas cruzadas entre as cadeias e aumentando ainda mais a consistência do material que irá atingir a partir de então e em até 24 horas sua presa final, ou seja, a terceira e última fase da reação de presa chamada de endurecimento. O CIV atinge sua presa máxima quando as ligações dos íons  $\text{Al}^{3+}$  são formadas aprisionando partículas de vidro não reagidas recobertas pelo gel de sílica, resultando em um sal reticulado formado por um grande número de ligações em cadeia que provoca um aumento rápido das propriedades mecânicas do cimento.

Vale lembrar que as ligações formadas entre os íons  $\text{Ca}^{2+}$  e as cadeias do ácido poliacrílico ( $\text{COO}^-$ ) são solúveis e suscetíveis ao ganho ou perda de moléculas de água do meio oral para o interior do material e vice e versa. Portanto, assim que o CIV perder o brilho, o que indica o estágio final da reação inicial de presa, deve ser protegido por uma camada de verniz convencional ou de um adesivo aplicada externamente ao material já inserido na cavidade. Desta forma, o dentista impermeabiliza a superfície do CIV, protegendo-o e evitando a perda de íons ( $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Al}^{3+}$ ) necessários à reação final de presa. Caso a proteção não seja realizada, moléculas de água podem penetrar para o interior da matriz de hidrogel e provocar a hidrólise das ligações cruzadas, lixiviando os íons, afastando as cadeias do ácido poliacrílico e diminuindo as propriedades mecânicas do material. O contrário também pode acontecer, ou seja, se o CIV ficar exposto em um ambiente seco pode perder água estrutural (água que faz parte da composição do material e forma o gel de sílica que recobre as partículas de vidro), dessecando o material, impedindo o deslocamento dos íons e produzindo trincas que pode levá-lo à fratura. Quando protegido o CIV atinge sua maturação máxima tornando-se resistente à hidrólise ou ao dessecamento, ou seja, resistente à perda (sinérese) ou ganho (embebição) de água.

Entendida a reação de presa do CIV, pode-se fazer algumas observações importantes para a compreensão da maneira como se desenvolvem as principais características do cimento.

É sabido que este cimento possui adesividade aos tecidos dentais, esmalte e dentina. Para entender como isso acontece vamos voltar ao momento em que os íons  $\text{Ca}^{2+}$  ligam-se às cadeias do ácido poliacrílico. Neste momento, existem radicais carboxílicos aniônicos ( $\text{COO}^-$ ) do ácido poliacrílico livres e ávidos por se ligarem aos íons  $\text{Ca}^{2+}$  provenientes das partículas do pó. Se estes radicais do ácido poliacrílico têm afinidade para ligarem-se aos íons  $\text{Ca}^{2+}$  das partículas de pó, porque não se ligarem também aos íons  $\text{Ca}^{2+}$  disponíveis nos tecidos dentais sob a forma de cristais de hidroxiapatita desmineralizada?

É exatamente isso que acontece, quando inserimos o CIV ainda com brilho e esta é uma condição indispensável, os radicais aniônicos ( $\text{COO}^-$ ) do ácido poliacrílico estão disponíveis para se ligarem

também ao  $\text{Ca}^{2+}$  presente no esmalte e na dentina. Dessa forma, o CIV passa a formar ligações químicas com as paredes da cavidade, o que confere a adesividade desse material ao dente. O brilho do material nos permite ter a certeza de que existe número suficiente de radicais do ácido poliacrílico disponíveis para fazer ligação química com o cálcio do dente. A perda do brilho indica que esses radicais já estão ligados ao  $\text{Ca}^{2+}$  proveniente das partículas de pó e, portanto, não mais poderão se ligar ao  $\text{Ca}^{2+}$  dos cristais de hidroxiapatita.

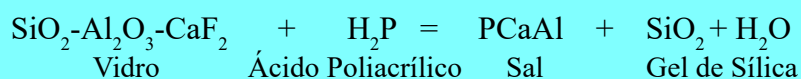
Vale ainda dizer que para melhorar a disponibilidade de íons  $\text{Ca}^{2+}$  provenientes dos tecidos dentais, deveríamos aplicar o ácido poliacrílico nas paredes cavitárias, removendo impurezas e expondo os íons.

Outra característica bastante relevante do CIV é a liberação de flúor para os tecidos dentais. Na fase de gelação, íons que se desprenderam das partículas de pó ganham mobilidade e se deslocam em direção às cadeias do ácido poliacrílico e também em direção às paredes da cavidade. Neste momento, íons  $\text{F}^-$  (provenientes dos fluoretos presentes na composição inicial) que não participam da reação de presa alcançam a superfície do esmalte e da dentina presentes na cavidade. Estes íons podem se depositar sobre os tecidos dentais desmineralizados pela lesão de cárie que originou a cavidade. A deposição de íons  $\text{F}^-$  permite a ocorrência da remineralização dos tecidos pela formação da apatita fluoretada ainda mais resistente às variações de pH.

Portanto, ao fim da reação haverá partículas parcialmente dissolvidas cobertas pelo gel de sílica e envolvidas pelo sal formado pela ligação dos íons cálcio e alumínio com o ácido poliacrílico. Moléculas de água também são formadas durante a reação de presa do tipo ácido-base, característica dos cimentos odontológicos, e tem importante papel na manutenção da estrutura do cimento de ionômero de vidro.

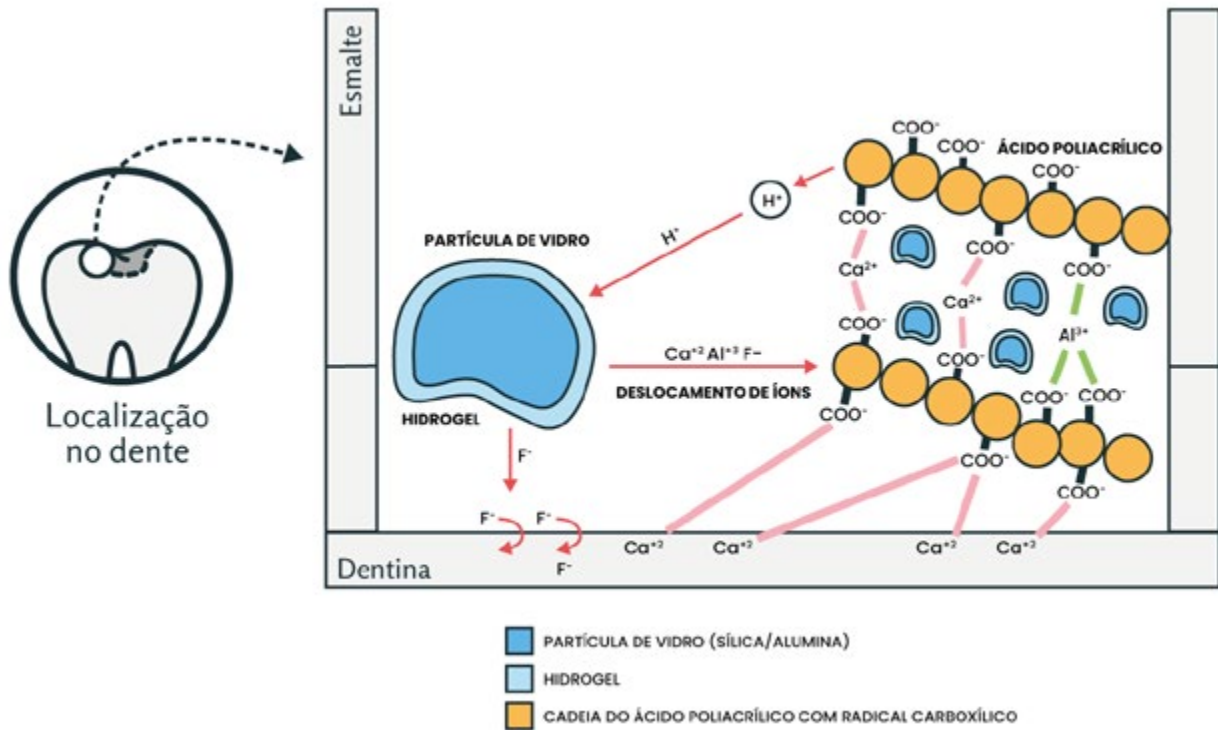
A reação de presa resumida pode ser escrita da seguinte forma (Figura 1):

**Figura 1** – Reação ácido-base do cimento de ionômero de vidro.





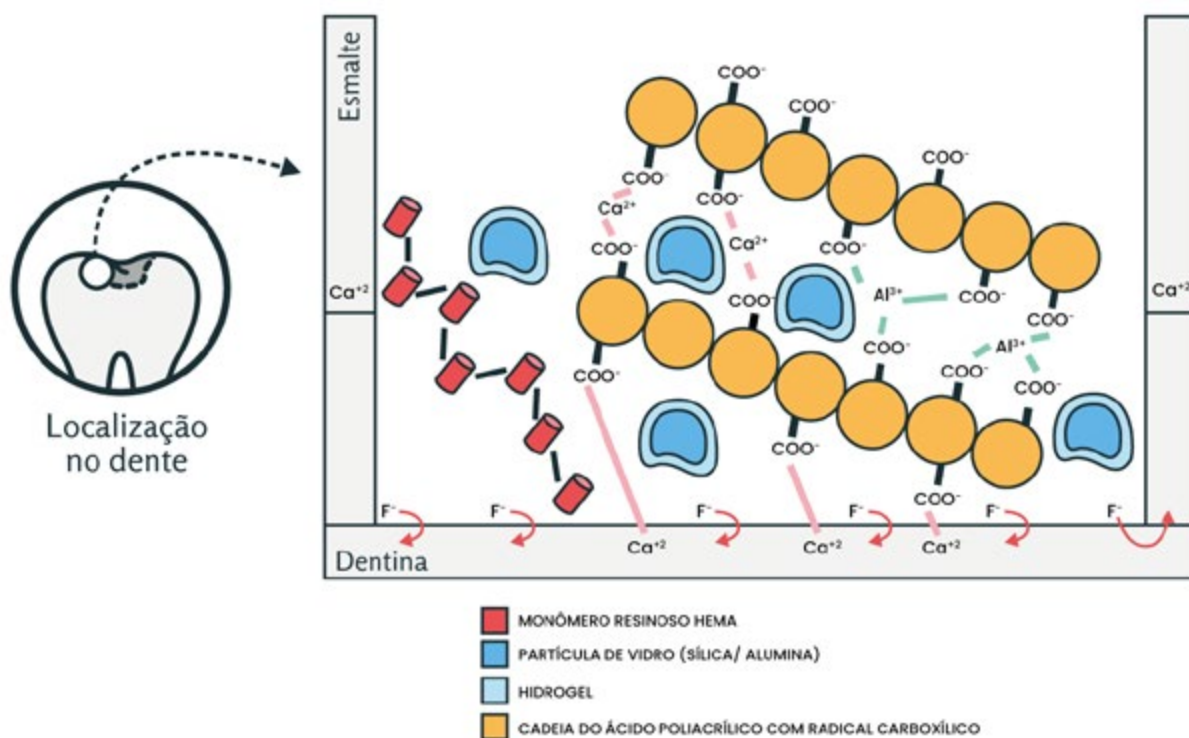
A figura 2 demonstra a reação de presa do CIV, além de caracterizar as ligações químicas que se formam entre os radicais carboxílicos do ácido poliacrílico com íons cálcio provenientes das moléculas de hidroxiapatita. Está caracterizada também a liberação de íons flúor capaz de remineralizar os tecidos dentais.



**Figura 2:** Reação de Presa do CIV Convencional.

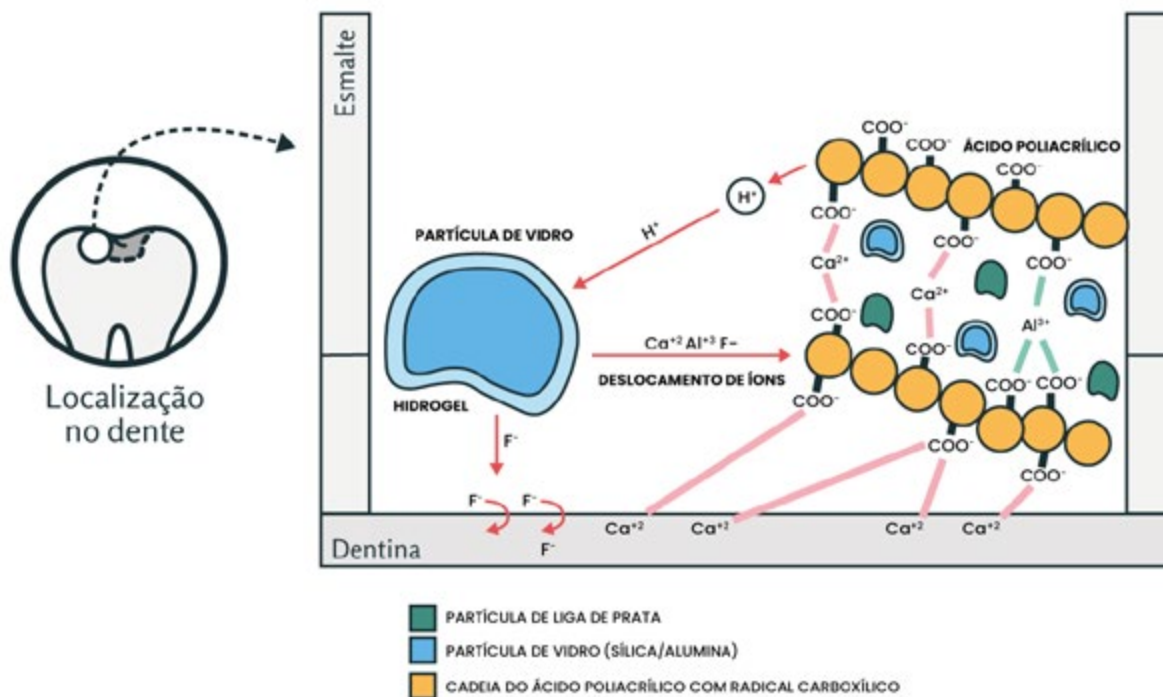
A figura 3 demonstra a reação de presa do CIVRM. É possível perceber que nesse cimento, além da reação de presa convencional, ocorre a polimerização dos monômeros resinosos que compõem o material. A reação de polimerização dos CIVMR pode ser ativada pela luz ou quimicamente.

Durante a presa do CIVRM, a reação ácido/base pode ser influenciada pela reação de polimerização da porção resinosa do cimento. A reação ácido/base pode ser significativamente mais lenta quando a ativação da porção resinosa acontecer através da luz. Essa interferência diminui a presença de produtos da reação ácido/base. Portanto, nota-se que há uma competição entre os dois tipos de reação de presa. Apesar disso, devido ao duplo mecanismo de endurecimento, este tipo de cimento atinge a presa final muito mais rápido em função da reação de polimerização.



**Figura 3:** Reação de Presa do CIV Resino Modificado.

A figura 4 demonstra a reação de presa do CERMET. Nesse cimento a diferença está nas partículas de liga de prata que compõem o material e ficam aprisionadas entre as moléculas do sal formado após a reação de presa convencional do cimento.



**Figura 4:** Reação de Presa do CIV CERMET

### 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** o cimento de ionômero de vidro é muito bem tolerado quando em contato com o complexo dentino-pulpar. Trata-se, portanto, de um material extremamente biocompatível. Logo, muitos autores indicam este cimento para confecção de bases cavitárias mesmo em cavidades profundas. No entanto, o produto pode agredir a polpa no início de sua reação de presa devido à presença de ácidos orgânicos em sua composição, o que justifica que haja pelo menos 1,0 mm de espessura de dentina entre o cimento e a polpa. Caso contrário, é indicada a realização prévia do capeamento pulpar direto ou indireto com o cimento de hidróxido de cálcio.

Possui ainda importante atividade antimicrobiana devido à ação do flúor liberado pelo cimento sobre os patógenos presentes na cavidade. A acidez causada pelos ácidos orgânicos favorece a permeabilização da parede celular da célula bacteriana que sofre, a partir de então, o ataque dos íons flúor que invadem o seu citoplasma. Uma vez presente no interior da célula, o flúor interage e inibe a ação da enzima enolase afetando diretamente o metabolismo bacteriano, o que compromete a viabilidade do microrganismo.

O CIV resino modificado, devido à presença do monômero HEMA, apresenta citotoxicidade comprovada por alguns estudos. Fato que requer do dentista maior cuidado na realização da proteção do complexo dentino-pulpar. Os monômeros resinosos não devem atingir o tecido pulpar devido ao seu potencial irritante e tóxico à polpa.

O CERMET, devido à incorporação das partículas de prata, pode dificultar a adesividade do cimento e a liberação de flúor.

**Propriedades Químicas e Físicas:** *Radiopacidade:* o CIV convencional apresenta radiopacidade ligeiramente menor do que a da dentina sadia. No entanto, existe uma variação de acordo com o fabricante, que ao adicionar íons metálicos ao produto, aumenta sua radiopacidade. O CIV resino modificado é mais radiopaco do que a estrutura dental sadia, o que o torna bastante distinguível ao exame radiográfico. O CIV modificado por prata – CERMET, também possui radiopacidade aumentada em função da presença de metais (ligas de prata) em sua composição.

O CIV convencional atinge sua presa através da reação clássica dos cimentos odontológicos, ou seja, através de uma reação ácido-base. O CIV resino modificado, em contrapartida, necessita da ocorrência de dois tipos diferentes de reação química, como já discutido. Ocorre a reação clássica entre as partículas de vidro e o ácido orgânico poliacrílico. Porém, os monômeros resinosos presentes em sua composição atingem a presa a partir de uma reação de polimerização, geralmente ativada por luz. Portanto, cabe ao dentista fornecer luz no comprimento de onda do azul, responsável pela sensibilização da canforoquinona, o iniciador que induzirá a formação de um polímero.

O CERMET atinge sua presa final através da reação química clássica dos CIV. A única diferença a ser destacada é a presença de partículas metálicas (ligas de prata) aprisionadas entre as cadeias do sal (poliacrilato de cálcio e alumínio) produzido ao final da reação.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** o CIV é um bom isolante térmico e elétrico com vantagem para os cimentos modificados por resina. Mesmo os CERMETs, apesar da presença de metais (bons condutores), ainda sim funcionam como isolantes, uma vez que os metais estão envolvidos pelo sal produzido durante a presa do material, dificultando a propagação de calor ou corrente elétrica pelo cimento.

São cimentos que possuem o CETL muito parecido com o CETL da dentina, o que dificulta a ocorrência do surgimento de fendas entre o material e o tecido dental causadas quando há variação dimensional do cimento e dos tecidos dentais diante de uma variação de temperatura.

**Propriedades Mecânicas:** o CIV convencional apresenta o valor de seu módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Essa característica confere ao cimento uma vantagem em relação à absorção e distribuição de tensões geradas durante a aplicação de forças mastigatórias externas. O baixo módulo de elasticidade indica um material com baixa rigidez. Isso quer dizer que o material é mais flexível, ou seja, amortece e dissipa as tensões sobre ele geradas. A proximidade entre os módulos de elasticidade do CIV e da dentina indica que o material se comporta mecanicamente de maneira semelhante ao tecido dental. Logo, o cimento pode substituí-lo, quando necessário, de forma bastante satisfatória. Portanto, o CIV é um excelente material para ser usado como uma base. Apresenta ainda baixa tenacidade à fratura e é friável. Entre os cimentos odontológicos é aquele que apresenta a maior resistência mecânica. Entretanto, possui baixa resistência à tração e baixa dureza superficial, em relação às resinas compostas, o que restringe sua indicação como material restaurador.

Vale enfatizar que o CIVRM e o CERMET possuem a resistência mecânica e dureza melhoradas em função das modificações introduzidas na composição do material.

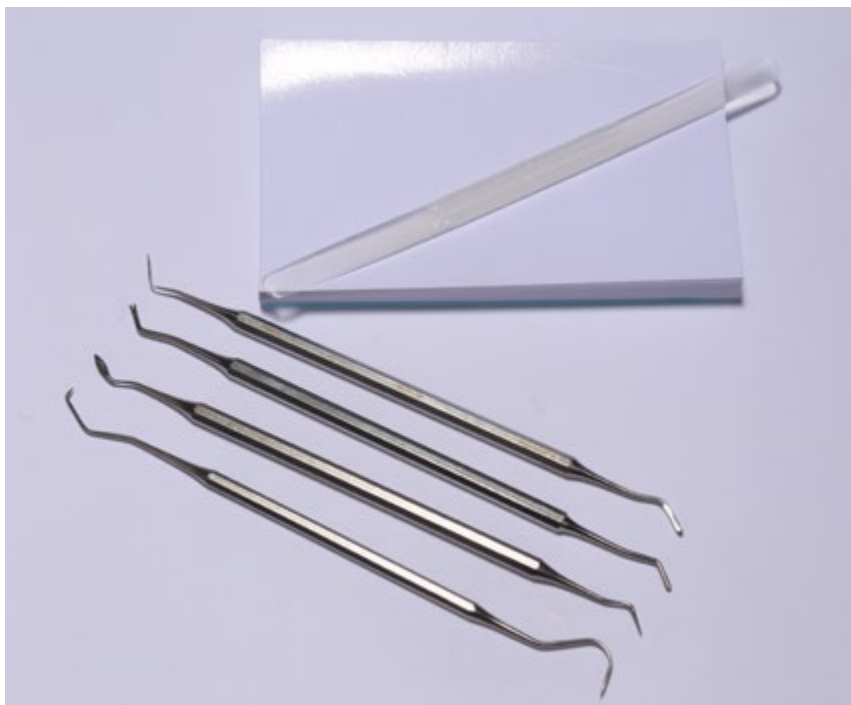
**Propriedades Ópticas:** os cimentos de ionômero de vidro apresentam pigmentos capazes de mimetizar a cor da estrutura dental, porém possuem baixa translucidez e alta opacidade. As diversas marcas de ionômero de vidro, em geral, apresentam pouca variedade de cores, mas algumas com maior translucidez. Mesmo assim há uma certa dificuldade na resolução de casos clínicos mais estéticos que se apresentem ao dentista. O CERMET, por possuir aspecto acinzentado (partículas metálicas), é indicado apenas para dentes posteriores. O CIVRM apresenta propriedades estéticas mais satisfatórias.

O conjunto de propriedades (biológicas, químicas, físicas, térmicas, elétricas, mecânicas e ópticas) dos materiais de ionômero de vidro faz com que este cimento seja indicado para a confecção de bases cavitárias, restaurações provisórias de longa duração e restaurações definitivas em regiões em que haja menor esforço mastigatório, como no caso das restaurações de classe V. O material apresenta excelente compatibilidade com as resinas compostas para restauração, assim como com o amálgama.

## 5 Manipulação

### Cimento de Ionômero de Vidro Convencional (CIV)

**Instrumental:** bloco de papel, espátula plástica, Hollemback nº 3 ou 3S, sonda exploradora nº 05, condensadores Ward nº 01 ou nº 02, espátula para inserção nº 1 ou seringa do tipo Centrix® com pontas aplicadoras. A imagem 4 demonstra o instrumental necessário.

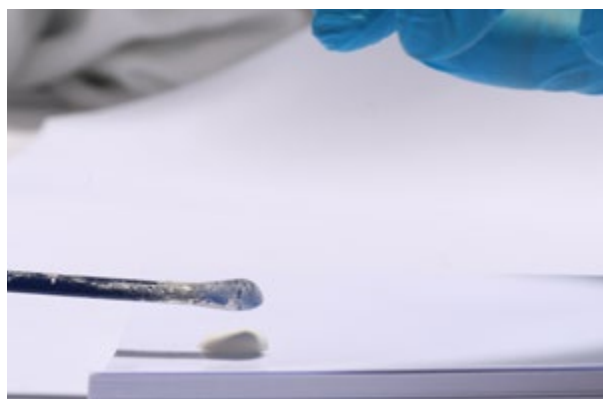
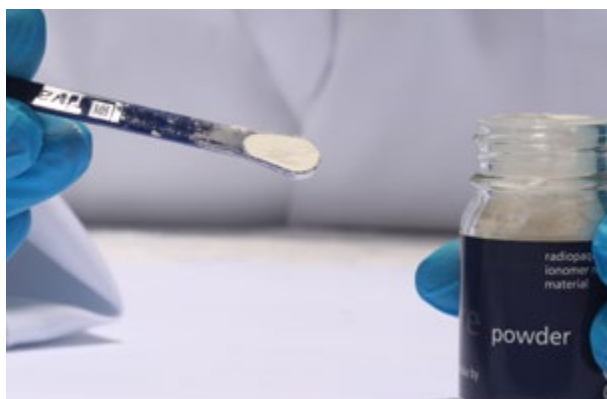
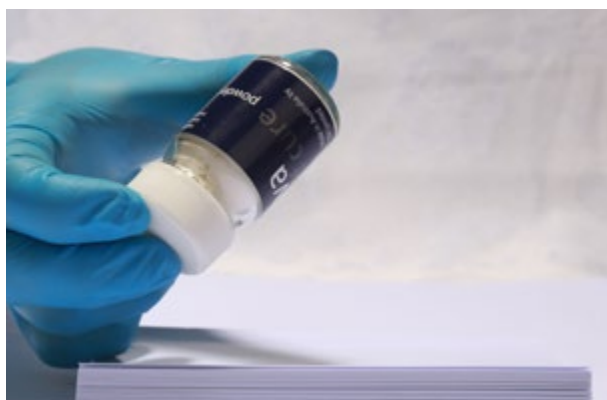


**Imagem 4:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento ionômero de vidro convencional.

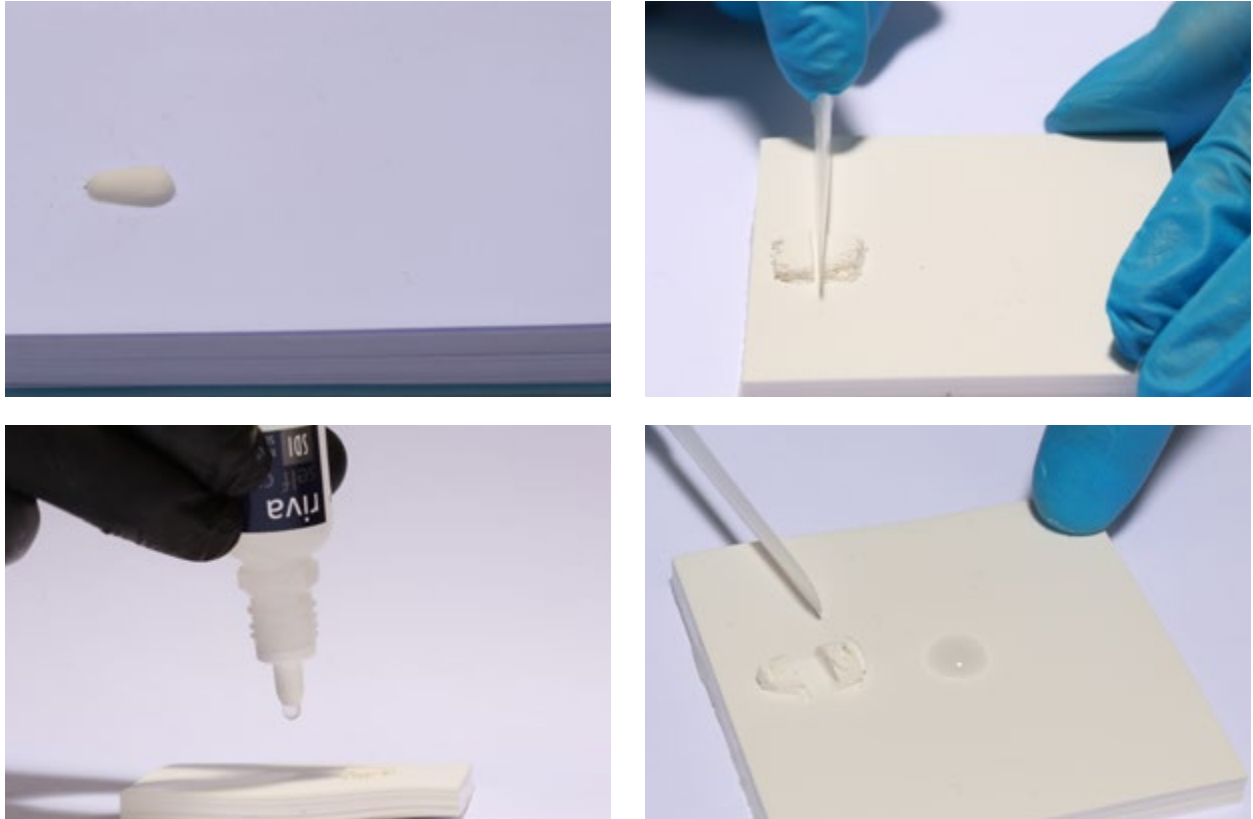


**Proporcionamento:** a proporção pode variar conforme o fabricante em função do produto e dos medidores desenvolvidos por cada um deles. Porém, de forma geral, o ionômero de vidro deve ser manipulado com a proporção de 1:1, ou seja, uma colher de pó para uma gota do líquido. Dependendo do tamanho da cavidade, pode-se aumentar proporcionalmente a quantidade de material dispensado no bloco de espatulação.

Antes do proporcionamento, os componentes do cimento devem ser homogeneizados através da agitação dos frascos que contém o pó e o líquido. Em seguida, deve-se recolher uma porção do pó com a colher medidora e passar um rasante na superfície da colher utilizando a espátula plástica. O objetivo é recolher a quantidade exata, em volume, do pó a ser utilizado. O pó dispensado sobre o bloco deve ser dividido em duas partes previamente à colocação do líquido. O líquido deve ser gotejado sobre o bloco de espatulação sempre com o conta-gotas na posição vertical para que haja a padronização do volume de líquido na gota. O líquido deve ser dispensado próximo ao pó. Vale lembrar mais uma vez, que a primeira gota deve sempre ser desprezada para, desta forma, eliminar a presença de possíveis bolhas de ar presentes no interior do conta-gotas. Essas bolhas podem interferir no proporcionamento do líquido. A imagem 5 apresenta como deve ser feito o proporcionamento correto do pó e do líquido do CIV.



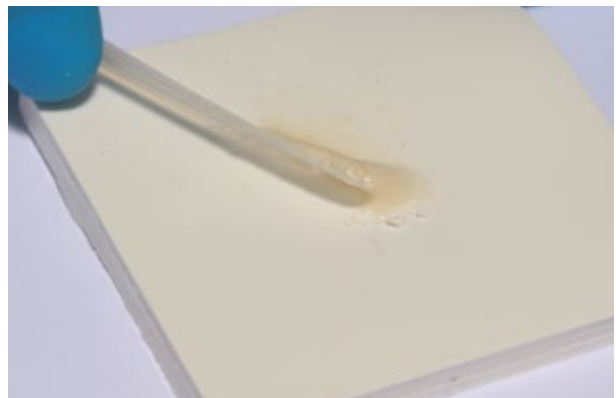
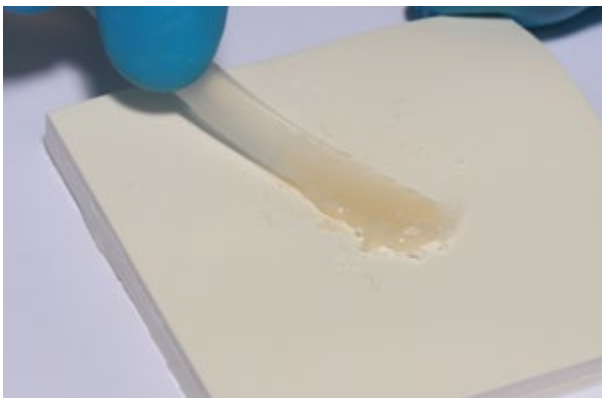
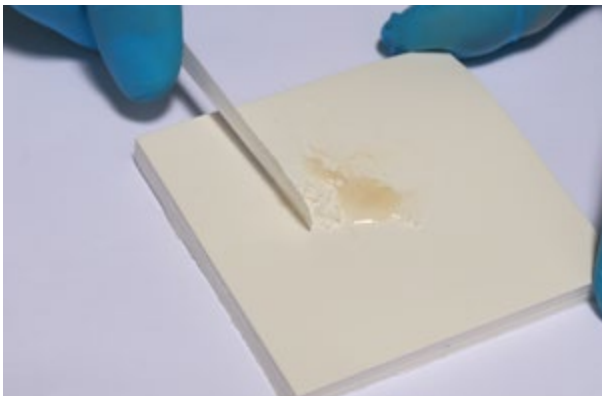
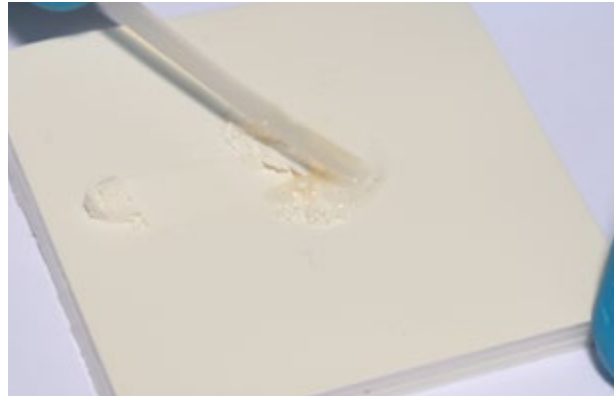
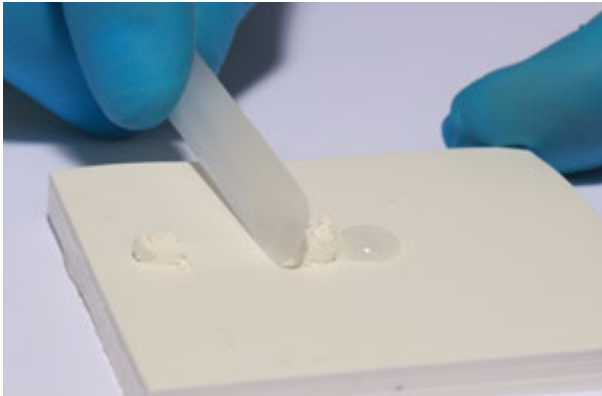


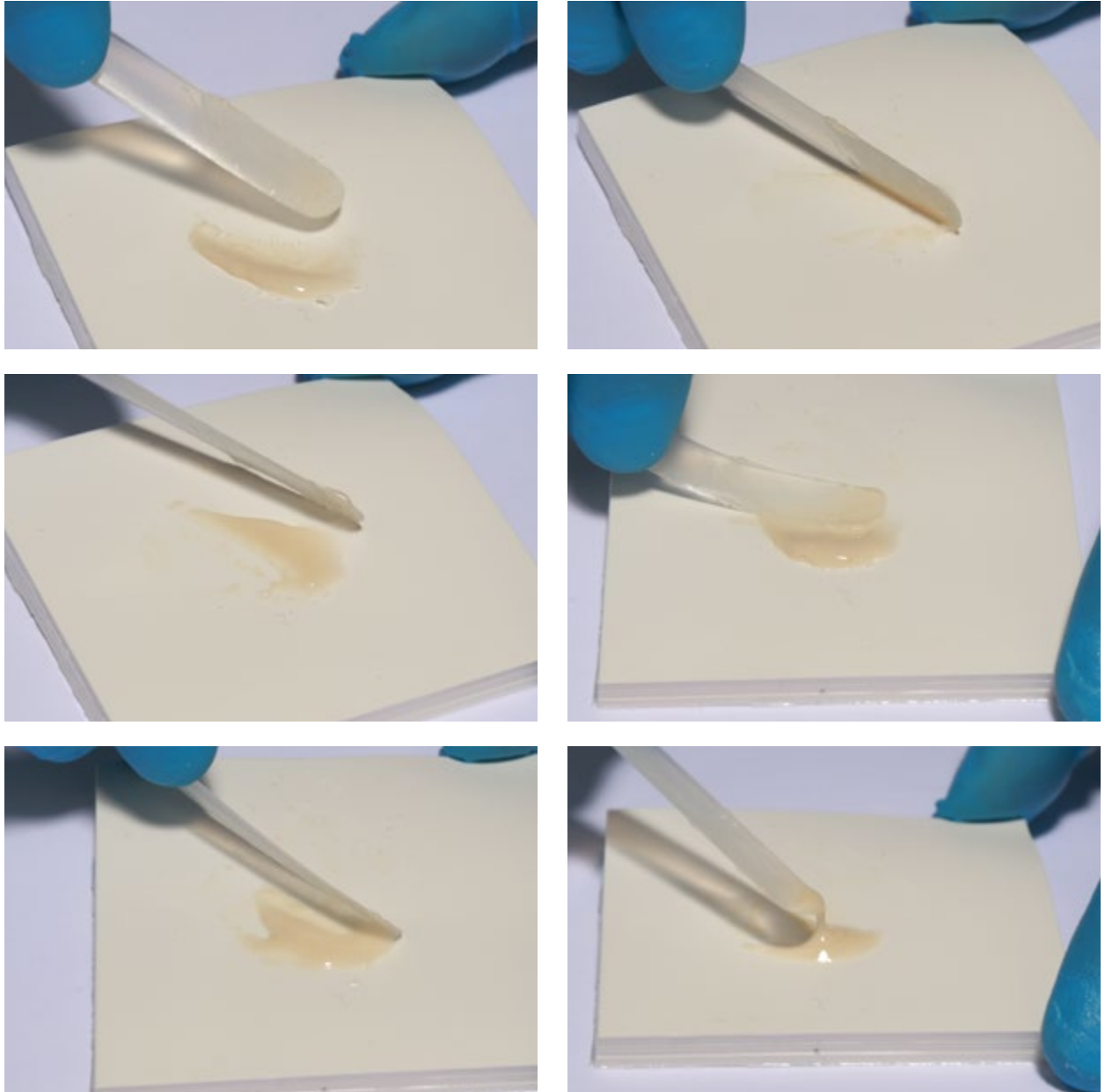


**Imagem 5:** Proporcionamento do cimento ionômero de vidro convencional.

**Manipulação:** O CIV deve ser manipulado com espátula de plástico em bloco de papel evitando, assim, que as partículas de vidro presentes no material riscuem a placa de vidro e/ou uma espátula metálica. O uso da espátula metálica para manipular o cimento de ionômero de vidro pode levar, inclusive, ao escurecimento do material pela liberação de íons metálicos. Além disso, o ácido poliacrílico pode também reagir com o vidro da placa, assim como faz com as partículas de vidro do pó.

O pó pode ser dividido em duas porções para facilitar a incorporação ao líquido. A mistura do pó com o líquido é feita de maneira suave, sem força, através da aglutinação dos componentes. O tempo de aglutinação do material é de cerca de 45 segundos e o tempo de trabalho gira em torno de um minuto e meio. A seguir, na imagem 6, é possível visualizar a aglutinação entre o pó e o líquido.



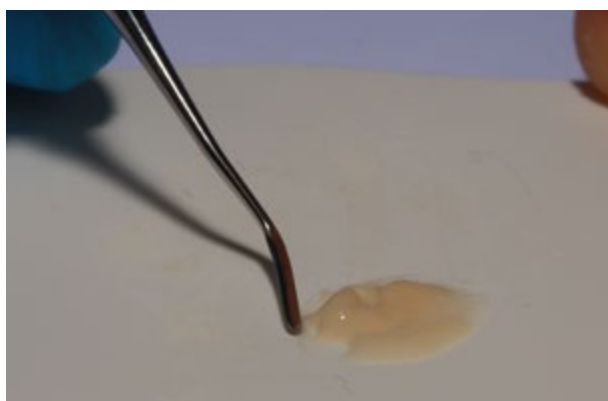


**Imagem 6:** Manipulação do cimento ionômero de vidro convencional pó/líquido.

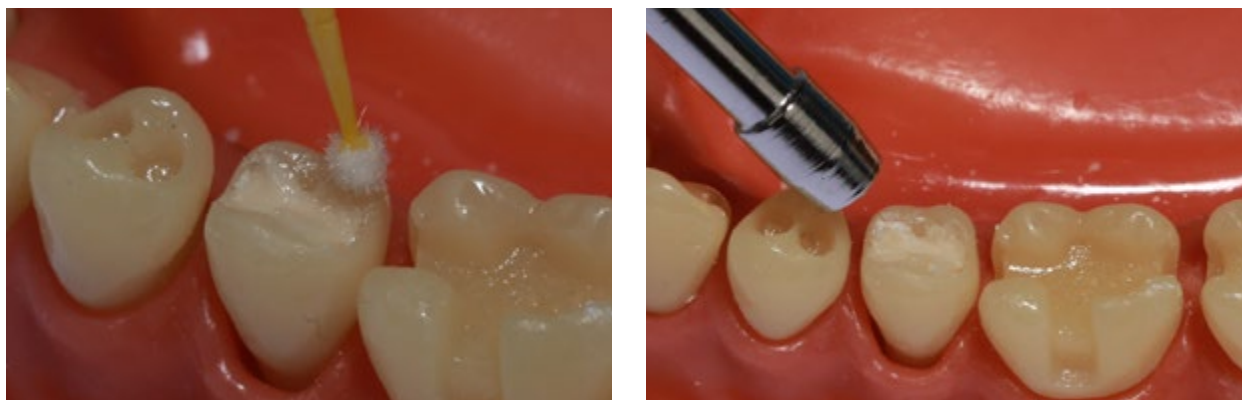
**Aplicação:** o cimento aglutinado pode ser aplicado com o auxílio de uma espátula de inserção nº 1 ou com uma seringa do tipo Centrix®. É importante ressaltar que o material deve ser levado à cavidade enquanto ainda apresenta aspecto cremoso e com brilho. O brilho demonstra que ainda há moléculas do ácido poliacrílico (líquido) não reagido na mistura. Essa característica do cimento após a sua manipulação é de fundamental importância para que ocorra a adesão do cimento aos tecidos dentais. O brilho indica que radicais carboxílicos ( $\text{COO}^-$ ) presentes no ácido poliacrílico ainda estão livres e ávidos para estabelecerem ligações químicas com o cálcio presente na hidroxiapatita da dentina e do esmalte. Após a presa inicial e já inserido na cavidade, o material adquire um aspecto fosco e opaco.

O material deve ser aplicado com movimentos leves da espátula. É assim que o cimento começa a soltar da espátula e a aderir às paredes da cavidade. O Hollembach nº 3S e a sonda exploradora nº 05 podem ajudar a esculpir a restauração de CIV e remover os excessos. Os instrumentos devem ser limpos o tempo todo com uma gaze durante a inserção a fim de facilitar a colocação do cimento. O instrumento sujo com resíduos da camada anterior removerá o material inserido ao invés de completar a inserção da nova porção. Os condensadores tipo Ward ajudam a condensar o cimento no fundo da cavidade quando o objetivo é a confecção de uma base cavitária. A imagem 7 demonstra a aplicação do cimento com auxílio da espátula de inserção nº 01.

É de extrema relevância que a superfície externa do cimento já aplicado à cavidade seja impermeabilizada com uma ou duas camadas de um verniz cavitário ou do *bond* de um sistema adesivo assim que o cimento perder o brilho. Quando exposto ao meio bucal, o cimento pode trocar moléculas de água com o meio oral, através dos fenômenos de sinérese e embebição e isso pode comprometer as propriedades do cimento e, conseqüentemente, sua durabilidade em função. Portanto, deve-se proteger o material da ação da saliva nas primeiras 24 horas até que a presa final seja alcançada.



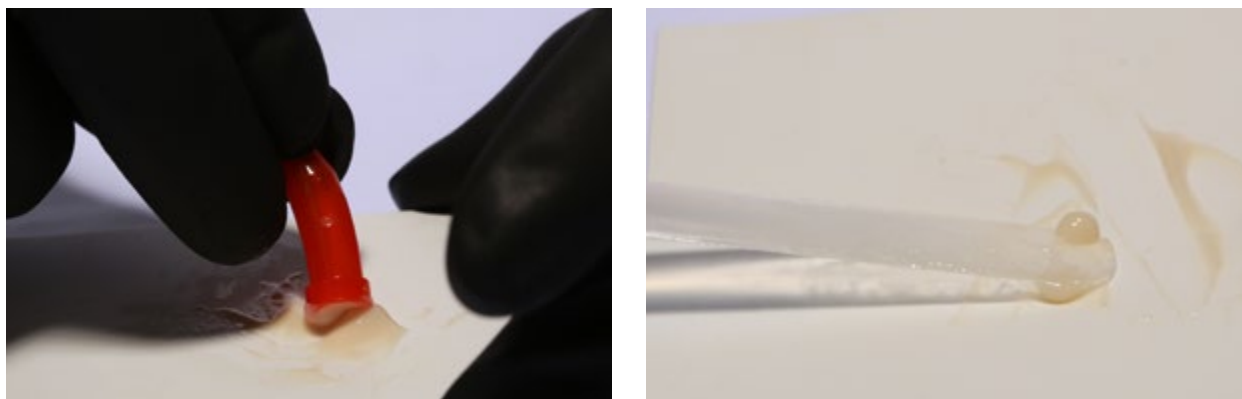




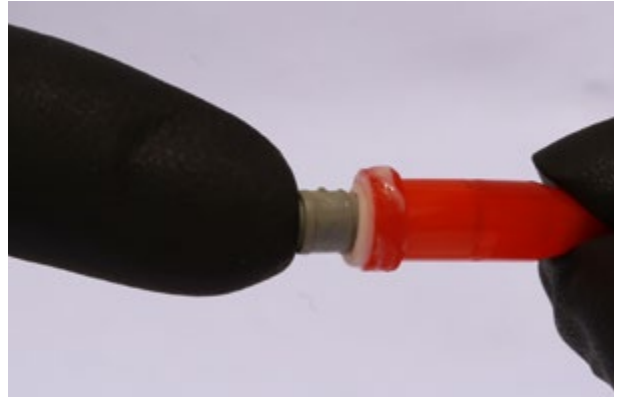
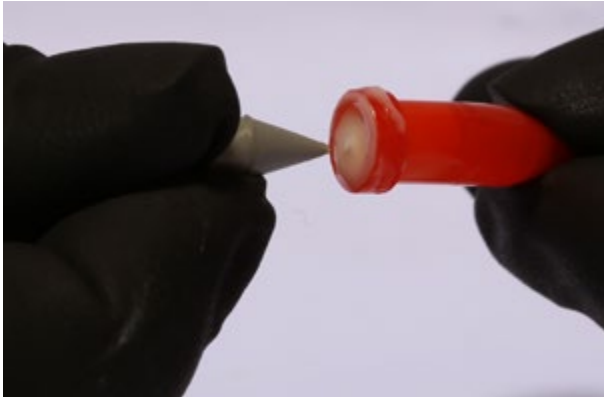
**Imagem 7:** Aplicação do cimento ionômero de vidro convencional pó/líquido com espátula.

Uma vez manipulado, o cimento pode também ser inserido na cavidade com ajuda de uma seringa especial. A seringa tipo Centrix® possui pontas descartáveis onde o material é acondicionado. Inicialmente é escolhida a ponta que melhor se adapta à cavidade e à indicação do cimento. Após a manipulação, enquanto o material ainda apresenta brilho, o cimento é levado para dentro da ponta descartável e, em seguida, um êmbolo é adaptado no verso da ponta. A ponta é, então, adaptada na seringa. O êmbolo da seringa é pressionado contra o êmbolo da ponta descartável, fazendo com que o material saia pela abertura da ponta em direção à cavidade. A imagem 8 demonstra o uso da seringa para aplicação do CIV.

Caso o material esteja sendo usado para a confecção de uma base cavitária, condensadores de Ward podem ser usados para compactar o material no fundo da cavidade de forma que o mesmo apresente lisura e paralelismo com a face oclusal.











**Imagem 8:** Aplicação do cimento ionômero de vidro convencional pó/líquido com seringa aplicadora.

### Cimento de Ionômero de Vidro Convencional (CIV) em Cápsula

Diante do rigor necessário para que seja realizado o correto proporcionamento e a manipulação precisa do cimento, alguns fabricantes desenvolveram uma nova apresentação comercial para o material. Ao invés de ser disponibilizado sob a forma de frascos contendo o pó e o líquido, o cimento vem pré-dosado dentro de uma cápsula que deverá ser agitada mecanicamente para que a mistura entre o pó de vidro e o ácido poliacrílico possa ocorrer, desencadeando a reação química de presa.

A disponibilização do cimento em cápsula traz, de fato, algumas vantagens consideráveis. A pré-dosagem realizada pelo fabricante garante que o material será manipulado com a quantidade mais adequada possível de pó em relação ao líquido, ou seja, haverá o maior volume possível de pó (que é o que confere resistência mecânica ao material) em relação ao menor volume necessário de líquido para que seja possível manipular o cimento e permitir a sua presa.

A aglutinação mecânica do CIV garante a obtenção de uma mistura eficientemente homogênea de forma bastante rápida. Além disso, vem acoplada à cápsula uma ponteira dispensadora do cimento aglutinado que facilita significativamente sua inserção na cavidade, uma vez que se trata de um material extremamente pegajoso e, portanto, de difícil manuseio.

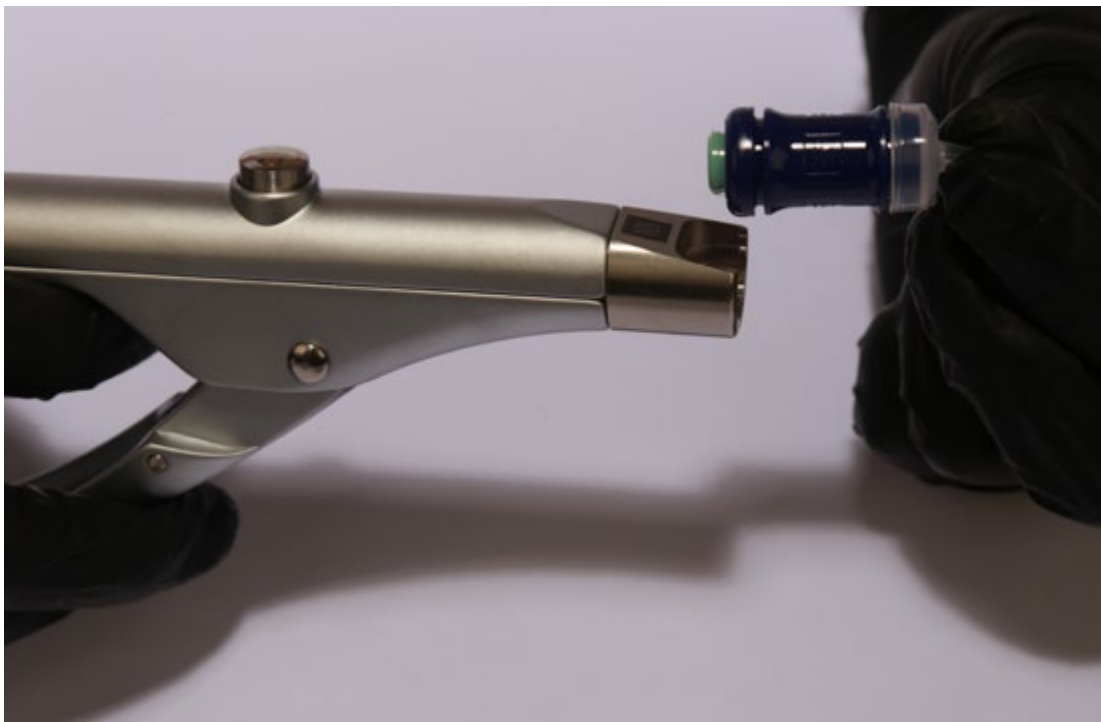
A cápsula deve ser utilizada com a ajuda de uma seringa especial desenvolvida para esse fim. A cápsula já ativada e manipulada mecanicamente através de um amalgamador será encaixada nesta seringa de tal forma que permita a dispensação do cimento. A ativação da cápsula é feita pelo cirurgião-dentista instantes antes de iniciar a aglutinação, apertando o êmbolo localizado em uma das extremidades da embalagem. Internamente, há uma membrana que divide o pó do líquido proporcionados pelo fabricante, como discutido acima. Uma vez pressionado este êmbolo, ocorre o rompimento desta membrana permitindo que ocorra a mistura dos componentes do material (pó e líquido) durante a agitação da cápsula no amalgamador. O tempo de aglutinação do cimento no amalgamador deve ser rigorosamente respeitado de acordo com as instruções do fabricante.

A imagem 9 apresenta a manipulação do CIV convencional em cápsulas. Portanto, o instrumental necessário é a seringa especial e o amalgamador. O proporcionamento é realizado pelo fabricante. A manipulação será feita com a cápsula encaixada no suporte do aparelho amalgamador. E a aplicação através da dispensação do cimento pela ponteira da cápsula já acoplada à seringa. A imagem 10 demonstra a aplicação do cimento.









**Imagem 9:** Manipulação do cimento ionômero de vidro convencional em cápsula.











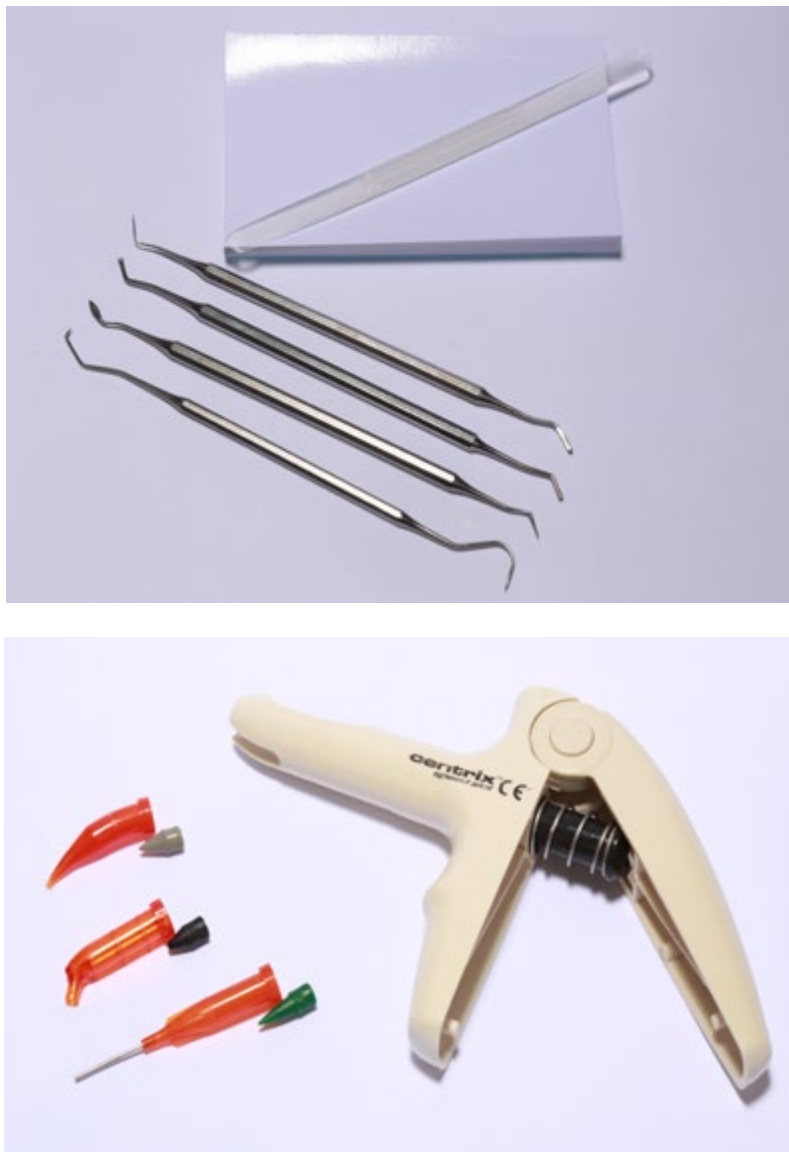




**Imagem 10:** Aplicação do cimento ionômero de vidro convencional em cápsula.

### Cimento de Ionômero de Vidro Resino Modificado (CIVRM)

**Instrumental:** para manipulação deste cimento também é necessário utilizar uma espátula plástica e um bloco de papel para manipulação. O Hollembach nº 3 ou 3S, a sonda exploradora nº 05, os condensadores Ward nº 01 ou nº 02, a espátula para inserção nº 1 ou seringa do tipo Centrix® com pontas aplicadoras podem ser utilizadas pelo dentista para inserção do material na cavidade tanto para a confecção de bases cavitárias quanto para restaurações (provisória ou definitiva). A imagem 11 apresenta o instrumental necessário.

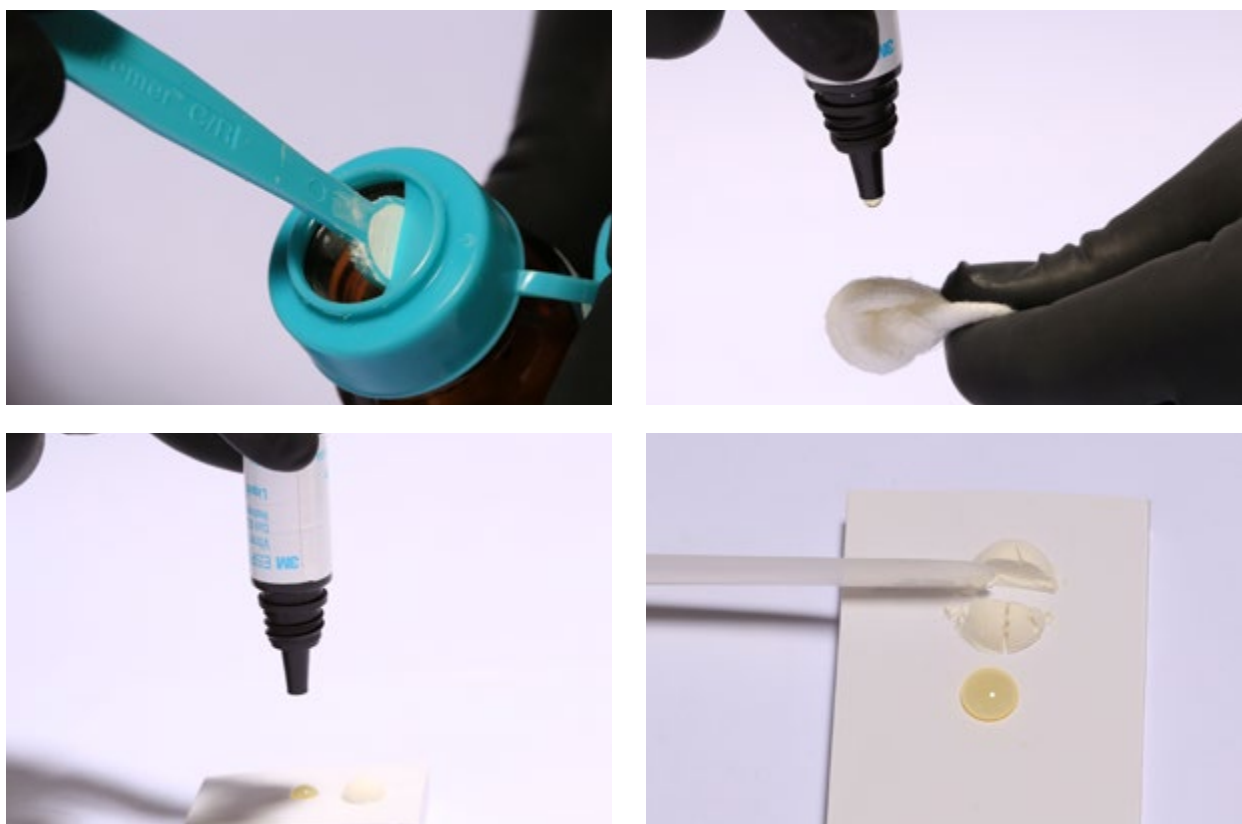


**Imagem 11:** Instrumental utilizado para manipulação do cimento ionômero de vidro resino-modificado.

**Proporcionamento:** o CIV modificado por resina é proporcionado de maneira similar ao CIV convencional, geralmente na proporção de 1:1 (pó:líquido). Porém, o dentista deve sempre consultar a

bula do fabricante. Todos os cuidados descritos para o proporcionamento do pó e do líquido referentes ao CIV convencional devem ser seguidos para o CIVRM. São eles: os componentes do cimento devem ser homogeneizados através da agitação dos frascos. Deve-se recolher uma porção do pó com a colher medidora através de um rasante utilizando a espátula plástica. O pó dispensado sobre o bloco deve ser dividido em duas partes previamente à colocação do líquido. O líquido deve ser gotejado sobre o bloco de espatulação sempre com o conta-gotas na posição vertical e dispensado próximo ao pó. A primeira gota deve sempre ser desprezada, eliminando bolhas de ar presentes no interior do conta-gotas.

Este cimento possui dois outros componentes não presentes no CIV convencional. São eles, o *primer* e o *gloss/gaze*. Esses dois componentes deverão ser aplicados com auxílio de um *brush*. Uma ou duas gotas do *primer* devem ser utilizadas sobre as paredes da cavidade. O mesmo volume (1 ou 2 gotas) do *gloss* deverão ser aplicadas sobre o CIVRM após sua presa inicial. A imagem 12 apresenta como deve ser feito o correto proporcionamento do pó e do líquido do CIVRM.



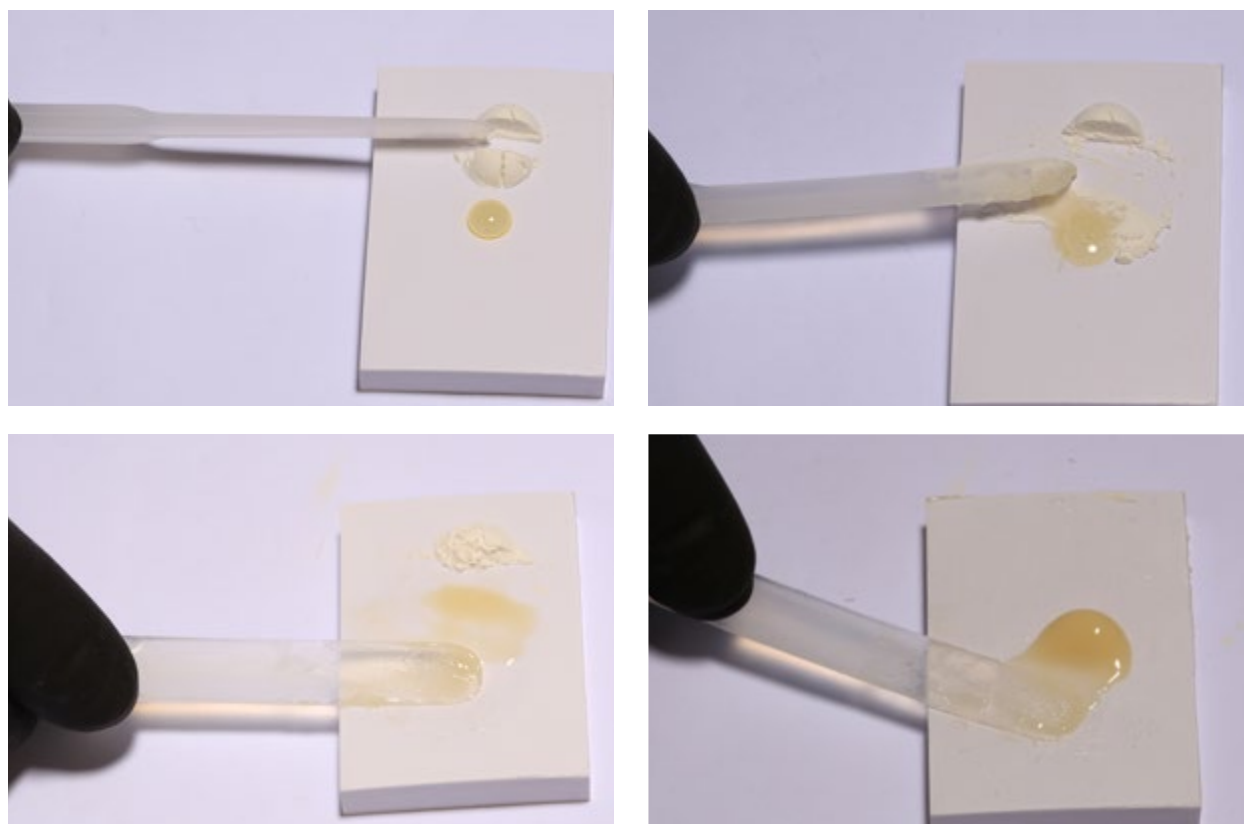
**Imagem 12:** Proporcionamento do cimento ionômero de vidro resino-modificado.

**Manipulação:** previamente à manipulação do material deve-se condicionar os tecidos dentais através da aplicação do ácido poliacrílico, presente no *primer* disponibilizado pelo fabricante, sobre as paredes da cavidade. Com o auxílio de um *brush*, o cirurgião-dentista deve aplicar duas camadas do *primer* sobre os tecidos dentais. O objetivo desta etapa é melhorar a resistência adesiva do material que além de sua composição tradicional possui monômeros que devem fazer contato com os tecidos dentais. Após a agitação do *primer* no interior da cavidade, deve-se aguardar cerca de 20 a 30 segundos para que os ácidos exerçam sua função sobre os tecidos mineralizados do dente. Então deve ser aplicado um leve jato de ar para evaporação do solvente (solvente orgânico). O *primer* deverá ser fotopolimerizado.

Em seguida, o pó e o líquido devem ser manipulados exatamente com os mesmos critérios descritos para o CIV Convencional: deve ser manipulado com espátula de plástico em bloco de papel. O pó pode ser dividido em duas porções para facilitar a incorporação ao líquido. A mistura do pó com o líquido é feita através da aglutinação suave, sem força dos componentes. A imagem 13 demonstra a aplicação do *primer* e a imagem 14 demonstra a manipulação pó/líquido do material.



**Imagem 13:** Aplicação do primer sobre os tecidos dentais.



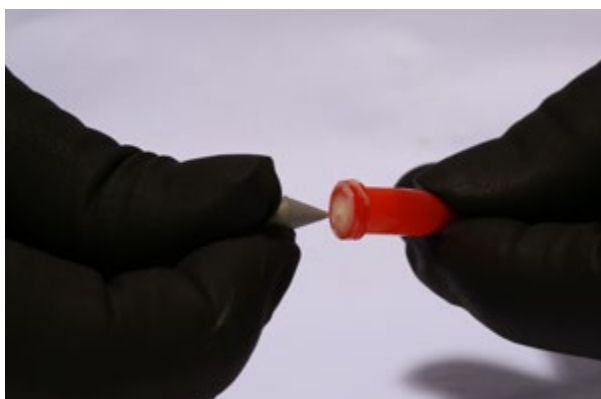
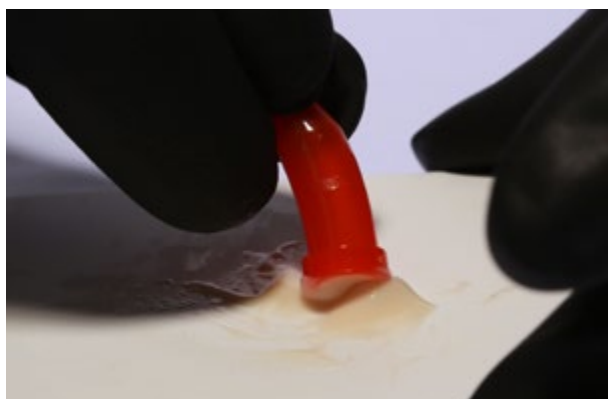
**Imagem 14:** Manipulação do cimento ionômero de vidro resino-modificado.



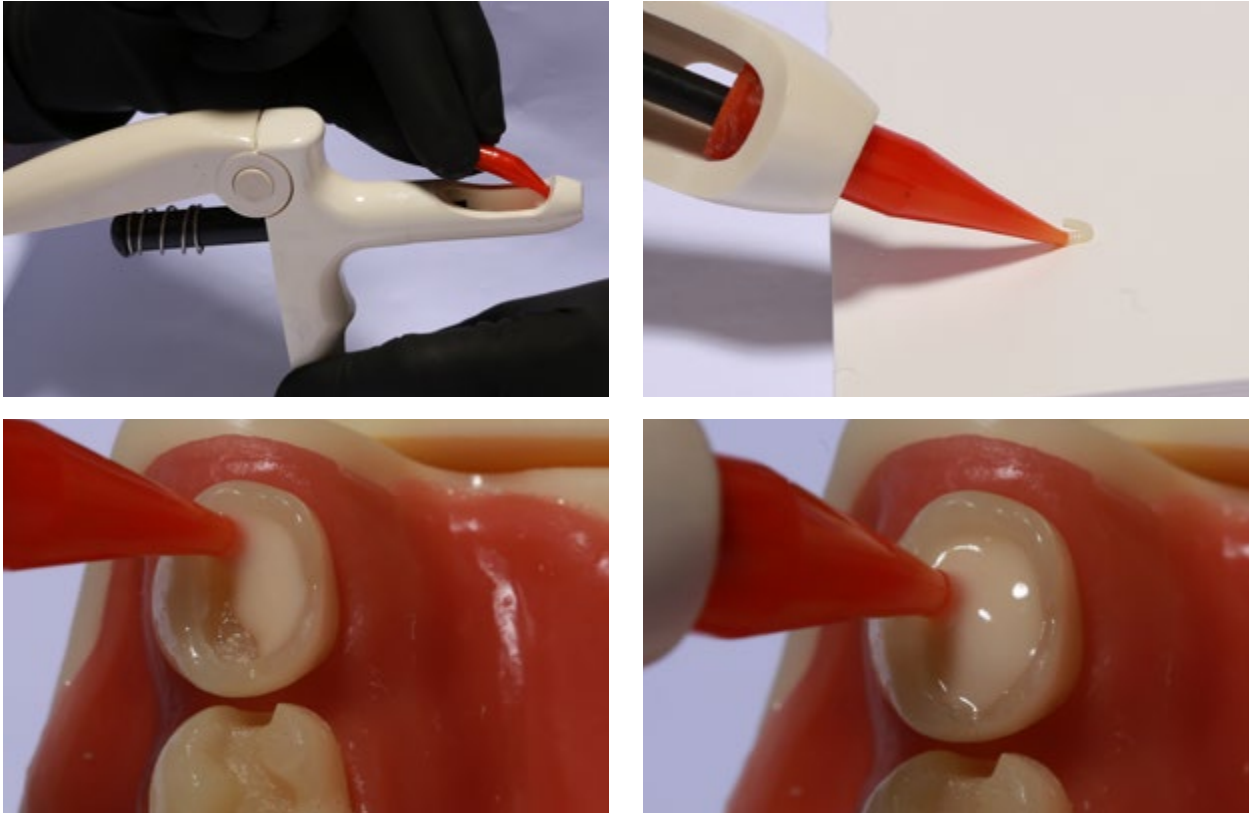
**Aplicação:** O CIVRM pode ser inserido no interior da cavidade com a espátula nº 01 ou com uma seringa do tipo Centrix®. É importante ressaltar que o material também deve ser levado à cavidade enquanto ainda apresenta um aspecto cremoso e brilhante.

Deve-se realizar movimentos leves com a espátula para que o cimento solte da espátula e comece a aderir às paredes da cavidade. O Hollembach nº 3S e a sonda exploradora nº 05 podem ajudar a esculpir a restauração de CIVRM e remover os excessos. Os instrumentos sempre devem ser limpos com uma gaze durante a inserção. Os condensadores tipo Ward ajudam a condensar o cimento no fundo da cavidade quando o objetivo é a confecção de uma base cavitária.

A seringa tipo Centrix® também pode ser utilizada para inserção do CIVRM. Escolhida a ponta que melhor se adapta à cavidade, o cimento deve dentro dela ser acondicionado enquanto ainda apresenta brilho. Um êmbolo é adaptado no verso da ponta. A ponta é, então, adaptada na seringa. O êmbolo da seringa é pressionado contra o êmbolo da ponta descartável, fazendo com que o material seja dispensado. A imagem 15 demonstra a aplicação do CIVRM com a espátula e com a seringa tipo Centrix.



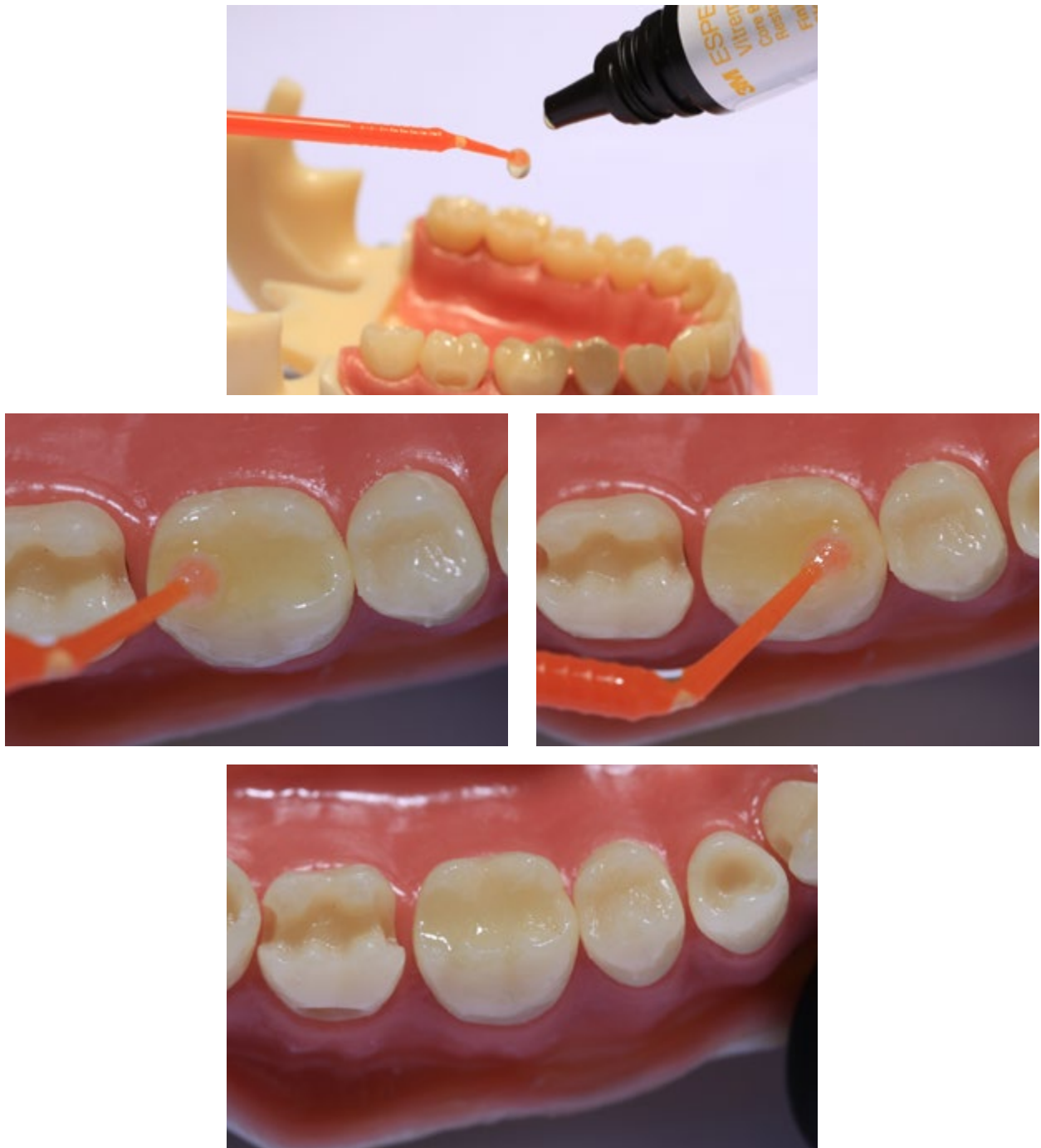




**Imagem 15:** Aplicação do cimento ionômero de vidro resino-modificado com espátula ou seringa aplicadora.

Uma vez inserido, deve-se aguardar a presa inicial do CIVRM, detectada através da perda do brilho. A fotoativação é, então, realizada com o objetivo de induzir a polimerização dos componentes resinosos do cimento modificado por resina. É importante ressaltar que em alguns cimentos, a reação de polimerização pode ser ativada também por um ativador químico. Isso quer dizer, que além da reação de presa ácido-base tradicional do ionômero de vidro, ocorre simultaneamente a polimerização ativada por luz, quimicamente ou ambas.

Atingida a presa inicial e a polimerização, o cimento deve ser protegido do contato com a saliva presente no meio oral, objetivando impedir a ocorrência dos fenômenos de sinérese e embebição. Para que essa proteção seja realizada, deve-se aplicar uma ou duas camadas do *gloss/glaze* com auxílio de um novo *brush*. Um leve jato de ar deve ser aplicado para homogeneização dos monômeros que compõe o *gloss/glaze* e, a seguir, deve-se polimerizar esta camada de proteção. A imagem 16 demonstra a aplicação do *gloss/glaze* sobre uma restauração realizada com CIVRM.



**Imagem 16:** Aplicação do gloss/glaze sobre o cimento ionômero de vidro resino-modificado.

## Cimento de Ionômero de Vidro Resino Modificado (CIVRM) em cápsula

O cimento de ionômero de vidro resino modificado em cápsula apresenta as mesmas características em relação ao instrumental necessário, ao pré-proporcionamento, à manipulação e à aplicação que o cimento de ionômero de vidro convencional em cápsula. Ambos utilizam o mesmo tipo de cápsula e, portanto, o modo de utilização do cimento é exatamente o mesmo. As vantagens e desvantagens do uso das cápsulas também estão descritos no tópico do cimento convencional em cápsula, uma vez que são as mesmas. As diferenças residem unicamente na composição do material, que possui, além dos componentes clássicos responsáveis pela reação de presa ácido-base, monômeros resinosos que polimerizam através da ativação por luz ou um ativador químico como discutido no tópico do cimento resino modificado.

A imagem 17 apresenta a cápsula de um CIVRM. Toda a manipulação desta cápsula deverá ser realizada como demonstrado nas imagens 9 e 10. Resumidamente, pode-se enfatizar que o instrumental necessário é a seringa especial e o amalgamador. O proporcionamento é realizado pelo fabricante. A manipulação mecânica será feita com a cápsula encaixada no suporte do aparelho amalgamador. E a aplicação ocorre através da dispensação do cimento pela ponteira da cápsula já encaixada na seringa.

Entretanto, por se tratar de um cimento resino modificado, pode-se melhorar a resistência adesiva deste cimento em cápsula se o cirurgião-dentista aplicar nas paredes da cavidade, previamente à inserção do cimento, uma ou duas camadas sob agitação do ácido poliacrílico. Vale ainda dizer que após a inserção do cimento e a perda do brilho superficial, o dentista deve induzir a polimerização através da luz azul, se o componente fotoativado estiver presente. A impermeabilização da superfície externa de uma restauração confeccionada em CIVRM também é desejada, embora haja maior resistência aos fenômenos de sinérese e embebição devido à polimerização.



**Imagem 17** – Apresentação comercial do CIVRM

### Cimento de Ionômero de Vidro Reforçado por Prata (CERMET)

Os CERMETs são cimentos de ionômero de vidro convencionais acrescidos e reforçados por ligas de prata, como são as ligas do amálgama odontológico. As partículas de prata podem estar fundidas às partículas de vidro. Essa fusão ocorre em altas temperaturas durante a produção do pó pelo fabricante. Mas, podem também simplesmente terem sido misturadas às partículas de vidro tradicionalmente fabricadas. O nome CERMET faz referência à união das partículas de vidro (cerâmicas) com as partículas de prata (metais).

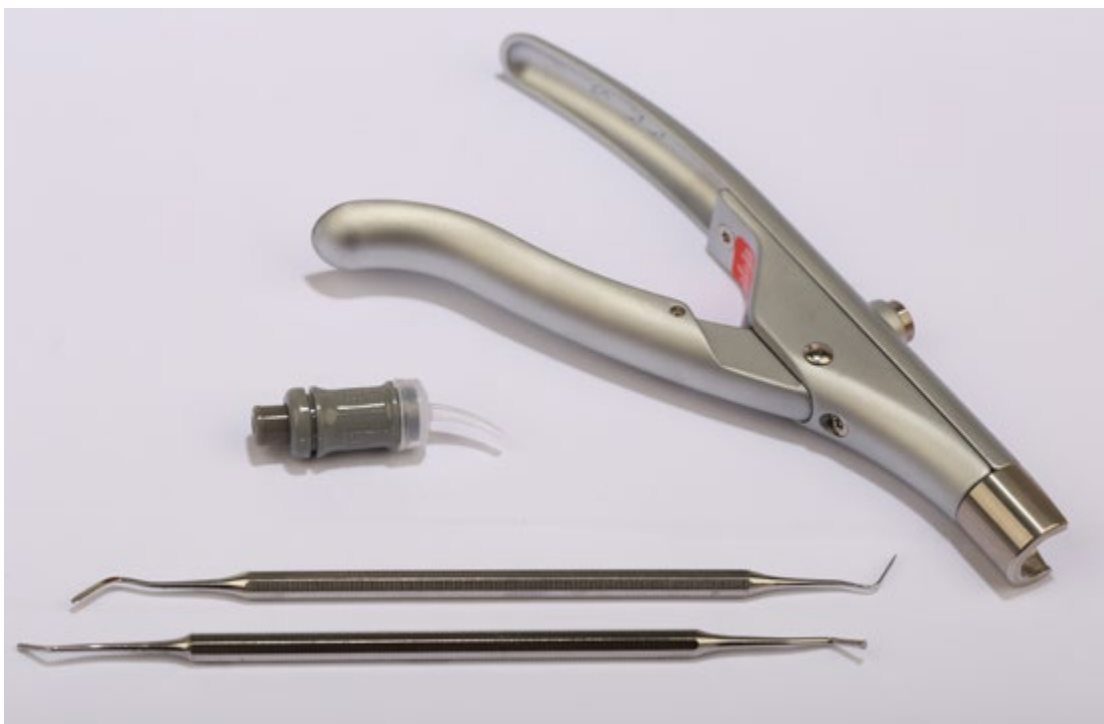
O objetivo da inclusão de liga metálica de prata na composição do cimento foi melhorar a resistência mecânica e ao desgaste do CIV, propriedades cujos valores ainda não se mostraram satisfatórios na formulação convencional. Entretanto, embora haja um aumento na resistência do material, em contrapartida há um comprometimento estético, uma vez que o cimento adquire a cor acinzentada. Dessa maneira, o cimento é indicado para restaurar dentes posteriores.

Atualmente, este material tem seu uso bastante restrito e pouco difundido. Apesar disso o cimento está disponível sob a forma de frascos que contêm um pó e um líquido ou sob a forma de cápsulas, cuja manipulação é significativamente facilitada.

A seguir, na imagem 18 observa-se a apresentação comercial do CERMET. A imagem 19 apresenta o instrumental necessário. A imagem 20 demonstra a manipulação do CERMET em cápsula. A imagem 21 demonstra a aplicação do cimento. O CERMET apresenta as mesmas características em relação ao instrumental necessário, ao pré-proporcionamento, à manipulação e à aplicação que os demais tipos de CIV em cápsula. São produzidos com o mesmo tipo de cápsula e, portanto, o modo de utilização do cimento é exatamente o mesmo. Também sob a forma pó/líquido, a manipulação é sempre a mesma, ou seja, deve ser realizada de acordo com as recomendações discutidas neste capítulo para o CIV convencional.



**Imagem 18:** Apresentação comercial do CERMET em cápsula.



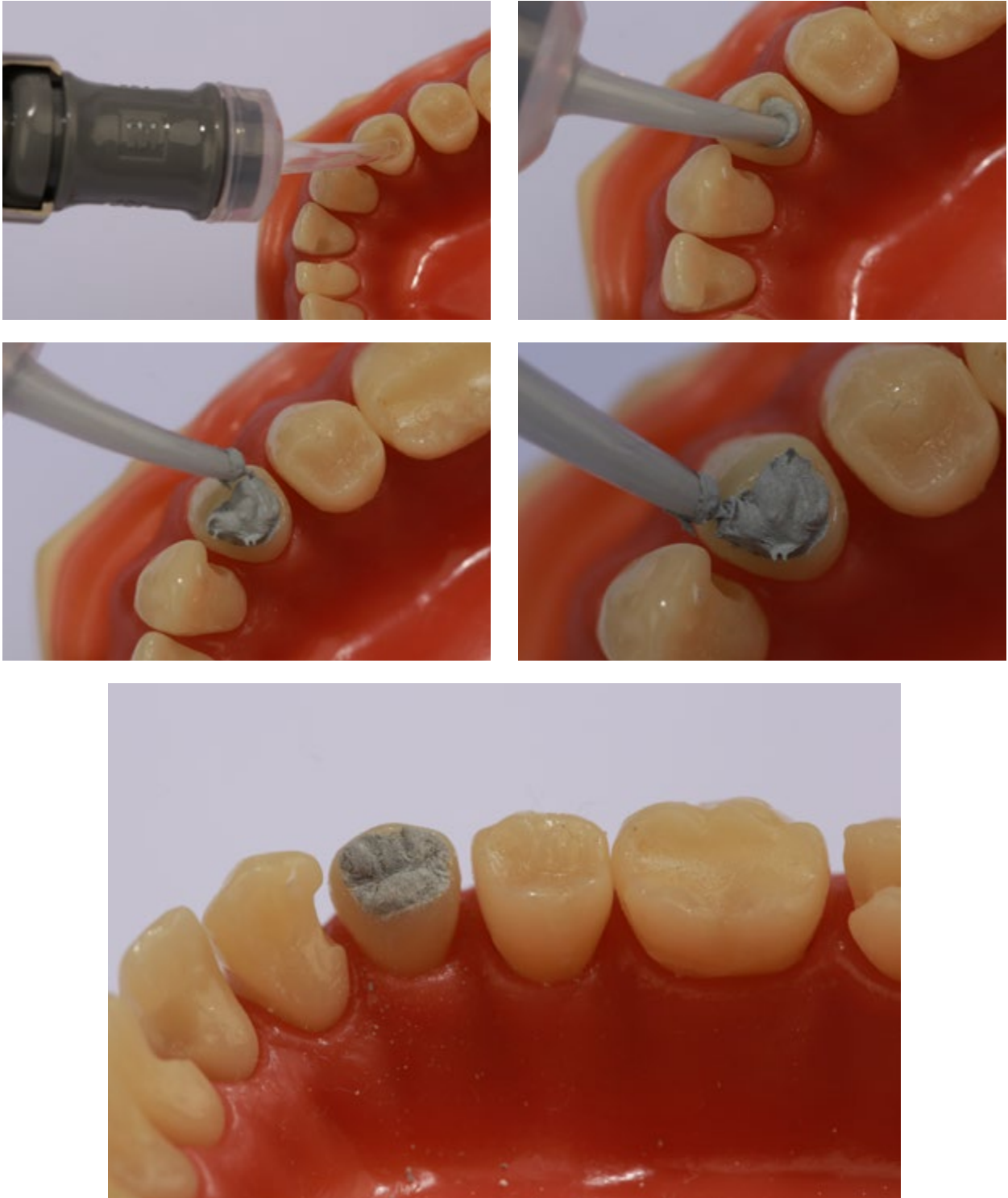
**Imagem 19:** Instrumental utilizado para manipulação do cermet em cápsula.





**Imagem 20:** Manipulação do cermet em cápsula.





**Imagem 21:** Aplicação do cermet em cáulas.



### 6 Indicações

O CIV vem sendo amplamente utilizado em odontologia, em especial, na odontopediatria devido à sua biocompatibilidade, facilidade de inserção na cavidade, adesão aos tecidos dentais e, principalmente, por ser um material capaz de liberar fluoretos que ajudam na remineralização dos tecidos dentais. São também capazes de armazenar flúor proveniente de dentifrícios e/ou enxaguatórios bucais.

O cimento de ionômero de vidro está indicado para confecção de bases cavitárias em cavidades onde a espessura de dentina é de, no mínimo, 1,0 mm. As bases servem para proteger o material forrador, para isolar o complexo dentino-pulpar dos estímulos térmicos, elétricos, químicos e para regularizar a superfície da parede pulpar da cavidade. Alguns autores também consideram o cimento de ionômero de vidro como um material de forramento, porém a definição de forramento como uma proteção pulpar localizada em pontos específicos de cavidades profundas ou muito profundas parece fazer mais sentido para o cimento de hidróxido de cálcio ou cimento MTA.

O cimento de ionômero de vidro é um material de base por excelência, pois é um excelente isolante térmico e elétrico, especialmente em espessuras maiores que 1,5 mm e interage bem com qualquer material restaurador. A melhor interação que existe, por razões de similaridade dos materiais, é a do CIV modificado por resina com a resina composta para restauração.

Pode ser empregado como material restaurador provisório de longa duração, entretanto, seu uso como um material restaurador definitivo é limitado devido à sua baixa resistência mecânica e à abrasão quando em comparação com os demais materiais restauradores para uso direto (amálgama e resina composta). Isso é especialmente importante nos cimentos convencionais, que além de apresentarem menor resistência mecânica após a presa final ainda são extremamente susceptíveis ao desgaste nas primeiras 24 horas em que o cimento ainda está passando pela fase de endurecimento. No entanto, respeitando-se estas limitações, o cimento de ionômero de vidro é capaz de render restaurações definitivas de boa durabilidade e comportamento clínico.

Restaurações com ionômero de vidro em dentes decíduos já são comuns em odontopediatria e o CIV modificado por resina cumpre bem este papel pelo controle do tempo de presa (fotopolimerização). As restaurações em dentes decíduos, devido ao menor tempo de duração do próprio elemento dental, assim como pela menor força de mastigação por parte do paciente podem ser realizadas em qualquer dente, inclusive cavidades de classe I e II.

O cimento de ionômero de vidro pode ser utilizado em restaurações definitivas de classe V. No desenvolvimento da abfração, em especial, podem ser indicados por sua menor rigidez em comparação com a resina composta. Além disso, o coeficiente de expansão térmico-linear (CETL) semelhante ao da dentina é outra vantagem relevante. A ligação do ácido poliacrílico por quelação ao cálcio da estrutura dental também é uma grande vantagem, pois em cavidades de classe V os procedimentos adesivos com condicionamento ácido têm menor efetividade sobre a dentina radicular muitas vezes presente em lesões cervicais.

O cimento de ionômero de vidro é o material eleito para a realização de restaurações confeccionadas através da técnica ART (Atraumatic Restorative Treatment). Esta técnica, desenvolvida em mea-

dos dos anos 80, preconiza a inibição do processo carioso com a preservação dos tecidos dentais mesmo afetados pela doença cárie. A filosofia da técnica é a de mínima intervenção do dentista no órgão dental acometido pela cárie, ou seja, descarta-se a possibilidade de uso de anestesia e instrumentos rotatórios evitando, desta maneira, o desgaste excessivo dos tecidos dentais, especialmente a dentina. A antiga ideia de remoção total do tecido acometido pela doença poderia aumentar as chances de comprometimento endodôntico com perda da vitalidade pulpar sem que tenha sido dada a oportunidade de reparação ao complexo dentina-polpa. Portanto, neste tipo de tratamento preconiza-se a utilização apenas de instrumentos manuais para remoção apenas do tecido dentinário infectado e desmineralizado (amolecido), ou seja, irreversivelmente lesado, mantendo em contrapartida a dentina afetada, isto é, desmineralizada, mas passível de recuperação. Evita-se, dessa maneira a necessidade de realização do capeamento pulpar direto ou até pulpotomias se toda a dentina acometida pela cárie tivesse que ser removida.

Vale ainda ressaltar que atualmente dispõe-se de materiais que auxiliam o dentista na remoção da dentina infectada. Substâncias como o Papa-Cárie (desenvolvido no Brasil), formuladas a partir da utilização de enzimas que degradam o colágeno, principal proteína constituinte da matriz orgânica da dentina, já degradado pela cárie facilitando a remoção deste tecido comprometido. Portanto, a remoção químico-mecânica (manualmente) da dentina infectada baseada na ação da enzima papaína, extraída do mamão papaia, vai de encontro ao princípio da técnica ART.

O material restaurador indicado após a remoção da dentina infectada é o cimento de ionômero de vidro e isso se deve às suas boas propriedades, como a adesão aos tecidos dentais, promovendo um bom vedamento das cavidades, e à capacidade de liberar fluoretos que auxiliam na remineralização do tecido dentinário afetado que foi preservado na cavidade. Além disso, apresenta propriedades estéticas mais satisfatórias que os demais cimentos odontológicos e são muito mais fáceis de serem aplicados do que as resinas compostas restauradoras. Uma vez realizada a restauração, o complexo dentina-polpa tem condições de promover a sua recuperação a partir da produção de dentina terciária.

Em função de tudo o que foi abordado aqui sobre a técnica ART, pode-se enfatizar seu uso no atendimento público de saúde, devido ao seu menor custo com alta resolutividade e no atendimento coletivo de comunidades carentes ou distantes dos centros urbanos, como por exemplo, as populações indígenas do interior do Brasil.

## 7 Contraindicações

Restaurações definitivas de ionômero de vidro em cavidades de classe I e II em dentes permanentes são ainda contraindicadas pelo alto potencial de desgaste e menor capacidade de suportar as tensões geradas pelas forças mastigatórias aplicadas sobre o cimento.

Também são contraindicados em restaurações estéticas, especialmente em dentes anteriores, devido ao número reduzido de opções de cores e pela falta das propriedades ópticas presentes nas resinas compostas, como por exemplo, a translucidez característica do esmalte dental, além da fluorescência e da opalescência que caracterizam o comportamento óptico do órgão dental.

### Leitura recomendada

- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips Materiais Dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- Benelli EM, Serra MC, Rodrigues AL Jr, Cury JA. In situ anticariogenic potential of glass ionomer cement. *Caries Res*. 1993;27(4):280-284.
- Brentegani LG, Bombonato KF, Carvalho TL. Histological evaluation of the biocompatibility of a glass-ionomer cement in rat alveolus. *Biomaterials*. 1997;18(2):137-140.
- Chain MC. *Materiais Dentários*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série Abeno), 2013.
- Cranfield M, Kuhn AT, Winter GB. Factors relating to the rate of fluoride-ion release from glass-ionomer cement. *J Dent*. 1982;10(4):333-41.
- Croll TP, Nicholson JS. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24:423-429.
- Creanor SL, Carruthers LM, Saunders WP, Strang R, Foye RH. Fluoride uptake and release characteristics of glass ionomer cements. *Caries Res*. 1994;28(5):322-328.
- Darvell BW. *Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora*. 9. ed. São Paulo: Santos, 2012.
- de Souza EM, Cefaly DE, Terada RS, Rodrigues CC, de Lima Navarro MF. Clinical Evaluation of the ART technique using highdensity and resin-modified glass ionomer cements. *Oral Health Prev Dent*. 2003;1(3):201-207.
- Dunne SM, Goolnik JS, Millar BJ, Seddon RP. Caries inhibition by a resin-modified and a conventional glass ionomer cement in vitro. *J Dent*. 1996;24(1-2):91-94.
- Forsten L. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand J Dent Res*. 1991;99(3):241-245.
- Hatibović-Kofman S, Koch G. Fluoride release from glass ionomer cement in vivo and in vitro. *Swed Dent J*. 1991;15(6):253-258.
- Hara AT, Serra MC, Rodrigues Jr AL. Radiopacity of restorative materials. *Braz Dent J*. 2001;12(2):85-89.
- Kerby RE, Knobloch L, Thakur A. Strength properties of visible-light-cured resin-modified glass-ionomer cements. *Oper Dent*. 1997;22(2):79-83.
- McLean JW, Gasser O. Glass-cermet cements. *Quintessence Int*. 1985;16(5):333-343.
- McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. *Aust Dent J*. 1977;22(1):31-36.
- McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. *Aust Dent J*. 1977;22(2):120-127.
- McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cement. III. The erosion lesion. *Aust Dent J*. 1977 Jun;22(3):190-5.
- Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*. 1991;70(1):72-74.

- Mitra S, Conway WT. Coefficient of thermal expansion of some methacrylate-modified glass-ionomers. *J Dent Res*. 1994;73(Special Issue):219.
- Momoi Y, McCabe JF. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent Mater*. 1993;9(3):151-154.
- Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de Ionômero de Vidro – Aplicações Clínicas em Odontologia. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série EAP-APCD), 1998.
- Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater*. 2008;24:1702-1708.
- Noort RV. Introdução aos Materiais Dentários. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010
- Prosser HJ, Powis DR, Brant P, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 7. The physical properties of current materials. *J Dent*. 1984;12(3):231-40.
- Reis A, Loguercio AD. Materiais Dentários Diretos: dos fundamentos à aplicação clínica. 1. ed. São Paulo: Santos, 2007.
- Retief DH, Bradley EL, Denton JC, Switzer P. Enamel and cementum fluoride uptake from a glass ionomer cement. *Caries Res*. 1984;18(3):250-257.
- Sakagushi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012
- Sidhu SK, Schmalz G. The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*. 2001;14(6):387-396.
- Tay WM, Braden M. Thermal diffusivity of glass-ionomer cements. *J Dent Res*. 1987;66(5):1040-3.
- Tay WM, Lynch E. Glass-ionomer (Polyalkenoate) cements. Part 1. Development, setting reaction, structure and types. *J Ir Dent Assoc*. 1989;35(2):53-7.
- Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972;132(4):133-135.
- Wilson AD. Resin modified glass-ionomer cements. *I J Prosthodont*. 1990;3(5):425-429.
- Wilson AD. A hard decade's work: steps in the invention of the glass-ionomer cement. *J Dent Res*. 1996;75(10):1723-1727.
- Yap AU. Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials*. 1996;17(19):1897-1900.



# SEÇÃO III

**Materiais Restauradores  
Diretos**





## Introdução

Uma vez realizada a proteção do complexo dentino-pulpar é necessário que os tecidos perdidos devido ao desenvolvimento da doença cárie ou mesmo por traumas sejam restaurados. O cirurgião-dentista deverá então restaurar a forma para devolver a função do órgão dental acometido, utilizando para isso os materiais restauradores. Hoje em dia não se utiliza mais o termo obturação, uma vez que obturar significa vedar, tapar, fechar uma cavidade e não é isso que o dentista deve fazer. O profissional de odontologia deverá devolver a forma original de cada um dos dentes que compõem os arcos dentais e não simplesmente fechar a cavidade produzida.

Durante muito tempo o amálgama odontológico foi o material de eleição para a confecção de restaurações diretas. No entanto, com o avanço dos polímeros, as resinas compostas ganharam espaço, tornando-se, atualmente, o principal restaurador utilizado pelos dentistas.

Vale ainda ressaltar que quando o órgão dental acometido apresentar grande destruição, as restaurações diretas deixam de ser indicadas, ou seja, as resinas compostas diretas e o amálgama devem ser substituídos por materiais mais resistentes indicados para a confecção de restaurações indiretas.

Entende-se por restaurações indiretas, as peças protéticas que são confeccionadas fora da boca do paciente e, geralmente, por um técnico (protético). Os principais materiais utilizados para confecção de restaurações indiretas são os metais e as cerâmicas odontológicas. Vamos discutir mais e demonstrar a manipulação desses outros materiais restauradores indiretos no segundo volume deste livro.

Durante a realização das restaurações diretas, o cirurgião-dentista deverá preocupar-se com a realização de um bom isolamento do campo operatório (seja ele relativo ou absoluto), impedindo a chegada de saliva, água e outros contaminantes, garantindo assim a qualidade do procedimento realizado.

A partir do capítulo VIII, abordaremos os principais materiais envolvidos com a confecção de restaurações definitivas diretas, ou seja, confeccionadas pelo dentista diretamente na boca do paciente.



# Capítulo 8

*André Guaraci De Vito Moraes*

*Marcelo de Oliveira dos Reis*

Sistemas Adesivos

### 1 Introdução

Embora os sistemas adesivos estejam, neste livro, classificados como materiais restauradores diretos, são também considerados agentes de proteção do complexo dentina-polpa, uma vez que são capazes de obliterar túbulos dentinários, diminuindo a permeabilidade da dentina. Dessa forma, os sistemas adesivos protegem a polpa, prevenindo a chegada de substâncias nocivas que poderiam comprometer a vitalidade do tecido. São, entre os agentes de proteção, classificados com agentes selantes ou vedantes, assim como os vernizes cavitários convencionais. São indicados com agentes selantes sob restaurações de amálgama dental, por exemplo. Porém, exercem um papel extremamente importante nas restaurações odontológicas adesivas, pois são responsáveis por viabilizar a adesão das resinas aos tecidos dentais, como será explicado adiante.

Desde o advento da Odontologia Adesiva vive-se uma nova realidade na prática clínica. O surgimento dos materiais poliméricos aderidos aos tecidos duros dentais revolucionou a maneira como o dentista realiza os tratamentos restauradores.

Diante da disponibilidade do uso clínico dos polímeros, como as resinas compostas, praticamente substituiu-se as consagradas restaurações em amálgama. Ao passo que, quando os polímeros foram usados como cimentos resinosos, foi possível substituir as ligas metálicas pelas cerâmicas odontológicas nas restaurações indiretas. Logo, faz-se necessário dominar a técnica adesiva, fundamental para a confecção das restaurações diretas ou indiretas mais utilizadas atualmente.

Embora os pacientes, em geral, acreditem que a maior vantagem das resinas compostas é a estética por permitirem restaurar o dente de forma imperceptível, pode-se considerar que o maior benefício é, na verdade, a possibilidade de conservação dos tecidos dentais saudáveis. Ou seja, não mais é necessária a realização de preparos cavitários com forma e dimensões específicas para que a terapêutica restauradora seja eficiente. As restaurações confeccionadas em resina composta permanecem aderidas aos tecidos dentais através da retenção micromecânica ou mesmo união química alcançada pelo uso dos sistemas adesivos. Diferentemente do que acontece com as resinas, as restaurações em amálgama permanecem retidas mecanicamente às cavidades geometricamente preparadas para esse fim às custas de desgastes de estruturas de esmalte e dentina saudáveis, as chamadas “formas de retenção”.

Portanto, sob a óptica da ciência dos materiais, o ponto de partida para o estudo dos atuais materiais restauradores é a obtenção do conhecimento sobre a correta utilização dos sistemas adesivos, condição de fundamental importância para que as restaurações possam permanecer aderidas aos tecidos dentais de forma satisfatória ao longo do tempo. Esses sistemas são constituídos por diferentes componentes que interagem com cada um dos tecidos duros dentais (esmalte e dentina) envolvidos nas cavidades, de acordo com suas características histomorfológicas e que requerem a aplicação da terapêutica restauradora.

## Histórico

A odontologia adesiva evoluiu de forma bastante significativa ao longo dos últimos anos, sendo assim, é de suma importância conhecer os principais passos dados durante esta evolução para que seja possível compreender quais os princípios envolvidos durante esse desenvolvimento e, posteriormente, na utilização da terapêutica restauradora adesiva.

O ponto de partida do estudo dos adesivos atuais é o ano de 1955, quando foi proposto, por Buonocore, a realização de um condicionamento ácido na superfície do esmalte dental promovendo a criação de irregularidades capazes de garantir a adesão dos materiais restauradores poliméricos. Essa proposta surgiu a partir da observação da técnica utilizada pela indústria naval para a realização da pintura dos cascos dos navios. Como os navios ficam constantemente expostos à água, era necessário que se fizesse algum tratamento em sua superfície para que a tinta pudesse permanecer aderida ao longo do tempo. Portanto, o uso de um ácido, em esmalte, assim como nos cascos dos navios, permitiu a criação de microporosidades que aumentam a área de contato da tinta, que é um material polimérico, com o seu substrato.

Em 1979, Fusayama propõe que o condicionamento ácido fosse realizado não somente em esmalte, mas também em dentina, ou seja, este pesquisador propõe a realização do Condicionamento Ácido Total, ou do inglês *total etch*. Em dentina, o uso do ácido promoveria a remoção da *smear layer* e a abertura dos túbulos dentinários permitindo a infiltração dos componentes dos sistemas adesivos para a intimidade do substrato dentinário, aumentando a microrretenção do material. Em contrapartida, o condicionamento ácido da dentina promoveria um aumento considerável da permeabilidade deste tecido, permitindo que o fluído dentinário se deslocasse com mais facilidade à região da interface adesiva, assim como as moléculas monoméricas conseguiriam mais facilmente acessar a câmara pulpar.

Já em 1982, estudando a infiltração dos sistemas adesivos na intimidade do substrato dentinário, Nakabayashi criou o conceito da Camada Híbrida. Este conceito explica de forma bastante satisfatória como se forma a interface adesiva em dentina. Portanto, denomina-se de Camada Híbrida a interface adesiva formada por monômeros resinosos provenientes dos sistemas adesivos misturados às fibras de colágeno provenientes da matriz orgânica da dentina. Atualmente, objetiva-se formar a camada híbrida sempre que se realiza uma restauração adesiva em dentina.

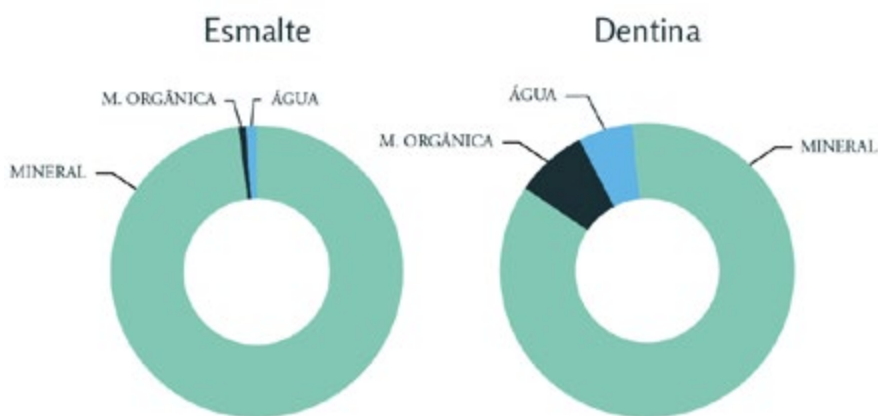
Esses foram alguns dos conceitos mais importantes introduzidos ao longo de toda a evolução da Odontologia Adesiva. Foram marcos que guiaram essa evolução e permitiram que pudéssemos aplicar a técnica adesiva tal qual ela é utilizada atualmente.

## Tecidos Dentais

Para que seja possível promover a adesão aos tecidos dentais, através da utilização dos sistemas adesivos, é extremamente importante conhecer a composição e as características histomorfológicas do esmalte e da dentina.

O esmalte é um tecido extremamente mineralizado. Cerca de 97%, em peso, de sua composição é formada por conteúdo mineral, ou seja, por cristais de hidroxiapatita distribuídos por todo o tecido sob a forma de prismas. A matriz orgânica corresponde a apenas 1% e os demais 2% são constituídos por água (figura 1). Portanto, a utilização da técnica adesiva deve levar em conta a grande quantidade de material inorgânico que constitui este tecido.

Em contrapartida, a dentina, embora também seja um tecido mineralizado com cerca de 70%, em peso, de seu conteúdo constituído por cristais de hidroxiapatita, possui grande quantidade de matéria orgânica (18% em peso) proveniente da matriz extracelular secretada pelos odontoblastos e grande quantidade de água (12% em peso) (figura 1). A presença de cerca de 30% de conteúdo não mineral faz com que o procedimento adesivo em dentina deva ser realizado com muito mais critério.



**Figura 1** – Composição, em peso, dos tecidos duros dos dentes.

Para que seja possível entender os cuidados que devem ser tomados durante a realização do procedimento adesivo em dentina, é importante que se conheça, em detalhes, os constituintes de sua matriz orgânica.

A matriz secretada pelos odontoblastos durante principalmente a formação do dente é constituída basicamente por fibrilas de colágeno do tipo I. Outras proteínas também estão presentes na matriz, como, por exemplo, as fosforinas, as sialoproteínas, BMP e IGF-1 e 2, além das glicosaminoglicanas. Mas, cerca de 90% do conteúdo orgânico é constituído por colágeno do tipo I. Esta matriz orgânica secretada pelos odontoblastos serve de arcabouço para a deposição mineral dos cristais de hidroxiapatita. Assim, a estrutura dentinária é constituída por cristais de hidroxiapatita dispostos sobre o colágeno. A dentina é ainda um tecido formado por grande quantidade de água em sua composição. Água proveniente do fluido tubular que confere à dentina a umidade intrínseca. Ao longo de todo o tecido estão distribuídos os túbulos dentinários que comunicam o tecido pulpar à junção amelodentinária, confe-

rindo permeabilidade a este substrato. Os túbulos estão presentes em maior quantidade, por unidade de área, e em maior diâmetro (2,5  $\mu\text{m}$ ) quando observados em cavidades profundas, próximas ao tecido pulpar. Em contrapartida, estão em menor número e com diâmetros menores (1  $\mu\text{m}$ ) quando localizados próximo à junção amelodentinária. Essas características são fundamentais para que se realize o procedimento adesivo de forma adequada em cavidades profundas ou mais rasas. A dentina é ainda formada por dois “subtipos”, a dentina intertubular, cuja deposição mineral ocorre sobre a matriz orgânica, ou seja, entre as fibrilas de colágeno, e a dentina peritubular que circunda os limites do túbulo dentinário, e origina-se a partir da deposição dos cristais de apatita por entre os espaços vazios existentes na matriz orgânica ocupados por prolongamentos dos odontoblastos. Os subtipos possuem graus diferentes de mineralização. A dentina peritubular é mais mineralizada que a dentina intertubular. No interior dos túbulos estão contidos ainda os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos e terminações nervosas que conferem a este tecido a vitalidade, sensibilidade e capacidade de reação frente aos estímulos externos.

Diante do exposto, é possível imaginar que a realização do procedimento adesivo ocorra de maneira distinta em esmalte e dentina. Isto quer dizer que por conta da composição dos dois substratos, os procedimentos e cuidados para a realização da técnica adesiva são diferentes. A adesão ao esmalte é muito mais fácil de ser alcançada e tende a resistir ao longo do tempo, ou seja, a restauração realizada em esmalte é muito mais previsível e duradoura do que aquela confeccionada em dentina. Essa previsibilidade não ocorre em dentina justamente por ser este um substrato um tanto quanto complexo, que dificulta de forma decisiva a realização do procedimento adesivo. Portanto, a adesão à dentina é ainda hoje o grande desafio da Odontologia Restauradora Adesiva.

## 2. Apresentação Comercial

Os sistemas adesivos atualmente disponíveis são comercializados, em sua maioria, sob a forma de frascos que contêm os monômeros do *primer* ou *bond*. Algumas indústrias disponibilizam os monômeros em embalagens na forma de blisters, normalmente em *single dose* (Imagem 1).

Já o ácido fosfórico é apresentado, normalmente, sob a forma de um gel com corante azul, disponibilizado em uma seringa com concentrações que variam de 32% a 37% (Imagem 1).



**Imagem 1:** Apresentação comercial dos componentes dos sistemas adesivos.



### 3 Composição

#### Técnicas Adesivas

A composição dos sistemas adesivos é dependente da técnica com a qual será utilizada. Embora todos eles possuam características comuns, existem diferenças importantes que devem ser levadas em consideração.

Antigamente encontrávamos em diversos livros e aulas uma classificação dos sistemas adesivos baseada em gerações. Tal classificação é cronológica e induz o dentista a entender que quanto mais recente é a geração, melhor é o sistema adesivo. A classificação aqui adotada é baseada no uso clínico e em função da técnica utilizada. Para a realização do procedimento adesivo, estão à disposição do cirurgião-dentista duas diferentes técnicas adesivas: a técnica do Condicionamento Ácido, também chamada de *etch-and-rinse*, que prima por remover totalmente a lama dentinária ou smear layer com maior poder de desmineralização e a técnica de remoção parcial da *smear layer*, mais comumente chamada de Autocondicionante, ou *self-etching*.

Independentemente da técnica que será selecionada para a realização do procedimento adesivo alguns materiais de forramento ou base, podem ser indicados para garantir a eficiente proteção do complexo dentino-pulpar. Especialmente em cavidades profundas, com menos de um milímetro de espessura de dentina remanescente, é importante que se realize um adequado forramento com materiais que podem induzir à reparação da dentina ou a sua remineralização, sendo os produtos de hidróxido de cálcio, o cimento trióxido mineral agregado e o cimento de ionômero de vidro os mais comuns.

#### Técnica do Condicionamento Ácido

A técnica do Condicionamento Ácido é aquela em que há a necessidade de aplicação do ácido fosfórico, cuja concentração varia entre 32% e 37%, sobre os tecidos dentais, esmalte e dentina, previamente à aplicação dos componentes resinosos do sistema adesivo.

O ácido fosfórico é capaz de promover uma desmineralização parcial dos tecidos, permitindo a infiltração dos componentes resinosos, os monômeros. Em dentina, o ácido remove o mineral hidroxiapatita e expõe a matriz orgânica constituída principalmente por colágeno. Como o esmalte é um tecido mais mineralizado que a dentina, a aplicação do ácido fosfórico em esmalte deve durar o dobro do tempo estimado para a desmineralização da dentina. Isto quer dizer que o condicionamento ácido deve ser realizado por cerca de **30 segundos no esmalte** e por cerca de **15 segundos na dentina** (Imagem 2).

Em casos em que nenhum preparo cavitário (cimentação de facetas ou lentes de contato) foi feito, ou seja, casos em que o esmalte permanece intacto, sugere-se aumentar o tempo de condicionamento para até um minuto, devido a maior dificuldade de desmineralização da camada aprismática que pode recobrir a superfície do esmalte. No caso de dentes decíduos, pelo mesmo motivo, também se deve prolongar o tempo de condicionamento.



**Imagem 2:** Condicionamento ácido em esmalte e dentina

Em seguida, deve-se fazer a lavagem do ácido fosfórico com água em abundância, no mínimo, pelo mesmo tempo dispensado para o condicionamento, removendo não somente o gel de ácido fosfórico como, principalmente, sais insolúveis de cálcio que podem dificultar a infiltração dos monômeros (Imagem 3).



**Imagem 3:** Lavagem do ácido fosfórico com água abundante.

Vale salientar que o cuidado com o tempo de condicionamento dos tecidos deve ser rigoroso. Quando o tempo de condicionamento se torna demasiadamente maior do que o recomendado, a profundidade da desmineralização será maior, dificultando a infiltração completa de toda a área desmineralizada pelos monômeros dos sistemas adesivos. Essa dificuldade será traduzida pela presença de colágeno

exposto pelo condicionamento da dentina, mas não totalmente infiltrado pelos monômeros, gerando consequências que comprometerão a durabilidade da interface adesiva neste tecido dental.

Após a lavagem do ácido fosfórico, é de fundamental importância que se mantenha a dentina úmida (Imagem 4) para a aplicação dos componentes resinosos do sistema adesivo, por isso chamamos este procedimento de “técnica úmida de hibridização da dentina. O controle da umidade dentinária é crítico para o sucesso do procedimento adesivo e, por isso, será explorado com detalhes mais adiante.



**Imagem 4:** Manutenção da umidade dentinária

Para o uso da técnica de Condicionamento Ácido existem, atualmente, disponíveis no mercado dois diferentes tipos de sistemas adesivos. O sistema mais completo é aquele em que se fazem necessárias três diferentes etapas clínicas para sua realização, ou seja, são sistemas que possuem três distintos componentes e, por isso, são chamados de Sistemas Adesivos de Múltiplos Frascos (Imagem 5). O primeiro passo é, justamente, a aplicação do ácido fosfórico que prepara os tecidos para a infiltração dos componentes resinosos do sistema adesivo. O segundo passo consiste na aplicação de um *Primer* constituído por monômeros hidrofílicos dissolvidos em um solvente orgânico que facilita a penetração dos monômeros em dentina úmida (Imagem 5). O terceiro passo consiste na aplicação do *Bond* ou do Adesivo, propriamente dito, formado por monômeros hidrofóbicos capazes de selar e proteger a interface adesiva (Imagem 5).



**Imagem 5:** Apresentação comercial de um sistema adesivo de condicionamento ácido de 3 passos.

Diante do fato de que a dentina é um tecido intrinsecamente úmido (possui água na sua composição) e que utilizamos uma técnica adesiva, cuja umidade dentinária se faz necessária, parece bastante lógico que haja a aplicação de um *Primer* com características hidrofílicas, ou seja, faz-se uso de uma substância com moléculas que possuem afinidade pela água e, portanto, capazes de infiltrar a dentina úmida e envolver as fibrilas colágenas expostas pela desmineralização promovida pelo condicionamento ácido. O principal monômero hidrofílico utilizado nos *primers* é o HEMA (hidroxietil metacrilato). Os monômeros hidrofílicos dos *primers* são infiltrados para o interior dos tecidos dentais através dos solventes que funcionam como veículos para a condução dessas substâncias. Os principais solventes orgânicos utilizados são o etanol, a acetona, a água ou até uma mistura de água com etanol. Ao penetrarem para a intimidade dos tecidos, os monômeros dos *primers* ocupam o espaço antes pertencente às moléculas de água. As moléculas de água são evaporadas juntamente com o solvente através da aplicação de um leve jato de ar, uma vez que são moléculas com alta pressão de vapor. Já os monômeros hidrofóbicos do *bond* ligar-se-ão aos monômeros hidrofílicos já infiltrados e selam protegendo a interface adesiva, justamente pelo fato de serem substâncias avessas à água proveniente dos túbulos dentinários ou da cavidade oral.

Portanto, o *bond* é responsável por proteger a interface da ação hidrolítica da água sobre os monômeros hidrofílicos dos *primers*. Essa ligação entre *primer* e *bond* pode acontecer devido ao fato de que as moléculas que compõem os *primers* são consideradas moléculas anfipáticas, justamente por possuírem, em uma de suas extremidades, grupamentos polares hidrofílicos com afinidade pela água presente no interior do tecido dentinário e, na outra extremidade, uma cadeia de hidrocarbonetos apolar

(metacrilato) que confere à molécula a capacidade de se ligar ao *bond* hidrofóbico. O principal monômero do *bond* é o BIS-GMA, molécula de alto peso molecular, alta viscosidade e bastante hidrofóbica.

A imagem 6 demonstra claramente o comportamento hidrofílico do *primer* e hidrofóbico do *bond*. À esquerda é possível observar que os monômeros hidrofílicos do *primer* se misturam completamente à água contida no frasco de vidro, imediatamente após o contato das duas substâncias. Já à direita, nota-se como as moléculas hidrofóbicas do *bond* não se misturam à água, permanecendo separadas mesmo ao atingir o fundo do frasco.



**Imagem 6:** Hidrofilia do primer (à esquerda) e hidrofobia do bond (à direita).

O outro tipo de Sistema Adesivo utilizado através da técnica *etch-and-rinse* é o sistema adesivo simplificado, cuja aplicação aos tecidos dentais ocorre com a utilização de apenas duas etapas clínicas distintas para sua realização, ou seja, são sistemas em que após o condicionamento com ácido fosfórico, os monômeros hidrofílicos do *primer* e os hidrofóbicos do *bond* são aplicados simultaneamente às cavidades mantidas úmidas depois da lavagem do ácido, uma vez que estão contidos em um mesmo frasco. Nesses sistemas adesivos simplificados os monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos são conduzidos ao mesmo tempo para o interior dos tecidos através do solvente contido no frasco. Todos os cuidados descritos anteriormente devem também ser aplicados nesta classe de adesivo. Este tipo de sistema adesivo é, atualmente, o mais utilizado pelos clínicos brasileiros (Imagem 7).



**Imagem 7:** Apresentação comercial de um sistema adesivo de condicionamento ácido de 2 passos

## Técnica Autocondicionante

Seguindo a tendência de simplificação da técnica adesiva, com vistas à facilitação do procedimento adesivo e otimização do tempo gasto pelo clínico, a indústria odontológica desenvolveu os sistemas adesivos com *primers* autocondicionantes, ou simplesmente adesivos autocondicionantes, também chamados de *self-etch*. Com esta técnica foi possível minimizar os problemas gerados pela necessidade do controle preciso da umidade dentinária, característica fundamental para uso da técnica *etch-and-rinse*, pois não há a necessidade de lavagem da cavidade condicionada, nem tampouco de secagem.

Nesta técnica não há a utilização do ácido fosfórico em separado para condicionamento dos tecidos dentais. A desmineralização é promovida por monômeros mais ácidos presentes no *primer*, capazes de condicionar os tecidos duros dentais. Um dos monômeros ácidos utilizados nesse *primer* é o PHENYL P.

Existem também dois diferentes tipos de sistemas adesivos autocondicionantes. O primeiro tipo é aquele em que o procedimento adesivo é realizado em duas etapas clínicas distintas, ou seja, o sistema adesivo é constituído por 2 frascos. No primeiro frasco, o do *primer* autocondicionante, estão contidos os monômeros ácidos que são considerados bastante hidrofílicos. Esses monômeros são aplicados às cavidades preparadas e limpas sem a necessidade de manter o tecido dentinário úmido. Portanto, o *primer* é utilizado em cavidades praticamente secas, ou melhor, com pouca umidade. Depois da evapo-



ração do solvente, sem a necessidade de lavagem da cavidade, deve-se aplicar o *bond* hidrofóbico para garantir o vedamento da interface (Imagem 8).



**Imagem 8:** Apresentação comercial de um sistema adesivo autocondicionante de 2 passos

Os monômeros ácidos hidrofílicos dos *primers* autocondicionantes, na medida em que condicionam os tecidos, infiltram simultaneamente o *primer*, até porque o condicionamento e a infiltração são realizados pelas mesmas moléculas, fazendo com que não haja discrepâncias significativas entre a profundidade de tecido desmineralizado e a infiltração dos monômeros adesivos. Sendo assim, nesta técnica, supõe-se que haja menor sensibilidade pós-operatória e que a interface estaria mais protegida contra a ação enzimática do próprio substrato (responsável pela degradação da camada adesiva), pois não existiriam fibrilas colágenas expostas, como será discutido adiante.

Simplificando definitivamente o procedimento adesivo, surgiram os sistemas adesivos autocondicionantes de uma única aplicação, de um único passo, isto é, *primer ácido* e *bond* aplicados simultaneamente. Estes sistemas adesivos podem ser apresentados na forma de dois frascos, ou seja, duas diferentes substâncias (componente A e B), mas que no momento da aplicação, têm seus conteúdos misturados (A+B) previamente à aplicação na cavidade que é feita em um só passo clínico. Ou, o mais comum, em um único frasco, cujas moléculas já estão misturadas (Imagem 9). Em algumas marcas comerciais, desenvolveu-se uma embalagem em que os componentes A e B estão contidos em casulos distintos separados por uma membrana, os blisters. Ao pressionarmos os casulos, a membrana se rompe promovendo a mistura dos dois componentes que são aplicados em uma única etapa (Imagem 9). Nos sistemas autocondicionantes de frasco único, também chamados de *all-in-one*, os monômeros hidrofílicos ácidos dos *primers* autocondicionantes e os monômeros hidrofóbicos do *bond* estão misturados e são aplicados de uma única vez sobre as paredes cavitárias.





**Imagem 9:** Apresentação comercial de um sistema adesivo autocondicionante de 1 passo em frasco e em blister.

Apesar da otimização do tempo e da facilitação da técnica, os sistemas autocondicionantes, de maneira geral, tendem a sofrer degradação hidrolítica mais facilmente que os demais sistemas adesivos. Isso acontece devido à presença dos monômeros ácidos que são muito hidrofílicos e, portanto, mais suscetíveis à sorção de água ao longo do tempo. Mesmo assim, alguns sistemas autocondicionantes de dois passos apresentam valores de resistência adesiva semelhantes aos obtidos pelos sistemas convencionais (utilizados na técnica *etch-and-rinse*) e, desta maneira, tendem a garantir a integridade da interface adesiva ao longo do tempo. Alguns sistemas *all-in-one* possuem valores bastante insatisfatórios de resistência adesiva com o passar do tempo, logo, não devem ser a primeira escolha do cirurgião-dentista.

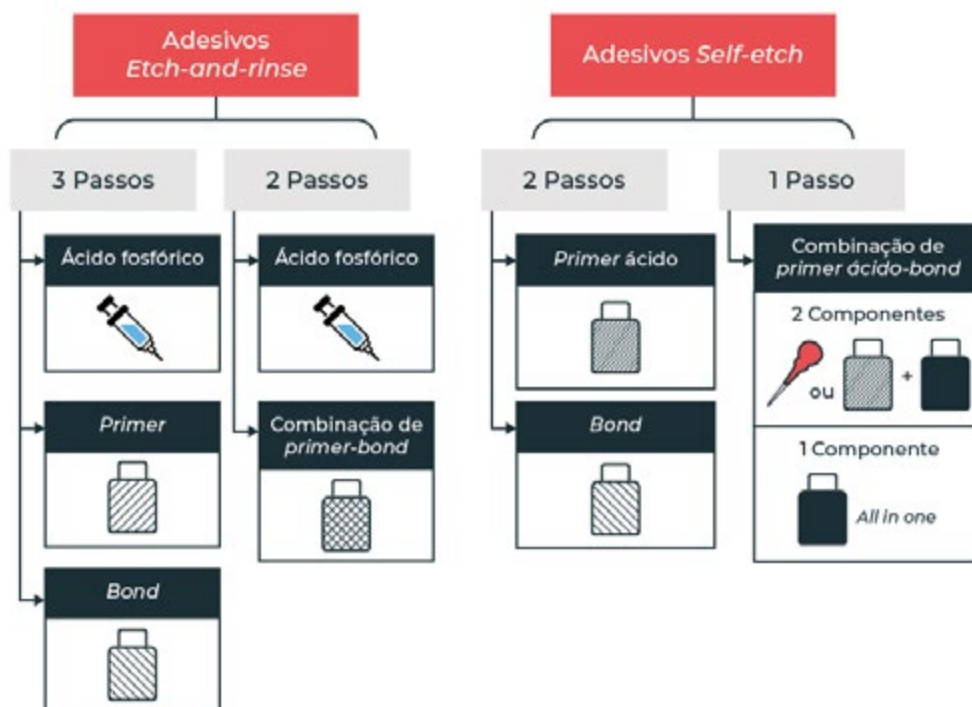
Outra característica bastante importante em relação às técnicas adesivas disponíveis diz respeito à capacidade de remoção da *smear layer*. A *smear layer* ou lama dentinária ou camada de esfregaço consiste em uma camada formada durante o preparo cavitário. É constituída por detritos dos tecidos dentais, bactérias, sangue, saliva e até pelo óleo proveniente da turbina de alta rotação. Ela é produzida durante a remoção do tecido cariado ou do preparo cavitário. Esta camada se acomoda sobre a dentina intertubular, além de penetrar e obliterar os túbulos dentinários formando os *smear plugs*. A técnica do condicionamento ácido é capaz de remover completamente a *smear layer*, por outro lado, a técnica autocondicionante não remove a lama, apenas permite que os monômeros a permeiem, ficando esta parcialmente dissolvida e envolvida na interface adesiva. Portanto, os monômeros ácidos dos sistemas autocondicionantes não são capazes de remover completamente a *smear layer*, apenas promovem uma desmineralização parcial desta camada e, superficialmente, do tecido localizado logo abaixo da camada de esfregaço.

Esta é outra vantagem dos sistemas autocondicionantes que diz respeito à sensibilidade pós-operatória. Nesse tipo de sistema adesivo, a desmineralização é promovida pelos próprios monômeros do *primer*. Dessa forma evita-se que a desmineralização ocorra em profundidade sem a correspondente infiltração dos monômeros. Além disso, são sistemas que mantêm os túbulos dentinários obliterados

pela presença dos *smear plugs* evitando a presença de túbulos abertos, causa principal de sensibilidade dentinária. Portanto, em cavidades bastante profundas em que há a presença de um maior número de túbulos dentinários com diâmetros maiores, o uso, em dentina, de um sistema adesivo autocondicionante de dois passos pode prevenir a ocorrência da sensibilidade pós-operatória tão frequentemente relatada pelos pacientes.

Em todos os sistemas adesivos, os *primers* constituem-se, como já relatado, de monômeros hidrofílicos imersos em solventes orgânicos. Esses solventes podem ser água, etanol, acetona ou uma mistura de duas ou mais dessas substâncias. *Primers* que possuem água em sua composição são menos críticos às variações da umidade dentinária, pois permite a re-hidratação do tecido pelo próprio solvente do sistema adesivo. Quando o solvente empregado é o etanol ou acetona, o controle da umidade é bastante sensível e deve ser respeitado. Nesses casos, a dentina deve estar úmida o suficiente para que os solventes possam carrear os monômeros hidrofílicos para o interior dos tecidos. Nos sistemas adesivos em que a acetona está presente deve-se aplicar mais de uma camada do sistema adesivo, com menor agitação, ou manter a cavidade ligeiramente mais úmida, pois como se trata de uma substância muito volátil, a possibilidade de ocorrer a evaporação do solvente antes da permeação dos monômeros para a intimidade dos tecidos é extremamente alta.

A figura 2 resume os diferentes tipos de sistemas adesivos disponíveis nas duas técnicas adesivas descritas até aqui: a técnica do condicionamento ácido e autocondicionante.



**Figura 2** – Classificação dos Sistemas Adesivos de acordo com as técnicas e número de passos clínicos para aplicação nos tecidos dentais.

## Técnica Universal

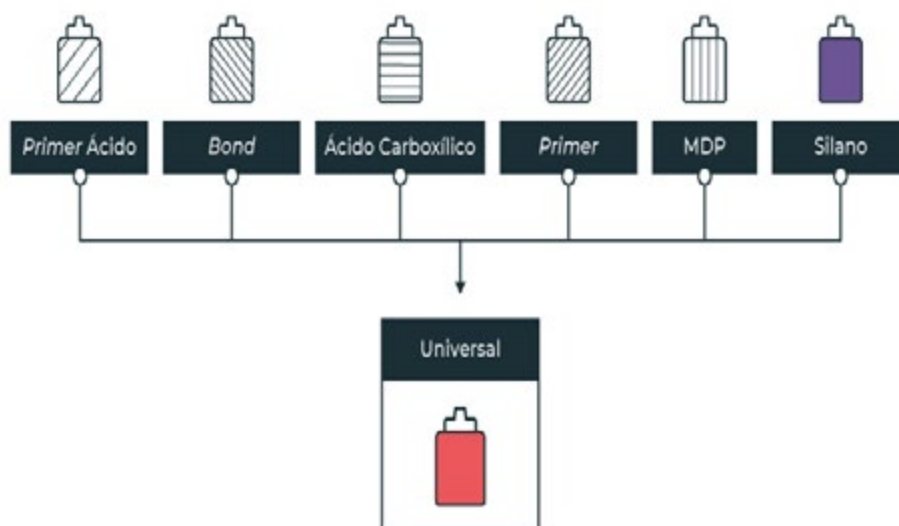
Mais recentemente, uma nova classe de sistemas adesivos surgiu. Os sistemas adesivos universais foram desenvolvidos com o objetivo de manter a facilidade do uso clínico, porém, com maior versatilidade no emprego das diferentes técnicas adesivas. Isso quer dizer que o adesivo universal pode ser utilizado seguindo os preceitos da técnica de condicionamento ácido ou da técnica autocondicionante ou ainda a técnica do condicionamento seletivo do esmalte dental.

O adesivo universal pode ser utilizado após o condicionamento ácido com ácido fosfórico (32% a 37%) e, sendo assim, todos os cuidados desta técnica devem ser respeitados, como por exemplo, o tempo de condicionamento dos tecidos e a manutenção da umidade dentinária. Mas, este mesmo adesivo também pode ser utilizado seguindo os princípios da técnica autocondicionante (Imagem 10).



**Imagem 10:** Apresentação comercial de um sistema adesivo universal.

A composição deste novo sistema adesivo é a responsável pelo uso universal do material. É um sistema que possui monômeros hidrofílicos característicos dos *primers*, monômeros hidrofóbicos do *bond*, monômeros ácidos característicos dos *primers* autocondicionantes, além de novas moléculas que trazem características inéditas aos sistemas adesivos. Todas essas substâncias estão dissolvidas em solventes orgânicos (etanol, acetona, água) (Figura 3).



**Figura 3** – Composição do Sistema Adesivo Universal.

Os sistemas universais possuem em sua composição monômeros capazes de estabelecer ligação química com o cálcio da hidroxiapatita, ou seja, o adesivo possui moléculas capazes de se ligarem aos tecidos dentais, o que aumenta a estabilidade da interface adesiva. Moléculas como o 10-MDP (10-metacriloiloxidecil di-hidrogênio fosfato) e copolímeros ácidos polialcenólicos são as responsáveis pelo estabelecimento de ligações químicas iônicas entre o sistema adesivo e os íons  $\text{Ca}^{2+}$  livres presentes na hidroxiapatita desmineralizada. No 10-MDP são os radicais fosfato ( $\text{R-PO}_4^{3-}$ ) os responsáveis pela formação dessas ligações com a hidroxiapatita, produzindo sais de cálcio estáveis hidroliticamente. Nos copolímeros polialcenólicos são os radicais carboxílicos ( $\text{R-COO}^-$ ) que cumprem essa função, assim como ocorre no cimento de ionômero de vidro. Esses radicais substituem íons fosfato na estrutura da hidroxiapatita ao se ligarem aos íons  $\text{Ca}^{2+}$  com quem estabelecem as ligações. O silano estabelece ligação química com partículas de vidro que compõem restaurações indiretas confeccionadas com as cerâmicas odontológicas. Portanto, auxiliam nas cimentações adesivas.

Pode-se perceber que, pela primeira vez, um sistema adesivo é capaz de fazer ligação química com os tecidos dentais, além da já conhecida retenção micromecânica alcançada através das técnicas adesivas disponíveis até então.

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** os monômeros presentes no *primer* e *bond* dos sistemas adesivos são moléculas orgânicas sintéticas com diferentes pesos moleculares. São substâncias tóxicas e alergênicas quando em contato com a polpa dental. Portanto, devem ser manipuladas corretamente, de acordo com a técnica empregada a fim de evitar a chegada dessas moléculas ao tecido pulpar. Quando os monômeros são polimerizados, produzindo um polímero, o risco de contato com a polpa torna-se bastante reduzido. O polímero não causa resposta biológica do organismo.

Vale ainda dizer que essas moléculas podem desencadear respostas alergênicas, inclusive, quando em contato com a pele. Além disso, o Bis-GMA tem sido alvo de estudos que sugerem um efeito tóxico carcinogênico ao organismo humano.

**Propriedades Químicas e Físicas:** os monômeros são transformados em polímeros através de uma reação química de polimerização ativada pela luz no comprimento de onda do azul, a chamada fotopolimerização. Uma molécula fotossensível está presente para iniciar a reação quando em contato com a luz, a canforoquinona.

O *primer* apresenta monômeros de baixo peso molecular, portanto, constitui-se em uma substância mais fluida. Já o *bond* possui moléculas de alto peso molecular e, por isso, constitui-se em uma substância de alta viscosidade.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** os polímeros produzidos, após a aplicação do sistema adesivo, como qualquer polímero age como um isolante térmico e elétrico, protegendo a polpa dessas agressões. Os polímeros conduzem mal o calor ou corrente elétrica.

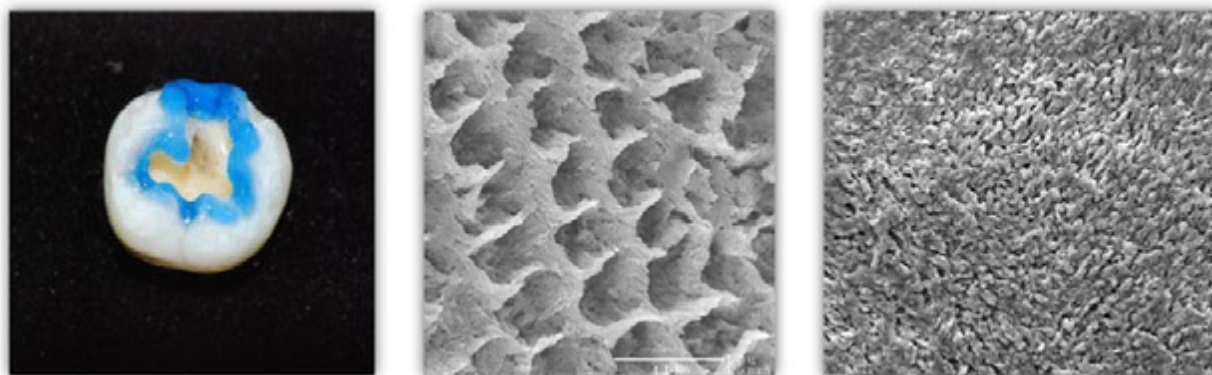
**Propriedades Mecânicas:** os polímeros formados pelos sistemas adesivos possuem baixa resistência mecânica, uma vez que esses materiais não possuem partículas de carga em sua composição. Portanto, não devem ser aplicados em grandes espessuras.

**Propriedades Ópticas:** os componentes resinosos dos sistemas adesivos são, em geral, translúcidos. Entretanto, como polimerizam através da luz azul, adquirem uma coloração amarelada dada pela presença da canforoquinona. Atualmente, existem outros tipos de fotoiniciadores que substituem a canforoquinona e são incolores, diminuindo, desta forma, os problemas estéticos causados pela cor amarelada dos sistemas adesivos fotoiniciados pela canforoquinona.

## 5 Manipulação

### Adesão ao Esmalte

A adesão ao esmalte é, sem dúvidas, conseguida de forma fácil e bastante previsível. Os valores de resistência de união mensurados em esmalte são sempre altos e duradouros ao longo do tempo. Isso se deve às características histomorfológicas deste tecido, que possui essencialmente conteúdo inorgânico. A desmineralização do esmalte consiste na remoção parcial dos cristais de hidroxiapatita, criando microporosidades entre (e/ou intra) os prismas que, quando infiltradas pelos monômeros dos sistemas adesivos, conferem resistência adesiva elevada. A imagem 11 demonstra o ácido fosfórico aplicado sobre o esmalte (à esquerda) e à direita observa-se a formação das microporosidades entre os prismas por imagem de microscopia eletrônica de varredura (MEV).



**Imagem 11:** Condicionamento ácido em esmalte. Desmineralização parcial dos prismas de esmalte.  
MEV 1: Moura SK, et al. J. Adhes Dent, 2006. MEV 2: Prof. Lincoln Borges

O ácido fosfórico deve ser aplicado por 30 segundos, como já relatado anteriormente, para que seja possível promover a limpeza superficial do substrato e a remoção de toda a *smear layer* presente, bem como a formação das microporosidades, aumentando o molhamento e a energia superficial do tecido, tornando-o mais suscetível à infiltração dos monômeros resinosos.

Devido à natureza essencialmente mineral do esmalte, pode-se após a realização do condicionamento ácido, lavagem e secagem da cavidade, aplicar apenas o *bond* hidrofóbico sobre o tecido seco. No esmalte não há a necessidade de manutenção da umidade, pois seu conteúdo orgânico é extremamente pequeno. Sendo assim, pode-se dispensar o uso dos monômeros hidrofílicos dos *primers*, que só se fazem necessários em um ambiente rico em umidade. Entretanto, em cavidades em que a umidade será mantida devido a presença do tecido dentinário, faz-se necessária a aplicação do *primer* também sobre o esmalte para que a água possa ser substituída e para que os monômeros hidrofóbicos do *bond* possam permear para o interior do tecido. Os monômeros são infiltrados para o interior dos tecidos dentais através do uso dos aplicadores *brushs* comercializados com esta finalidade.

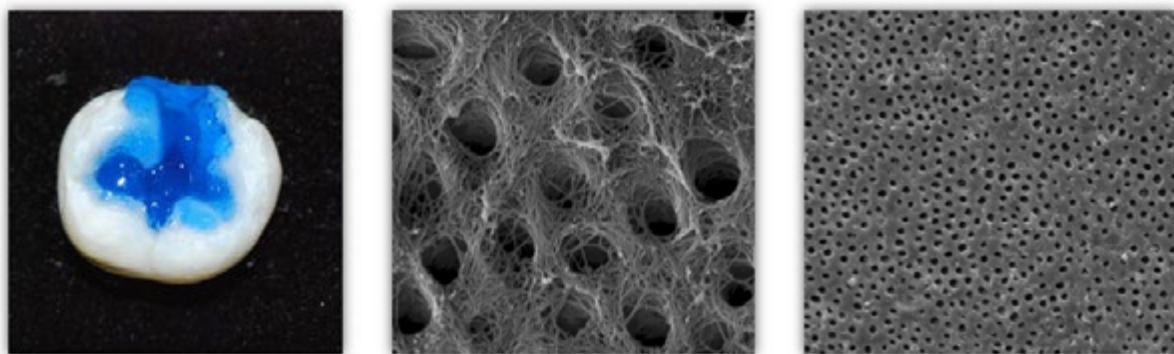
Vale enfatizar que os sistemas adesivos autocondicionantes são menos eficientes em esmalte. A capacidade de desmineralização dos monômeros ácidos (ácido orgânico fraco) muitas vezes não é suficiente para que se obtenha um adequado condicionamento do esmalte. Logo, em cavidades que envolvam os dois tecidos e que o sistema adesivo escolhido seja um sistema autocondicionante, deve-se promover o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico previamente à aplicação do adesivo *self-etch* na cavidade. Faz-se, portanto, o condicionamento ácido seletivo do esmalte.

### Adesão em Dentina

A adesão em dentina é conseguida a partir da formação da Camada Híbrida. Camada esta formada pelo envolvimento dos monômeros resinosos dos sistemas adesivos por entre as fibrilas colágenas expostas pela desmineralização do tecido. É importante enfatizar que a hibridização da dentina não é simples de ser conseguida e isso se deve a alta complexidade deste substrato.



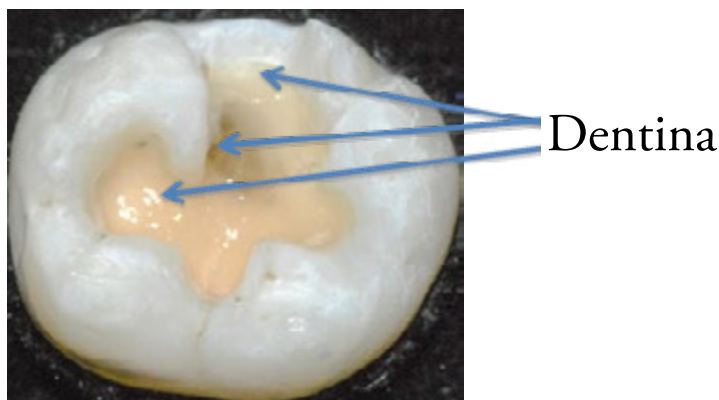
Utilizando a técnica *etch-and-rinse* de múltiplos frascos, a interface adesiva será eficientemente formada sempre que todos os cuidados relativos a cada etapa forem tomados. Inicialmente, deve-se promover a desmineralização do substrato dentinário através da aplicação do ácido fosfórico por 15 segundos. O clínico deve ter em mente que durante a realização deste passo estarão sendo removidos os cristais de hidroxiapatita ao mesmo tempo em que haverá a exposição de uma trama orgânica rica em colágeno (Imagem 12). Portanto, o sistema adesivo é aplicado sobre esta trama colágena e para que esse procedimento seja realizado de forma eficiente é de fundamental importância a manutenção da umidade dentinária. Na imagem 12, à direita, é possível observar através da micrografia obtida em MEV as fibrilas de colágeno expostas pela desmineralização da dentina.



**Imagem 12:** Condicionamento ácido em dentina. Desmineralização parcial da dentina com exposição da trama colágena da matriz orgânica. MEV 1: Souza, SFC. tese de Doutorado, USP, 2007. MEV 2: Prof. Lincoln Borges

Passados os 15 segundos de condicionamento ácido, a cavidade deve ser abundantemente enxaguada com água para que todo o gel de ácido fosfórico e produtos da desmineralização da hidroxiapatita possam ser removidos. Em seguida, deve-se promover a retirada do excesso de umidade, sempre mantendo a dentina com aspecto brilhante. A presença da água no interior do tecido dentinário é responsável por manter a trama de colágeno, exposta pela desmineralização, em estado de expansão. Isso acontece, porque as moléculas de água são capazes de romper as pontes de hidrogênio que se formam entre as fibrilas colágenas tendendo a aproximá-las. Portanto, se a dentina estiver demasiadamente seca, a água presente entre as fibrilas terá sido removida e o arcabouço colágeno irá colapsar devido à formação das pontes de hidrogênio. Quando esse colapso ocorrer será impossível infiltrar os monômeros resinosos dos sistemas adesivos por entre as fibrilas colágenas e, conseqüentemente, formar-se-á uma interface pouco resistente. No entanto, quando a umidade da dentina for rigorosamente mantida a trama colágena permanecerá em expansão, facilitando a permeação dos monômeros dos *primers* por entre as fibrilas. Vale ainda dizer que o contrário também é prejudicial à formação da interface adesiva em dentina. O excesso de água também deve ser evitado, pois se a cavidade for mantida com “poças” de água, os monômeros serão diluídos e não permearão para o interior da dentina. A imagem 13 demonstra o aspecto brilhante característico da dentina quando mantida úmida após a lavagem da cavidade para a remoção do ácido fosfórico.





**Imagem 13:** Manutenção da umidade do tecido dentinário.

Uma analogia didática bastante útil e muito fiel ao que acontece com a trama de colágeno da dentina e que pode ajudar a entender a importância da manutenção da umidade dentinária é a imagem dos fios de cabelo de uma pessoa que mergulha em uma piscina. Quando os fios de cabelo estão imersos em água se mantêm afastados, em expansão. No entanto, quando a pessoa sai da piscina, os fios colabam, se aproximam, tornando muito mais difícil a infiltração de qualquer substância por entre eles.

Se a umidade dentinária é tão crítica, qual a melhor forma de remover o excesso de água sem secar demasiadamente a cavidade? O uso de um pedaço de papel absorvente é, sem dúvidas, a melhor opção. Ao aproximarmos o papel absorvente da cavidade, o excesso de água será removido por capilaridade sem que haja a secagem em demasia. O uso do jato de ar da seringa tríplice é a forma menos eficaz para que a umidade seja controlada. Desta maneira, se o clínico, por descuido, secar demasiadamente uma cavidade que envolva o tecido dentinário, deverá promover a sua re-hidratação, fazendo com que as moléculas de água penetrem por entre as fibrilas, rompendo as pontes de hidrogênio e re-expandindo o colágeno.

Outra analogia bastante útil que traduz o aspecto correto da umidade dentinária é a imagem da faixa de areia molhada da praia. A dentina deve ter o mesmo aspecto de umidade, com a textura da areia visível e brilhante, sem excesso de água e também sem que esteja totalmente seca.

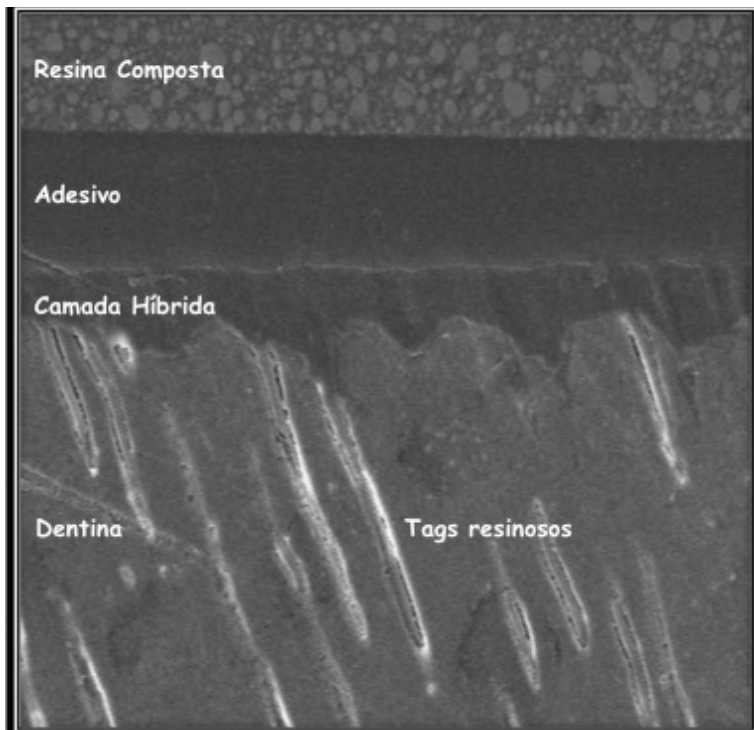
Após a realização do condicionamento ácido, lavagem e a adequada manutenção da umidade dentinária, a cavidade está apta a receber os monômeros hidrofílicos do *primer*. Esses monômeros serão conduzidos para os espaços interfibrilares, onde então, substituirão a água ali presente que será evaporada juntamente com o solvente contido no *primer*. O *primer* deve ser aplicado sob agitação e, em seguida, deve-se aguardar cerca de 20 a 30 segundos para que haja tempo suficiente para que os monômeros infiltrem por toda a profundidade do tecido desmineralizado. O excesso de *primer* deve ser removido e o solvente deve ser evaporado com uso de um leve jato de ar.

Em seguida, faz-se a aplicação do *bond* ou adesivo, propriamente dito, que também deve ser aplicado sob agitação, aguardando de 20 a 30 segundos para que seus monômeros possam penetrar o tecido. Deve-se homogeneizar a camada de adesivo hidrófobo com um leve jato de ar, evitando que se forme uma camada muito espessa e, conseqüentemente, menos resistente à ação dos esforços mastigatórios. O adesivo consiste em uma resina sem, ou com pouca carga e, portanto, mecanicamente pouco

resistente. Alguns fabricantes adicionam carga ao *bond* com a intenção de torná-lo mais resistente mesmo em espessuras maiores, ainda assim, uma fina película deve ser produzida.

Depois da aplicação do *bond*, realiza-se a fotopolimerização da interface adesiva. Terminada a realização destes procedimentos estará formada a camada híbrida (Imagem 14), sobre a qual será confeccionada a restauração em resina composta ou será realizada a cimentação adesiva de uma peça protética indireta através da utilização dos cimentos resinosos. Vale salientar que os monômeros resinosos são capazes de penetrar o interior dos túbulos dentinários expostos pelo condicionamento, evitando assim a ocorrência da sensibilidade pós-operatória. Os monômeros presentes no interior dos túbulos são chamados de “*tags* resinosos”.

A imagem 14 é uma micrografia obtida por MEV, que demonstra a camada híbrida produzida a partir do uso correto de um sistema adesivo de três passos. É possível notar a presença de uma camada hidrófoba formada sobre a camada híbrida. Essa camada é responsável por selar a interface adesiva, aumentando sua resistência à hidrólise que degrada os polímeros formados após a fotoativação ao longo do tempo.

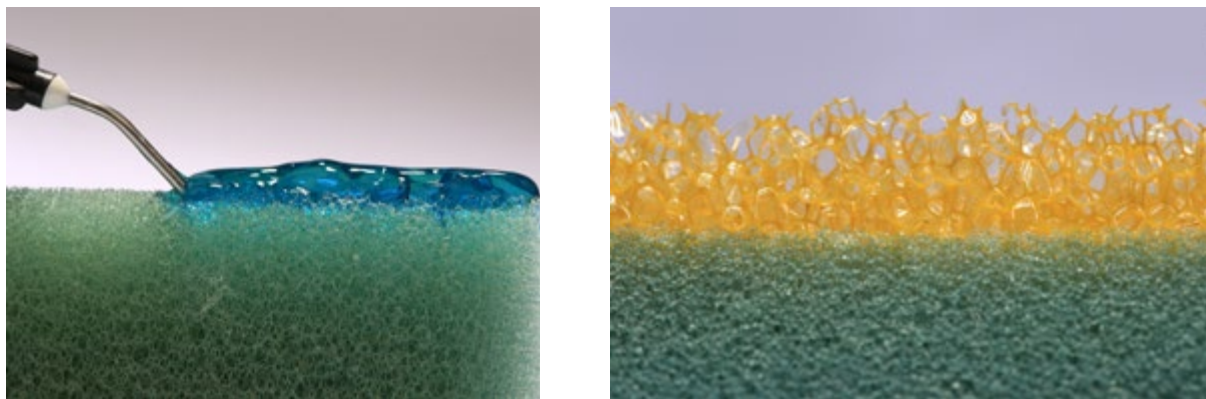


**Imagem 14:** Micrografia obtida por MEV. Composição da Interface Adesiva: Camada híbrida formada pelos monômeros resinosos dos sistemas adesivos e as fibrilas colágenas da matriz da dentina.

Entender o mecanismo pelo qual a Camada Híbrida é formada é de fundamental importância para que o clínico obtenha uma interface adesiva com resistência de união, durabilidade, além da ausência de sensibilidade pós-operatória. O sistema adesivo de condicionamento ácido de três passos é o mais completo de todos os sistemas adesivos disponíveis. Entretanto, é também o mais trabalhoso e crítico de ser empregado. Mas, entender o seu uso fará com que o dentista compreenda a ação de todos os componentes dos demais sistemas adesivos simplificados disponíveis no mercado odontológico atual.

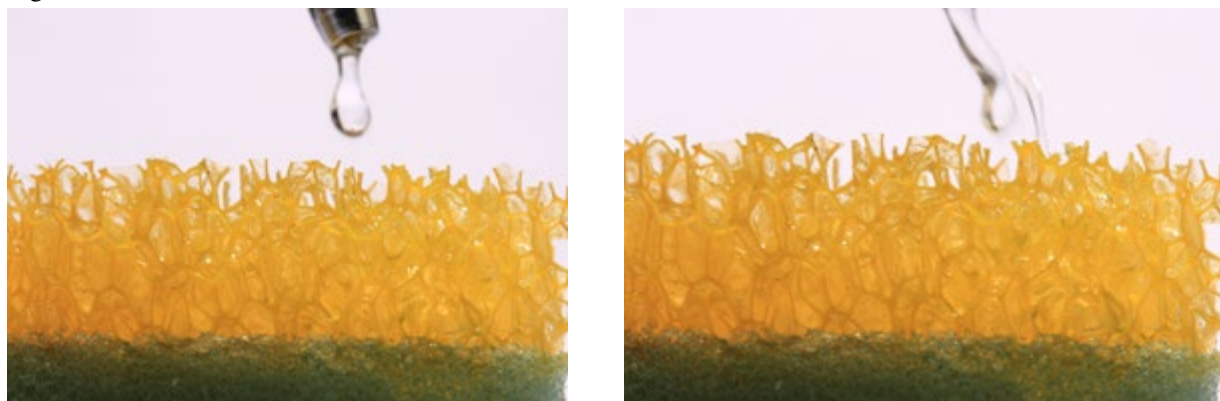
Para ilustrar melhor o mecanismo através do qual a Camada Híbrida é produzida em dentina, utilizaremos as figuras abaixo que demonstram esquematicamente a ação dos vários componentes do sistema adesivo sobre este complexo tecido.

A imagem 15 representa à esquerda um fragmento de dentina mineralizada (em verde) sobre o qual está sendo aplicado o ácido fosfórico. À medida que o ácido age sobre o tecido mineralizado, remove cristais de hidroxiapatita, expondo a rede de proteína colagênica constituinte da matriz orgânica extracelular secretada pelos odontoblastos. O arcabouço colágeno está representado pela estrutura filamentososa e reticular em amarelo.



**Imagem 15:** Simulação da desmineralização da dentina com ácido fosfórico e exposição das fibrilas de colágeno.

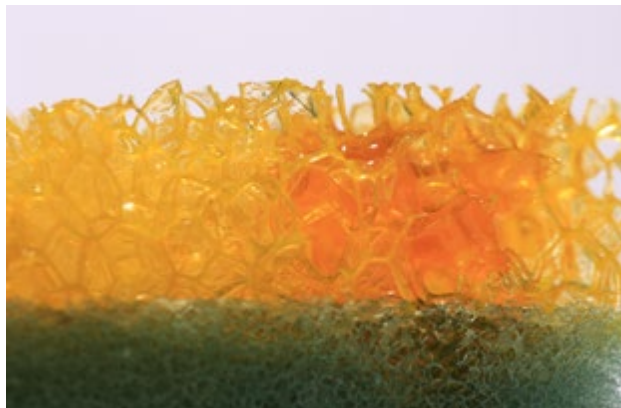
Realizado o condicionamento ácido, deve-se lavar a dentina com água em abundância como salientado anteriormente nesse capítulo. A água remove o ácido e sais insolúveis de cálcio ao mesmo tempo em que mantém a rede de colágeno em expansão, como a estrutura reticulada representada na imagem 16 em amarelo.



**Imagem 16:** Simulação da lavagem da dentina desmineralizada e manutenção do arcabouço colágeno em expansão devido à manutenção da umidade dentinária.

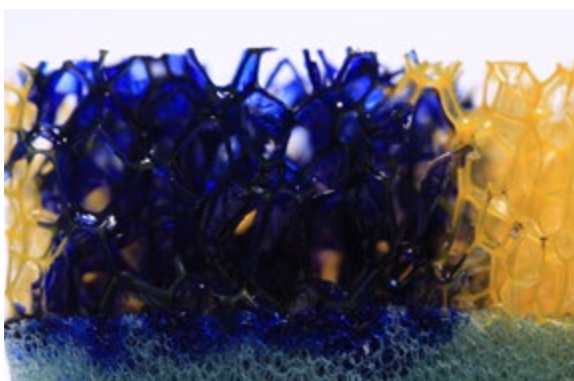
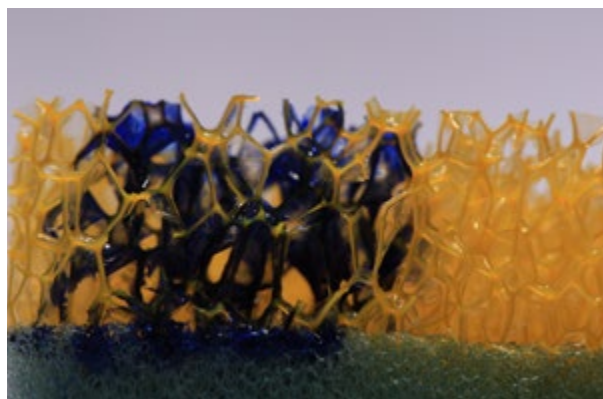
Essa estrutura reticular amarela se mantém em expansão devido à presença de moléculas de água que permanecem entre suas fibras. Se toda essa água fosse removida, a rede iria colapsar. Entretanto, mantida em expansão é possível realizar a infiltração dos monômeros hidrofílicos do *primer* representados pelo fluido alaranjado da imagem 17. Note como a substância de tom alaranjado penetra por entre

as fibras da estrutura reticular amarela (imagem17). É exatamente isso que acontece com as moléculas hidrofílicas do *primer* quando o dentista o aplica sobre o tecido dentinário desmineralizado e úmido.



**Imagem 17:** Simulação da infiltração do primer nos espaços interfibrilares das fibrilas colágenas.

Terminada a infiltração do *primer*, deve-se realizar a infiltração do *bond* hidrofóbico representado neste esquema pela substância azul. Note como as moléculas do *bond* permeiam da superfície onde foram aplicadas para dentro da rede de colágeno (em amarelo) até atingirem a dentina mineralizada (em verde). É possível perceber que mesmo onde a dentina permanece mineralizada, algumas moléculas são capazes de a infiltrar devido a presença dos túbulos dentinários (Imagem 18). Uma vez infiltrados os monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos, a camada híbrida estará formada.



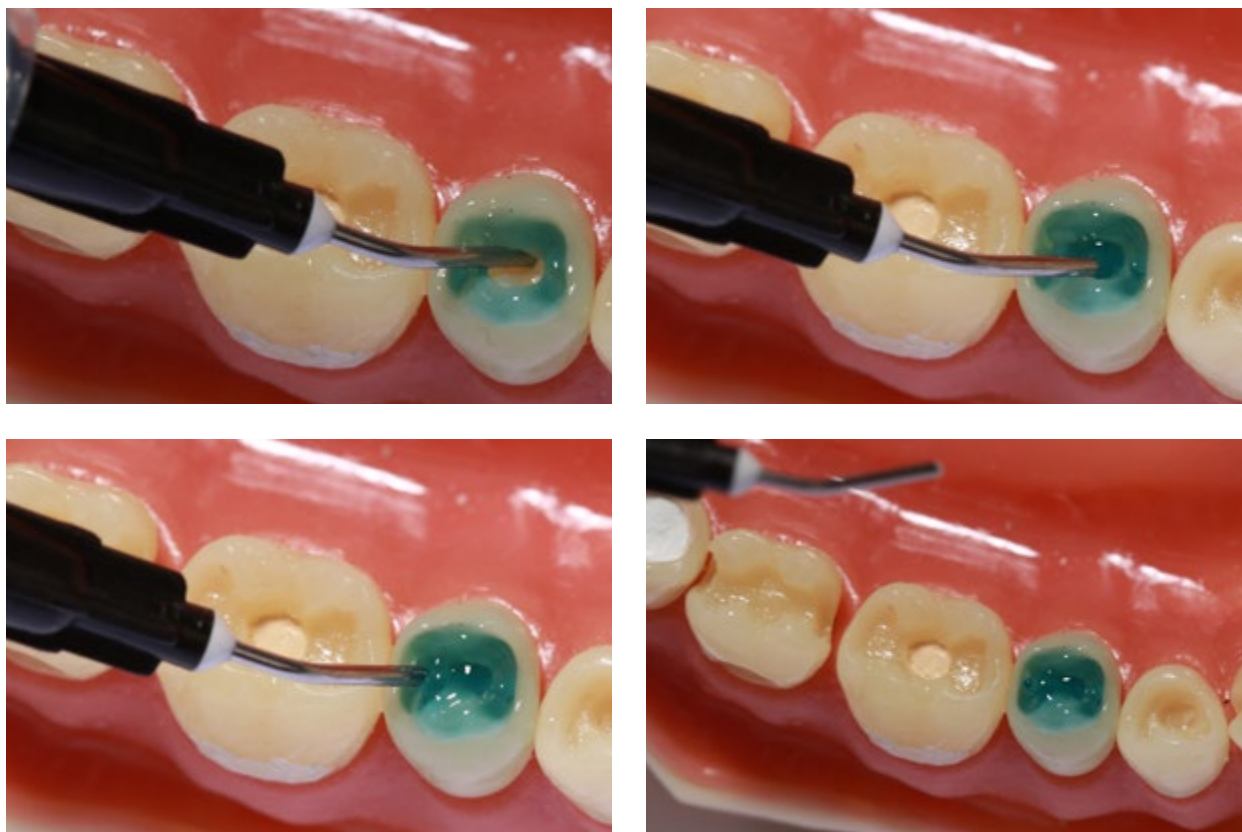
**Imagem 18:** Simulação da infiltração do bond nos espaços interfibrilares das fibrilas colágenas.



### 5.1 Sistemas Adesivos de Condicionamento Ácido de 3 Passos

Entendido o mecanismo de formação da interface adesiva, é necessário visualizar a aplicação de todos esses conceitos passo a passo na cavidade a ser restaurada. A imagem 19 demonstra o condicionamento ácido em esmalte e em dentina na cavidade classe I do dente 45. Note que o ácido fosfórico deve ser aplicado inicialmente no esmalte sobre o qual deverá agir por 15 segundos. Passados os primeiros 15 segundos, o ácido será então aplicado sobre a dentina onde agirá por outros 15 segundos. Vale ressaltar que o ácido inicialmente aplicado apenas no esmalte continua agindo sobre este tecido. Logo, o tempo de desmineralização total no esmalte será de 30 segundos, enquanto na dentina o ácido agirá por apenas 15 segundos.





**Imagem 19:** Condicionamento ácido em esmalte e dentina.

Decorrido o tempo de condicionamento ácido dos tecidos dentais, deve-se realizar a lavagem com água abundantemente, como demonstrado na imagem 20.



**Imagem 20:** Lavagem do ácido e dos produtos da desmineralização com água abundante.

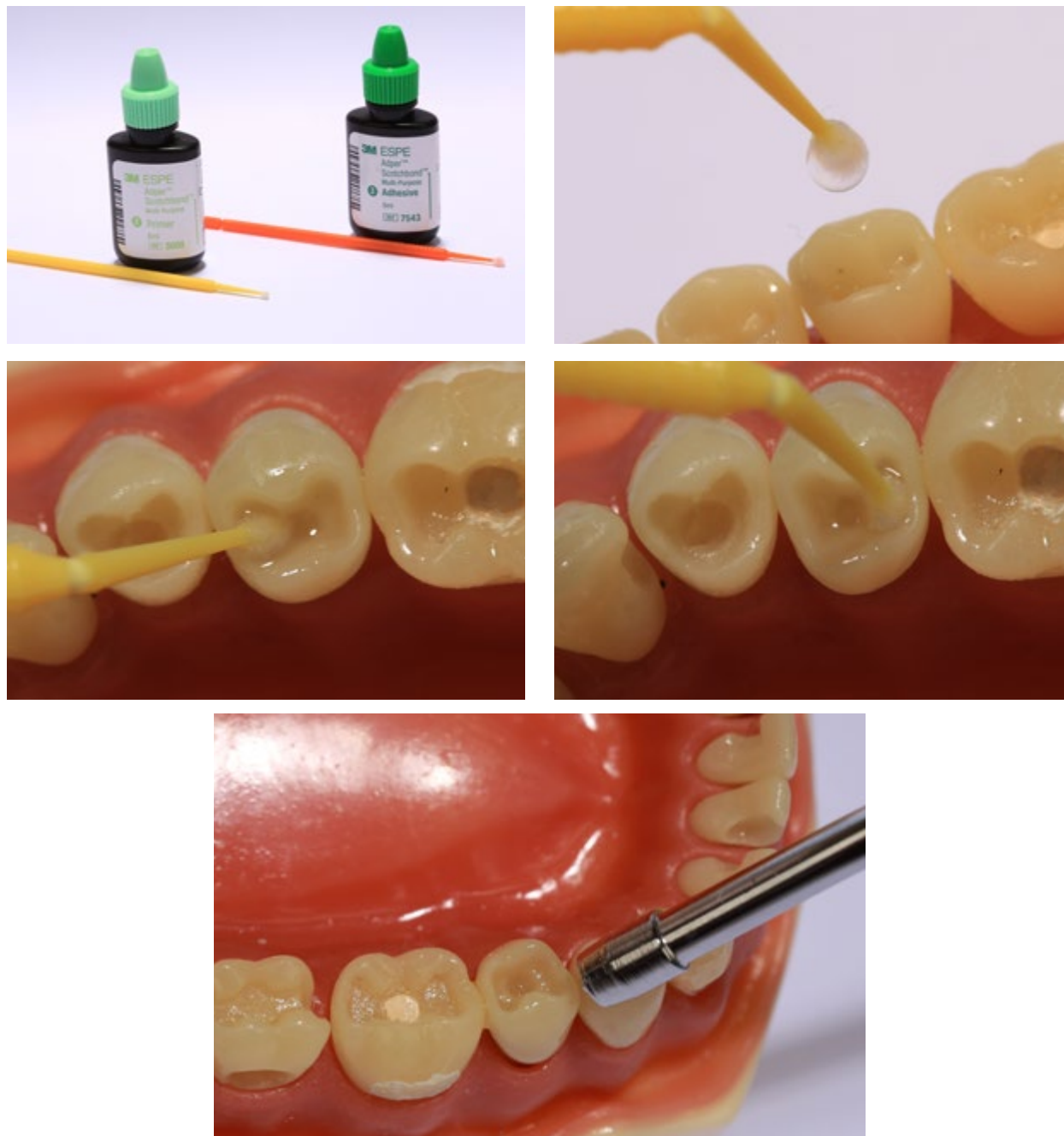


O excesso de água deverá ser removido da cavidade com auxílio de papel absorvente esterilizado, cones de papel endodônticos ou pequenas esponjas disponibilizadas pela indústria, como demonstrado na imagem 21.



**Imagem 21:** Manutenção da umidade dentinária com papel absorvente ou esponja absorvente.

Mantida a umidade dentinária, deve-se aplicar com auxílio de um *brush* o *primer* hidrofílico. O *primer* deve ser aplicado sob agitação e, em seguida, deve-se aguardar algo em torno de 20 a 30 segundos para ocorrer a infiltração das moléculas com posterior evaporação do solvente e da água através de um leve jato de ar emitido pela seringa tríplice, como demonstrado na imagem 22. Uma segunda camada de *primer* é bastante recomendável para que os monômeros possam infiltrar o suficiente para envolver o maior número de fibrilas colágenas expostas pela desmineralização.



**Imagem 22:** Aplicação do primer sobre os tecidos dentais mantidos úmidos e evaporação do solvente com leve jato de ar.

Após a evaporação do solvente e da água mantida na dentina, deve-se aplicar com auxílio de um outro *brush*, o *bond* hidrofóbico. Os cuidados durante a aplicação são os mesmos descritos para a infiltração do *primer*, ou seja, aplicar sob agitação, com espera de 20 a 30 segundos para a infiltração dos monômeros, seguida da aplicação de um leve jato de ar, neste caso, para espalhar o *bond* altamente viscoso, criando uma fina película de adesivo sobre a superfície da dentina (Imagem 23). Por fim, basta a fotopolimerização do adesivo (10-20 segundos).

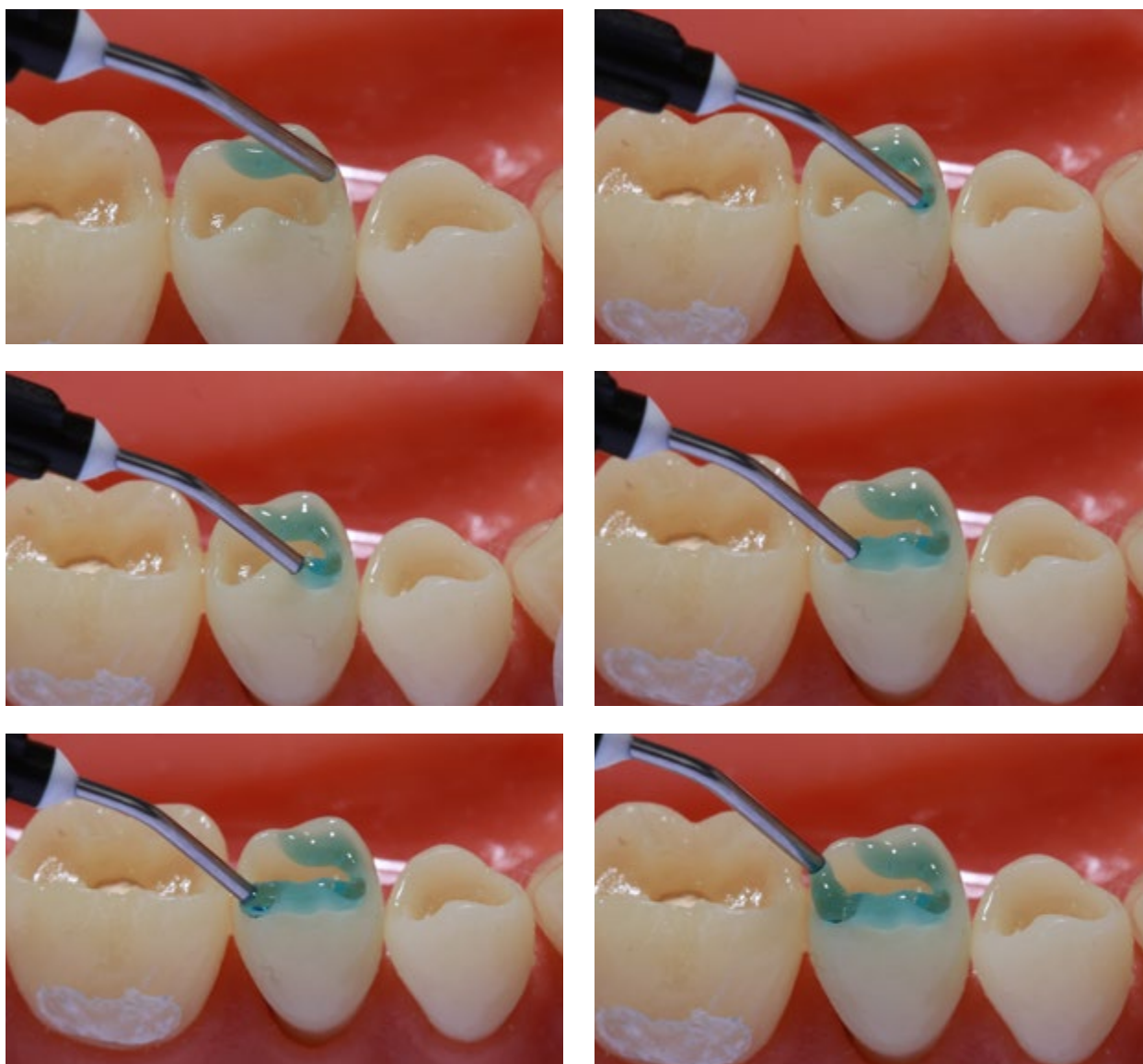


**Imagem 23:** Aplicação do bond sobre os tecidos dentais já infiltrados pelo primer e homogeneização do bond com leve jato de ar seguido da fotopolimerização dos componentes resinosos do sistema adesivo.

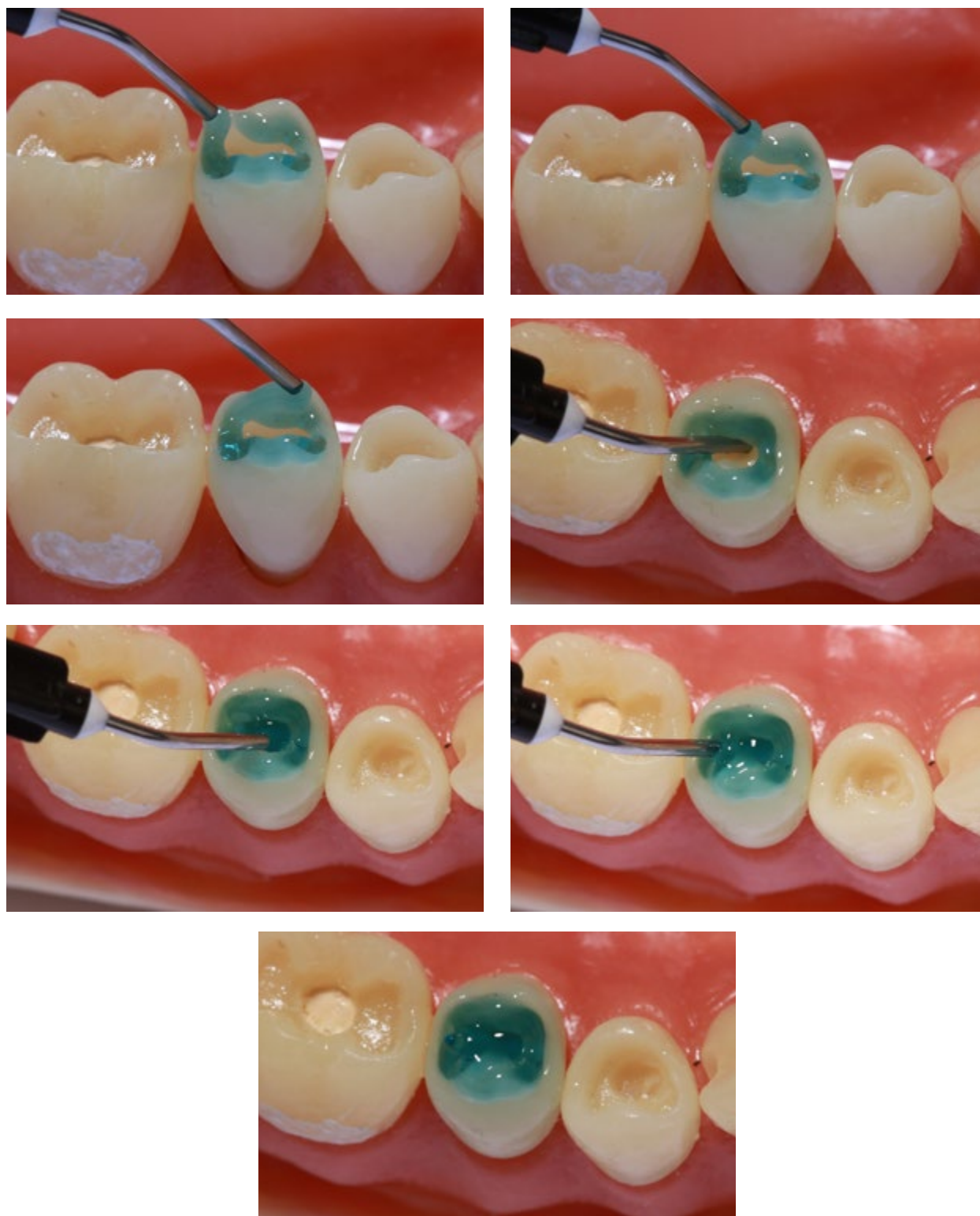
### 5.2 Sistemas Adesivos de Condicionamento Ácido de 2 Passos

Como já relatado anteriormente, estão à disposição do clínico os sistemas adesivos com condicionamento ácido simplificados ou sistemas adesivos de 2 passos. São, atualmente, os sistemas mais utilizados na odontologia brasileira. A seguir, descreve-se o passo a passo para a correta manipulação deste tipo de sistema adesivo.

O condicionamento ácido deve ser realizado exatamente da mesma forma como a descrita para o sistema adesivo de três passos, ou seja, o ácido fosfórico em gel deve ser aplicado primeiramente sobre o esmalte e deixado agir por 15 segundos. Em seguida, sem remover o ácido aplicado no esmalte, deve-se aplicá-lo também sobre a dentina por mais 15 segundos. O esmalte terá sido condicionado por 30 segundos e a dentina por 15 segundos, como demonstrado nas imagens da imagem 24.

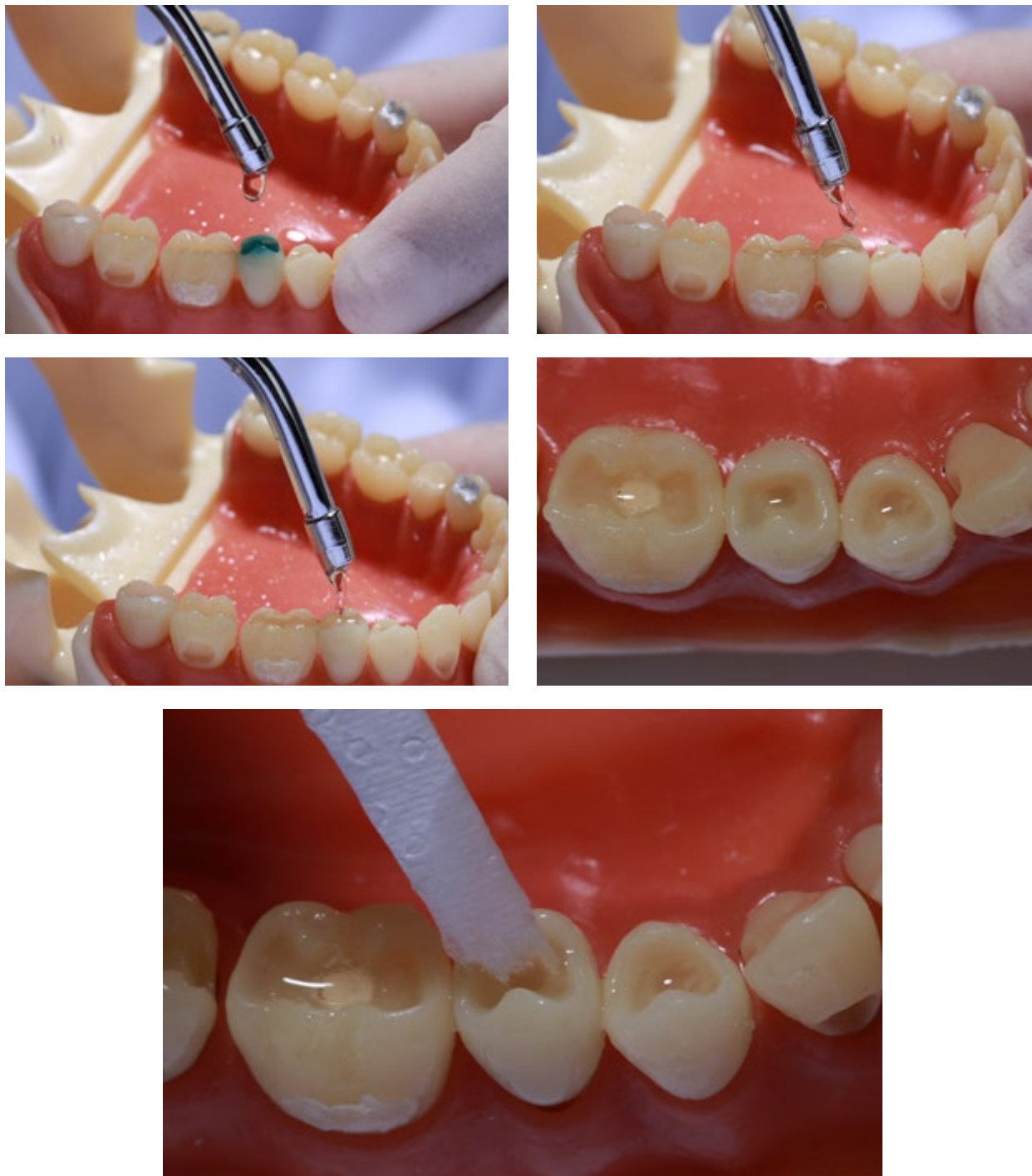






**Imagem 24:** Condicionamento ácido em esmalte e dentina.

Realizado o condicionamento ácido, o dentista deve enxaguar a cavidade com água em abundância removendo todo o gel ácido e os produtos da desmineralização. A manutenção da umidade dentinária deverá ser feita com auxílio de um papel absorvente, cones de papel endodônticos ou esponjas. A imagem 25 demonstra como esse importante passo da técnica deve ser realizado.



**Imagem 25:** Lavagem do ácido e dos produtos da desmineralização com água abundante e manutenção da umidade dentinária.

Mantido o aspecto ideal de umidade na dentina, o clínico irá aplicar o *primer* e o *bond* simultaneamente sobre esmalte e dentina seguindo as recomendações da técnica adesiva, ou seja, deve aplicar uma gota, com auxílio de um *brush*, do conteúdo do único frasco pertencente a este sistema adesivo, sob agitação constante. Os monômeros serão infiltrados para os espaços interfibrilares por cerca de 20 a 30 segundos quando, então, a água da dentina e o solvente orgânico do sistema adesivo serão evaporados com auxílio de um leve jato de ar emitido pela seringa tríplice. Todo o procedimento de aplicação do *primer* e *bond* deve ser repetido para que haja a melhor infiltração dos monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos possível em direção às fibrilas colágenas. Após a evaporação do solvente, o dentista deve realizar a fotopolimerização (10-20 segundos) da camada de adesivo. A imagem 26 ilustra estes passos da técnica.



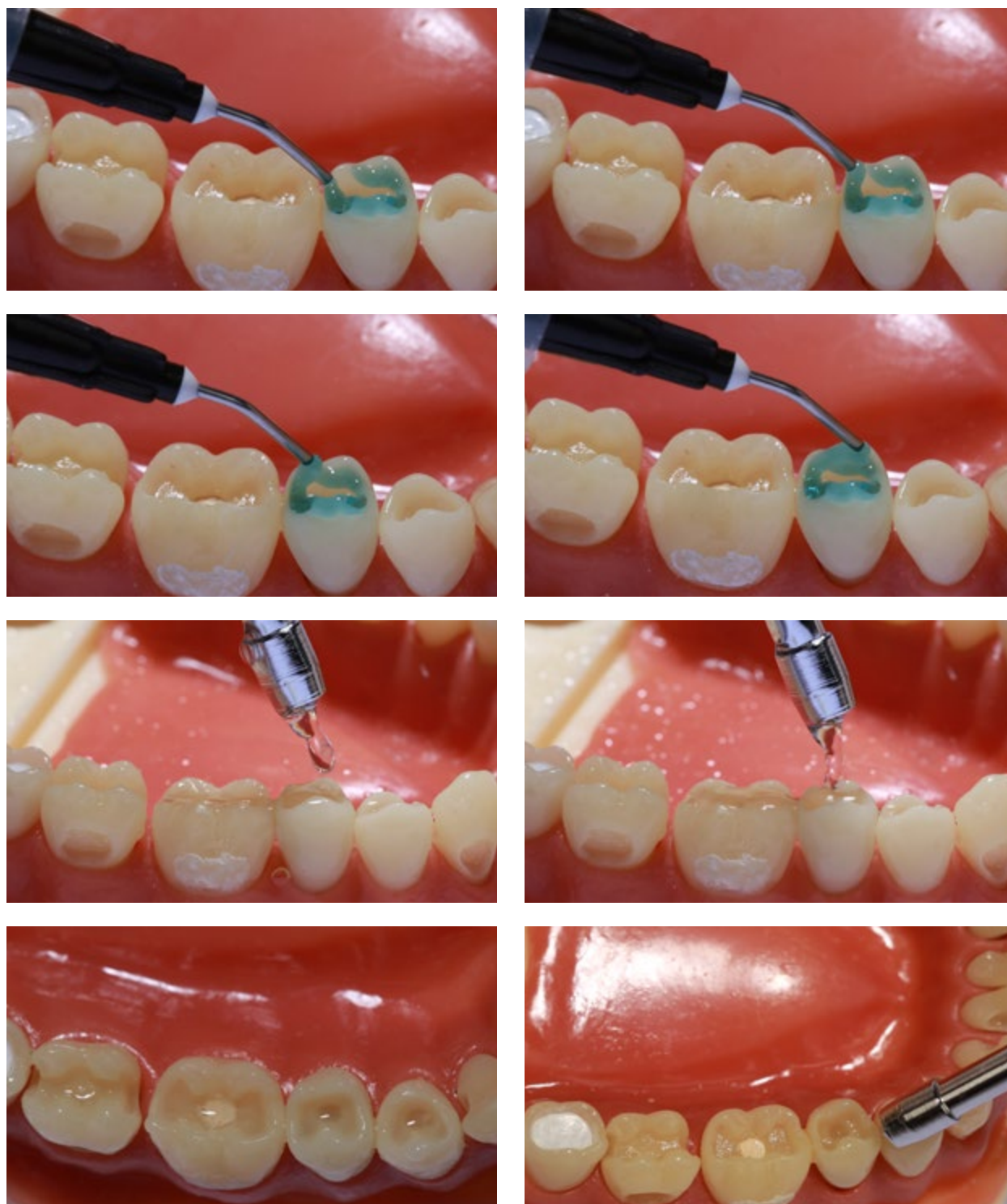
**Imagem 26:** Aplicação do primer e do bond simultaneamente sobre os tecidos dentais mantidos úmidos e evaporação do solvente / homogeneização do adesivo seguido da fotopolimerização dos componentes resinosos do sistema adesivo.



### 5.3 Sistemas Adesivos Autocondicionantes de 2 Passos

Nos sistemas autocondicionantes, como discutido nos parágrafos anteriores, dispensa-se o uso do ácido fosfórico, portanto o *primer* ácido deve ser aplicado diretamente sobre a dentina. Vale aqui, mais uma vez, enfatizar que em esmalte será necessário o uso do ácido fosfórico por 30 segundos (condicionamento ácido seletivo do esmalte), seguido de sua lavagem com bastante água e secagem com ajuda de um jato de ar. A imagem 27 demonstra o condicionamento ácido seletivo do esmalte para uso de um sistema autocondicionante.





**Imagem 27:** Condicionamento ácido seletivo do esmalte com ácido fosfórico e lavagem com água abundante. Nesse caso: secagem da cavidade com leve jato de ar.

A dentina preparada e limpa deve estar ligeiramente úmida, porém o controle da umidade é feito com muito menos rigor quando comparado à umidade da técnica anterior. Portanto, o excesso de água pode ser removido com auxílio de um jato de ar como o realizado após a lavagem do esmalte condicionado. A presença da água, assim como aquela que compõe o sistema autocondicionante, é de fundamental importância para que ocorra a ionização dos monômeros ácidos, fazendo com que estes sejam capazes de condicionar a *smear layer*, assim como a dentina subjacente.

O *primer* ácido também deve ser aplicado sob agitação. Deve-se aguardar cerca de 20 a 30 segundos para que os monômeros possam agir desmineralizando a *smear layer* e o tecido dentinário ao mesmo tempo em que infiltram os espaços que surgem entre as fibrilas de colágeno expostas pela ação ácida. Em seguida deve-se aplicar um leve jato de ar para evaporação do solvente orgânico presente no *primer* ácido. O dentista deve realizar uma segunda aplicação para garantir a boa permeação dos monômeros por toda a superfície da cavidade. Vale lembrar, que o *primer* autocondicionante deve ser aplicado em dentina assim como no esmalte condicionado por ação do ácido fosfórico. A imagem 28 ilustra a técnica de aplicação do *primer* ácido de um sistema autocondicionante de 2 passos.







**Imagem 28:** Aplicação do primer ácido sobre os tecidos dentais e evaporação do solvente.

Após a evaporação do solvente, faz-se a aplicação do *bond* hidrofóbico. O *bond* também deve ser aplicado sob agitação para que entre em contato com toda a área das paredes cavitárias. Aguarda-se de 20 a 30 segundos para que os monômeros hidrofóbicos infiltrem em direção ao *primer*. Um leve jato de ar deve ser aplicado para homogeneizar a camada de adesivo hidrofóbico, formando uma película delgada sobre toda a cavidade. Em seguida realiza-se a fotopolimerização (10-20 segundos) de toda a camada adesiva. A imagem 29 demonstra a técnica de aplicação do *bond* hidrofóbico.



**Imagem 29:** Aplicação do bond sobre os tecidos dentais já infiltrados pelo primer e homogeneização do bond com leve jato de ar seguido da fotopolimerização dos componentes resinosos do sistema adesivo.

## 5.4 Sistemas Adesivos Autocondicionantes de 1 Passo

Já nos sistemas autocondicionantes de um único passo (*all-in-one*), os componentes resinosos estão todos contidos no mesmo frasco, ou seja, *primer* ácido e *bond* devem ser aplicados simultaneamente sobre os tecidos dentais. Mais uma vez, preconiza-se o condicionamento seletivo do esmalte dental com ácido fosfórico 37% antes do uso do adesivo *all-in-one* em dentina. A imagem 30 mais uma vez ilustra o condicionamento seletivo do esmalte dental.







**Imagem 30:** Condicionamento ácido seletivo do esmalte com ácido fosfórico e lavagem com água abundante. Nesse caso: secagem da cavidade com leve jato de ar.

Após a realização do condicionamento com ácido fosfórico em esmalte, uma gota do adesivo autocondicionante de 1 frasco deverá ser aplicada sobre toda a superfície exposta da cavidade preparada e limpa. A substância deve ser agitada sobre a superfície e, em seguida, deve-se aguardar de 20 a 30 segundos para que os monômeros ácidos do *primer* autocondicionante ajam sobre a *smear layer* e a dentina, desmineralizando-as e para que haja a infiltração dos monômeros do *bond*. Logo após, deve-se realizar a evaporação do solvente com um leve jato de ar e a fotopolimerização (10-20 segundos) de toda a camada adesiva. A imagem 31 demonstra a sequência correta de aplicação deste sistema adesivo.





**Imagem 31:** Aplicação do primer ácido e do bond simultaneamente sobre os tecidos dentais e evaporação do solvente / homogeneização do adesivo seguido da fotopolimerização dos componentes resinosos do sistema adesivo

Vale lembrar que se o sistema adesivo autocondicionante de 1 passo possuir dois componentes (componente A e B), o dentista deverá misturar uma gota de cada um dos componentes em um pote Dappen, por exemplo, antes de aplicar a mistura em um único passo seguindo as mesmas recomendações descritas acima.

### 5.5 Sistemas Adesivos Universais

Os sistemas adesivos universais podem ser utilizados, como discutido anteriormente, fazendo uso da técnica de condicionamento ácido ou da técnica autocondicionante. Seja qual for a opção do dentista, todos os cuidados descritos neste capítulo para as duas técnicas deverão ser rigorosamente respeitados. As imagens 32 e 33 resumem os passos para uso de um sistema adesivo universal nas duas técnicas.





**Imagem 32:** Sistema adesivo universal utilizado através da técnica do condicionamento ácido: condicionamento ácido do esmalte e da dentina, lavagem com água abundante, manutenção da umidade dentinária, aplicação do adesivo universal, evaporação do solvente / homogeneização do adesivo seguido da fotopolimerização dos componentes resinosos do sistema adesivo.





**Imagem 33:** Sistema adesivo universal utilizado através da técnica autocondicionante: condicionamento ácido seletivo do esmalte, lavagem com água abundante, secagem da cavidade com leve jato de ar, aplicação do adesivo universal, evaporação do solvente / homogeneização do adesivo seguido da fotopolimerização dos componentes resinosos do sistema adesivo.

## 6 Indicações

Os sistemas adesivos, sejam eles de quais tipos forem, são indicados para a confecção de restaurações diretas em resina composta, cujos monômeros pertencem à família dos metacrilatos.

Já para a cimentação de restaurações indiretas confeccionadas em resina, cerâmica ou até metal, estarão indicados os sistemas adesivos não simplificados (condicionamento ácido de 3 passos e autocondicionante de 2 passos) quando um cimento resinoso ativado quimicamente for utilizado. Moléculas ácidas dos sistemas adesivos simplificados podem inibir a ação do ativador químico (amina terciária) da maioria dos cimentos quimicamente ativados ou de ativação dual, impedindo a polimerização adequada do material. Para uso de um cimento resinoso fotoativado qualquer sistema adesivo poderá ser utilizado.

Os sistemas adesivos com condicionamento ácido podem ser utilizados tanto em esmalte como em dentina. Já os sistemas autocondicionantes e universais sem condicionamento ácido são indicados para a dentina.

## 7 Contraindicações

Os sistemas adesivos autocondicionantes são contraindicados para esmalte, já que não conseguem condicioná-lo adequadamente como já discutido acima.



Os sistemas adesivos universais também são contraindicados para o esmalte, já que os monômeros ácidos presentes são ineficientes em desmineralizar esse tecido.

Os sistemas adesivos mais simplificados (condicionamento ácido de 2 passos ou o autocondicionante de 1 passo) são contraindicados para cimentação adesiva quando um cimento resinoso quimicamente ativado for utilizado. A acidez exacerbada destes sistemas pode interferir na ação do ativador químico (amina terciária), prejudicando a polimerização do material.

A maior contraindicação de qualquer material polimérico, assim como são os sistemas adesivos, é a água! Por mais criteriosa que seja a aplicação do sistema adesivo escolhido, ao longo dos anos, todos eles tendem a sofrer degradação. A degradação da interface adesiva será discutida a seguir com o objetivo de evidenciar a necessidade da correta manipulação dos materiais adesivos como demonstrado neste capítulo, assim como a necessidade de acompanhamento das restaurações adesivas ao longo do tempo.

### Degradação da Interface Adesiva

A realização da técnica adesiva, especialmente em dentina, deve obedecer aos mais rigorosos critérios visto que se trata de um procedimento bastante sensível como pode ser notado a partir da descrição de todos os cuidados que devem ser tomados para que a interface seja produzida de forma eficiente e duradoura. A “janela de oportunidade” de umidade presente na superfície dentinária, basicamente quando se utiliza sistemas adesivos *etch-and-rinse*, é muito limitada para a obtenção do sucesso e exige muito conhecimento e domínio da técnica pelo cirurgião-dentista. A interface adesiva em esmalte tende a durar mais ao longo do tempo, justamente pelo fato de que sua obtenção e a composição inorgânica do esmalte dificulta a degradação, diferentemente do que ocorre com a dentina.

Diante do exposto, vale enfatizar que mesmo seguindo todos os preceitos estabelecidos para a hibridização da dentina, a interface tende a degradar ao longo do tempo. A degradação da interface adesiva ocorre nas duas porções que formam a camada híbrida: a porção resinosa formada pelos monômeros resinosos dos sistemas adesivos e a porção orgânica formada pelas fibrilas colágenas da matriz orgânica.

A porção resinosa sofre degradação devido à sorção de água proveniente tanto da polpa, através dos túbulos dentinários, como também da cavidade oral. Essa degradação é facilitada, uma vez que a interface é produzida com o emprego de monômeros hidrofílicos. Se, em princípio, o uso desses monômeros hidrofílicos parece adequado e de fato é, uma vez que eles são utilizados em um tecido que possui água em sua composição e são empregados em uma técnica que requer a manutenção da umidade dentinária, após a formação da interface esses mesmos monômeros são alvos da degradação hidrolítica por sorção de água, pois formam polímeros mais frágeis. Logo, os princípios envolvidos na formação da interface adesiva em dentina são um tanto quanto contraditórios.

A sorção de água pelos monômeros da interface ocasiona a plastificação do polímero seguida de sua degradação, fazendo com que alguns sinais clínicos se tornem evidentes, como por exemplo, a pigmentação marginal, o descolamento da restauração, sensibilidade dentinária, além da ocorrência de cárie secundária por infiltração. Microscopicamente, a água que infiltra a interface forma canais que muito

se assemelham aos galhos de uma árvore e, por isso, são chamados de “*water trees*”. Portanto, a degradação da porção resinosa tende a diminuir a longevidade das restaurações.

No intuito de minimizar os efeitos degradantes da sorção de água pela interface adesiva, a ciência tem proposto modificar a condição intrínseca do substrato dentinário, ou seja, remover a água presente no tecido para que seja possível produzir uma interface mais hidrofóbica. Até o presente momento, foram propostas modificações na composição dos sistemas adesivos com o objetivo de torná-los mais resistentes à hidrólise. No entanto, pela primeira vez, aventou-se a possibilidade de desidratar o tecido dentinário para que fosse possível infiltrar monômeros mais hidrofóbicos. Esta técnica tem sido chamada de técnica de hibridização da dentina imersa em etanol ou *ethanol-bonding*.

Esta técnica surgiu a partir da observação dos procedimentos realizados no preparo de amostras de tecidos biológicos para microscopia. Estas amostras são desidratadas em soluções com concentrações crescentes de etanol, visando a substituição da água presente nos tecidos por esse solvente orgânico. Em seguida, os tecidos biológicos seriam infiltrados por uma resina hidrofóbica capaz de manter a forma do tecido.

Portanto, a técnica *ethanol-bonding* propõe que os mesmos princípios do preparo de amostras para microscopia sejam empregados durante o procedimento adesivo. Desta forma, após o condicionamento ácido e lavagem da dentina, a água ali presente, responsável pela manutenção do arcabouço colágeno, seria lentamente substituída por etanol através da aplicação de soluções com concentrações crescentes de etanol, desidratando o tecido dentinário e garantindo a manutenção do arcabouço colágeno agora mantido em expansão pela presença do álcool nos espaços interfibrilares. A ciência já demonstrou que o etanol é capaz de manter a rede colágena em expansão, além de ser o solvente já utilizado pelos sistemas adesivos.

A grande vantagem desta técnica é que como a dentina estaria mantida úmida por etanol, seria possível a utilização de um sistema adesivo totalmente hidrofóbico e, portanto, mais resistente à degradação hidrolítica ao longo do tempo. Se empregada, esta técnica eliminaria os monômeros hidrofílicos necessários durante a hibridização da dentina quando utilizada a técnica úmida convencional e, sendo assim, seria revertida a contradição que envolve a formação da interface adesiva em dentina, afinal, estaria sendo formada uma interface hidrofóbica e, portanto, avessa à água proveniente dos túbulos dentinários ou da cavidade oral.

Embora, esta técnica demonstre bons resultados de resistência adesiva após períodos prolongados de exposição à umidade, ela ainda é clinicamente inviável, seja pelo tempo gasto para a realização do procedimento adesivo, demasiadamente superior ao da técnica convencional, seja pelo desconhecimento sobre a toxicidade que a desidratação da dentina acarretaria ao tecido pulpar.

Diante do exposto, vale dizer que os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos e os autocondicionantes de dois passos são os sistemas mais indicados para a criação da interface adesiva em dentina por apresentarem valores de resistência de união mais satisfatórios mesmo com o passar dos anos. A explicação mais sucinta para tal é que a aplicação em separado do *bond* permite a formação de uma camada hidrófoba mais impermeável, prolongando assim a vida útil da interface adesiva, uma vez que a degradação hidrolítica dos polímeros será reduzida.



Mais recentemente, os pesquisadores perceberam que não só a porção resinosa da interface adesiva sofre degradação, mas também a porção orgânica. As fibrilas colágenas expostas pelo condicionamento ácido ou mesmo pela ação dos monômeros acídicos dos sistemas autocondicionantes e não protegidas pelos monômeros resinosos, também degradam ao longo do tempo. O colágeno exposto da dentina sofre a ação proteolítica do próprio substrato.

O colágeno é uma proteína fibrilar, insolúvel, formada por um triplo filamento helicoidal de 3 cadeias polipeptídicas compostas por inúmeros aminoácidos, com destaque à glicina, prolina e hidroxiprolina. As fibrilas colágenas estão unidas entre si por ligações cruzadas covalentes, conferindo resistência mecânica e estabilidade à rede fibrilar. Por ser insolúvel, o colágeno é resistente aos ataques químicos ou físicos desnaturantes, mas são suscetíveis à ação de proteases e, portanto, sua desestruturação só é possível após clivagem da tripla hélice por ação da enzima collagenase.

Na matriz orgânica da dentina, além das fibrilas de colágeno (e outras proteínas não colágenas), estão presentes enzimas capazes de degradá-las. Essas enzimas, chamadas de Metaloproteinases (MMPs), constituem um grupo de cerca de 22 enzimas zinco e cálcio dependentes, presentes em diversos tecidos de mamíferos. Nesses tecidos elas são responsáveis pela remodelação fisiológica de vários tipos de colágeno, devido à sua atividade collagenolítica. Nos dentes, as MMPs participam dos processos de amelo-gênese e dentinogênese durante o desenvolvimento do germe dentário. Entretanto, essas enzimas são inativadas durante o processo de mineralização dos tecidos dentais, não oferecendo riscos ao colágeno. No entanto, as MMPs tornam-se novamente ativas e livres do conteúdo mineral quando os tecidos dentais são desmineralizados durante o procedimento adesivo e, desta forma, tendem a degradar o colágeno desprotegido. No processo cariioso, no qual os tecidos também são desmineralizados, mas pela liberação de ácidos provenientes do metabolismo de bactérias, a reativação das MMPs também pode ser detectada. Portanto, sempre que a matriz orgânica da dentina for exposta pela ação de agentes ácidos, seguida de sua neutralização, a atividade proteolítica dessas enzimas pode ser ativada. A própria dentina age tamponando os ácidos, à medida que a desmineralização ocorre, neutralizando-os.

Ainda não se conhece ao certo os mecanismos responsáveis pela reativação dessas proteases, após a desmineralização da dentina. Imagina-se que os ácidos empregados durante o procedimento adesivo ou aqueles liberados pela fermentação bacteriana de carboidratos possam estar relacionados com este processo e de fato estão. Mas, por outro lado, o baixo pH desses agentes desmineralizantes poderia desnaturar algumas das MMPs, fazendo com que estas, apesar de reativadas, perdessem em seguida sua ação proteolítica. Dessa forma, a degradação do arca-bouço colágeno ocorreria através da reativação de outras MMPs livres do mineral removido pelos componentes dos sistemas adesivos. Os monômeros resinosos dos sistemas adesivos sejam eles os convencionais ou autocondicionantes também apresentam baixo pH (não tão baixos como o do ácido fosfórico) e, portanto, poderiam favorecer a atividade dessas enzimas. Frente aos resultados até aqui obtidos pela ciência, pode-se concluir que outros tantos trabalhos de pesquisa devem e estão sendo desenvolvidos para que possamos, em breve, elucidar a maneira por meio da qual essas proteases agem na degradação da porção colágena da camada híbrida.

Diante desta constatação, torna-se fundamental que o tempo de condicionamento da dentina seja respeitado, uma vez que se a profundidade de desmineralização for maior que a capacidade de in-

filtração dos monômeros adesivos, haverá inevitavelmente colágeno exposto não protegido e, portanto, suscetível à ação das metaloproteinases. Vale ainda dizer que mesmo nas regiões da dentina desmineralizada em que foi possível permear os monômeros dos sistemas adesivos, mas que ainda assim existam pequenas porções da fibrila colágena desnuda, haverá a ação das MMPs.

Em condições fisiológicas normais, a atividade das metaloproteinases é regulada em vários níveis: na transcrição da proteína ou durante a secreção e degranulação de sua forma inativa. Quando já estão ativas podem ser controladas por inibidores extracelulares da matriz, os TIMPs. Entretanto, em condições extremas, como por exemplo, durante o procedimento adesivo, podem ocorrer distúrbios em qualquer um dos mecanismos de inibição das MMPs fazendo com que degradem de forma exacerbada o colágeno exposto.

Para tentar reverter a ação proteolítica degradante das MMPs frente ao colágeno exposto, tem sido proposto o uso de uma solução de digluconato de clorexidina, com conhecido potencial antibacteriano, também capaz de inativar essas enzimas. A clorexidina foi considerada um importante inibidor sintético de metaloproteinases e, portanto, poderia ser usada durante a realização do procedimento adesivo com vistas à manutenção da integridade da rede de colágeno e proteção da interface formada. Tem sido, portanto, preconizado o uso de uma solução de clorexidina para garantir a manutenção da umidade dentinária e, simultaneamente, disponibilizar à interface proteção contra a ação das MMPs.

Após o condicionamento ácido e lavagem da cavidade, seria feita a aplicação dessa solução antes da utilização dos sistemas adesivos. Vale salientar que este tema é ainda objeto de pesquisa e, portanto, devemos ter muita precaução na sua implementação clínica, haja vista que alguns trabalhos de pesquisa demonstraram um potencial citotóxico da clorexidina em relação à polpa. No entanto, pesquisas recentes propuseram o uso eficiente de soluções de clorexidina em concentrações muito baixas, em torno de 0,02%. Estes estudos mostram que mesmo em concentrações extremamente baixas, a clorexidina seria capaz de exercer seu papel inibidor da atividade das MMPs, diminuindo, ao mesmo tempo, significativamente sua toxicidade ao tecido pulpar. Desta forma, pode-se concluir que ainda não se conhece exatamente a concentração ideal capaz de inibir a atividade das MMPs, sem que prejuízos sejam causados à vitalidade pulpar, mas que em concentrações baixas essa vitalidade estaria preservada.

As principais metaloproteinases envolvidas na degradação do colágeno da camada híbrida são as MMP-2, MMP-8, MMP-9 e MMP-20. No entanto, não são as únicas enzimas presentes na matriz. As catepsinas (B, K e L), que também são proteases endógenas, foram identificadas na dentina humana e também seriam capazes de degradar o colágeno exposto pela desmineralização. No entanto, em um estudo recente foi constatado que a clorexidina também pode ser considerada uma importante inibidora de catepsinas, fazendo com que seu uso seja de fato importante na preservação da porção orgânica da camada híbrida.

O estudo do arcabouço colágeno dentinário passou a ser, nos últimos anos, objeto de pesquisa em vários países. Dessa maneira, foi possível entender melhor a distribuição espacial das proteínas colágenas e propor formas para garantir a estabilidade da rede fibrilar.

A rede fibrilar de colágeno tipo I da matriz orgânica dentinária possui ligações cruzadas intermoleculares, intramoleculares ou interfibrilares que lhe conferem estabilidade, resistência à tração e viscoelasticidade. Algumas moléculas endógenas são capazes de criar ligações covalentes estáveis entre as

fibrilas colágenas ou mesmo entre os aminoácidos que constituem o polipeptídeo. Diante desta informação, foi proposto o uso de substâncias exógenas também capazes de aumentar a estabilidade e a resistência mecânica e enzimática da trama de colágeno. Biomodificadores como o glutaraldeído sintético ou as proantocianidinas obtidas de extratos naturais estão sendo usados para melhorar as propriedades biomecânicas e bioquímicas do colágeno, fazendo-o se tornar menos suscetível à biodegradação devido à intensificação das ligações cruzadas covalentes na rede fibrilar. Dessa forma, a porção orgânica da camada híbrida estaria mais protegida contra a degradação ao longo do tempo, fazendo com que as restaurações com compósitos fossem mais duradouras e estáveis mesmo com o passar dos anos.

As proantocianidinas têm sido reportadas como substâncias capazes de garantir estabilidade e aumentar as ligações cruzadas em vários tecidos constituídos por colágeno, assim como ocorre com a dentina. Essas substâncias têm sido obtidas de extratos de várias frutas como a uva, o cranberry norte-americano, o cacau, o açaí e a canela. Vários estudos têm mostrado que o tratamento do tecido dentinário com essas substâncias conseguiu melhorar as propriedades mecânicas da dentina desmineralizada, assim como da interface adesiva, diminuindo a degradação enzimática do colágeno e aumentando sua rigidez, o que favoreceria a durabilidade da camada híbrida.

Diante do exposto neste capítulo, é possível concluir que os pesquisadores têm se preocupado em conhecer os mecanismos pelos quais a interface adesiva é degradada e, a partir deste conhecimento, propor soluções para que essa degradação seja evitada. Isto quer dizer que a preocupação atual da ciência é fazer com que as restaurações realizadas com materiais poliméricos possam se tornar resistentes ao longo do tempo.

Resultados imediatos satisfatórios de resistência adesiva já foram alcançados. O desafio atual é fazer com que essas restaurações possam manter os bons resultados iniciais por um longo período tornando-se uma terapêutica restauradora eficiente.

## Leitura recomendada

Agee K, Zhang Y, Carvalho RM, Pashley DH. Fluid flow across demineralized dentin: effects of solute concentration. *J Dent Res*. 1997;76(Spec Issue):20.

Agee K, Zhang Y, Pashley DH. Effects of acids and additives on the susceptibility of human dentine to denaturation. *J Oral Rehabil*. 2000;27(2):136-141.

Armstrong SR, Jessop JL, Vargas MA, Zou Y, Qian F, Campbell JA, Pashley DH. Effects of exogenous collagenase and cholesterol esterase on the durability of the resin-dentin bond. *J Adhes Dent*. 2006;8:151-160.

Bedran-Russo AK, Castellan CS, Shinohara MS, Hassan L, Antunes A. Characterization of biomodified dentin matrices for potential preventive and reparative therapies. *Acta Biomater*. 2011;7(4):1735-1741.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90-101.

Butler WT, Richardson WS. Bioquímica das proteínas do dente. In: Menaker L, Morhart RE, Navia JM. Cáries dentárias – bases biológicas. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;1984.

- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849-853.
- Castellan CS, Bedran-Russo AK, Karol S, Pereira PN. Long-term stability of dentin matrix following treatment with various natural collagen cross-linkers. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(7):1343-1350.
- Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(6):525-530.
- Carrilho MR, Tay FR, Sword J, Donnelly AM, Agee KA, Nishitani Y, Sadek FT, Carvalho RM, Pashley DH. Dentine sealing provided by smear layer/smear plugs vs. adhesive resins/resin tags. *Eur J Oral Sci.* 2007;115(4):321-329.
- Carrilho MRO, Geraldini S, Tay FR, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, Reis AF, Hebling J, Mazzoni A, Breschi L, Pashley DH. In vivo preservation of hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res.* 2007;86:529-533.
- Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldini S, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res.* 2007;86: 90-4.
- Carrilho MR, Tay FR, Donnelly AM, Agee KA, Tjäderhane L, Mazzoni A, Breschi L, Foulger S, Pashley DH. Host-derived loss of dentin matrix stiffness associated with solubilization of collagen. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;90(1):373-380.
- Carrilho MR, Reis A, Loguercio AD, Rodrigues Filho LE. Bond strength of four adhesive systems to dentin. *Pesq Odontol Bras.* 2002;16(3):251-256.
- Carrilho MRO, Carvalho RM, Pashley DH. Durabilidade da resistência adesiva à dentina: efeito da armazenagem. *Pesq Odont Bras Suplemento.* 2001;15:95.
- Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipolito V, Geraldini S, Tay FR, et al. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res.* 2007;86(1):90-94.
- Carrilho MR, Carvalho RM, Tay FR, Yiu C, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. *Am J Dent.* 2005;18(6):315-319.
- Carvalho RM, Tay F, Sano H, Yoshiyama M, Pashley DH. Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. *J Adhes Dent.* 2000;2:193-199.
- Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Arch Oral Biol.* 1996;41(4):369-377.
- Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, et al. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res.* 2006;85:22-32.
- Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, et al. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2004;83(6):459-464.
- De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003;82:136-40.
- DeVito-Moraes AG, Francci C, Carvalho CN, Soares SP, Braga RR. Microshear bond strength of self-etching systems associated with a hydrophobic resin layer. *J Adhes Dent.* 2011;13:341-348.

- DeVito-Moraes AG, Francci C, Vidal CM, Scaffa PM, Nesadal D, Yamasaki LC, Nicolau J, Nascimento FD, Pashley DH, Carrilho MR. Phosphoric acid concentration affects dentinal MMPs activity. *J Dent*. 2016;53:30-37.
- El Feninat F, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen. *Dent Mater*. 2001;17(4):284-288.
- Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G. Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. *Dent Mater*. 1997;13:24-33.
- Fukae M, Tanabe T, Yamada M. Mineralized phase matrix proteinases of newborn rat calvaria. *J Bone Min Metab*. 1990;8:136-142.
- Fukae M, Tanabe T, Yamada M. An active neutral metalloproteinase bound to the insoluble collagen in the mineralized phase matrix of adult rat calvaria. *Calcif Tissue Int*. 1992;51:151-155.
- Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*. 1979;58(4):1364-1370.
- Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22(3):211-22.
- Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent*. 2004;6:313-318.
- Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl*. 1984;3:2-12.
- Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent*. 1992;5(3):127-129.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, et al. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent*. 2002;30(2-3):99-105.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000;79(6):1385-1391.
- Ishiguro K, Yamashita K, Nakagaki H, Iwata K, Hayakawa T. Identification of tissue inhibitor of metalloproteinases-1 (TIMP-1) in human teeth and its distribution in cementum and dentin. *Arch Oral Biol*. 1994;39:345-349.
- Kanca J. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent*. 1992;5(4):213-215.
- Kanca J. Resin bonding to wet substrate. Bonding to dentin. *Quintessence Int*. 1992;23(1):39-41.
- Katchburian E, Arana V. *Histologia e embriologia oral*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
- Loguercio AD, Stanislawczuk R, Polli LG, Costa JA, Michel MD, Reis A. Influence of chlorhexidine digluconate concentration and application time on resin-dentin bond strength durability. *Eur J Oral Sci*. 2009;117(5):587-596.
- Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006;22(10):973-980.
- Mannello F, Sebastiani M. Zymographic analyses and measurement of matrix metalloproteinase-2 and -9 in nipple aspirate fluids. *Clin Chem*. 2003;49(9):1546-1550.

- Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997;25(6):441-458.
- Martin-De Las Heras S, Valenzuela A, Overall CM. The matrix metalloproteinase gelatinase A in human dentin. *Arch Oral Biol.* 2000;45:757-765.
- Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjaderhane L, et al. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials.* 2006;27(25):4470-4476.
- Mjör IA. Histology of the human tooth. In: Mjör IA & Pindborg JJ. *Dentin and Pulp* Copenhagen: Scandinavian University Books. Munksgaard, 1973.
- Moura SK, Pelizzaro A, Dal Bianco K, de Goes MF, Loguercio AD, Reis A, Grande RH. Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel? *J Adhes Dent.* 2006;8(2):75-83.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-273.
- Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues.* Tokyo: Quintessence; 1998.
- Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.* 1992;23(2):135-141.
- Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, et al. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2006;114(2):160-166.
- Palosaari H, Pennington CJ, Larmas M, Edwards DR, Tjäderhane L, Salo T. Expression profile of matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of MMPs in immature human odontoblasts and pulp tissue. *Eur J Oral Sci.* 2003;111(2):117-127.
- Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent.* 1984;3(Suppl):13-29.
- Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent.* 1992;5(Suppl):137-150.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993;24(9):618-631.
- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25(5):355-372.
- Pashley DH, Agee KA, Nakajima M, Tay FR, Carvalho RM, Terada RS, Harmon FJ, Lee WK, Rueggeberg FA. Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *J Biomed Mater Res.* 2001;56(2):273-281.
- Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004;83:216-221.
- Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, Donnelly A, García-Godoy F. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent.* 2007;20(1):7-20.



- Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *J Dent.* 1999;27(3):209-214.
- Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley DH. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Oper Dent.* 1999;24(3):181-188.
- Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding-questions for the new millennium. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):191-209.
- Pereira JC, Anauate-Netto C, Gonçalves SA. *Dentística – Uma abordagem multidisciplinar.* 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2014.
- Sadek FT, Pashley DH, Nishitani Y, Carrilho MR, Donnelly A, Ferrari M, Tay FR. Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *J Biomed Mater Res A.* 2008;84(1):19-29.
- Sadek FT, Castellan CS, Braga RR, Mai S, Tjäderhane L, Pashley DH, Tay FR. One-year stability of resin-dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique. *Dent Mater.* 2010;26(4):380-386.
- Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent.* 1994;19(2):59-64.
- Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent.* 1995;20(1):18-25.
- Scaffa PM, Vidal CM, Barros N, Gesteira TF, Carmona AK, Breschi L, Pashley DH, Tjäderhane L, Tersariol IL, Nascimento FD, Carrilho MR. Chlorhexidine inhibits the activity of dental cysteine cathepsins. *J Dent Res.* 2012;91(4):420-425.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24(4):655-665.
- Souza, Soráia de Fátima Carvalho. *Cimentos resinosos endodônticos: selamento apical, aspectos micromorfológicos, características físicas e resistência de união à dentina [tese].* São Paulo: Faculdade de Odontologia - USP; 2007.
- Spencer P, Swafford JR. Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. *Quintessence Int.* 1999;30(7):501-507.
- Swift Jr EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 1995;26(2):95-110.
- Stanislawczuk R, Reis A, Loguercio AD. A 2-year in vitro evaluation of a chlorhexidine-containing acid on the durability of resin-dentin interfaces. *J Dent.* 2011;39(1):40-47.
- Tjäderhane L, Larjava H, Sorsa T, Uitto VJ, Larmas M, Salo T. The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. *J Dent Res.* 1998;77:1622-1629.
- Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent.* 1996;9(4):161-166.
- Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent.* 1996;9(3):109-114.

- Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater.* 2001;17(4):296-308.
- Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Water movement across bonded dentin-too much of a good thing. *J Appl Oral Sci.* 2004;12:12-25.
- Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SC, Yiu CK, et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res.* 2003;82(7):537-541.
- Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res.* 2002;81(7):472-476.
- Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002;30(7-8):371-382.
- Tersariol IL, Geraldeli S, Minciotti CL, Nascimento FD, Pääkkönen V, Martins MT, Carrilho MR, Pashley DH, Tay FR, Salo T, Tjäderhane L. Cysteine Cathepsins in Human Dentin-Pulp Complex. *J Endod.* 2010;36(3):475-481.
- Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater.* 2006;22(6):533-544.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757-3785.
- Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005;24(1):1-13.
- Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue M, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent.* 2001;6(Suppl):119-144.
- Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int.* 1993;24(5):335-342.
- Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res.* 1994;73(6):1212-1220.

# Capítulo 9

*Lilyan Cardoso Yamasaki*

Resinas Compostas

### 1 Introdução

Em uma sociedade competitiva econômica e socialmente, a aparência tornou-se uma necessidade e, com isso, a demanda por restaurações estéticas tem aumentado vertiginosamente.

As resinas compostas surgiram há mais de 50 anos e seu uso como material restaurador direto definitivo está em crescente ascensão justamente devido às suas propriedades estéticas que permitem mimetizar a estrutura dental, além de sua capacidade de adesão que possibilita preservar a estrutura dental sadia. Atualmente, discussões sobre a toxicidade do amálgama e sua estética desfavorável fomentam o receio e a recusa dos pacientes em aceitar essas restaurações metálicas.

A composição elementar de uma resina composta é aquela formada por uma matriz resinosa composta por diferentes monômeros metacrilatos de diferentes pesos moleculares (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Bis-EMA), partículas de carga inorgânica (quartzo, sílica, vidros metálicos) e um agente de união (silano) responsável por unir as partículas de carga à matriz resinosa.

Assim, as resinas compostas apresentam-se como o principal material restaurador direto. No entanto, por ser um material polimérico, possui, por sua natureza e como consequência de sua reação de presa (polimerização), uma contração volumétrica. O principal problema relacionado à contração é o surgimento de tensões na interface dente/restauração em consequência da redução do volume total do material (aproximação dos monômeros para formação de um polímero), fazendo com que a resina tenda a se desprender das paredes da cavidade, o que pode resultar em uma fenda marginal. Isto, somado à degradação do material polimérico por hidrólise, induz à microinfiltração de bactérias e, consequentemente, favorece a ocorrência de cárie secundária, sensibilidade dentinária, manchamento marginal ou descolamento da restauração. Outra desvantagem de algumas resinas compostas em relação ao amálgama é a menor resistência mecânica e ao desgaste.

Na tentativa de minimizar essas propriedades deletérias, os fabricantes, por muitos anos, investiram no aprimoramento das partículas de carga, alterando os tipos de partículas e buscando aumentar sua porcentagem na composição do material. Com isso, as propriedades mecânicas, como a microdureza e a resistência mecânica, foram beneficiadas. Além disso, houve redução da contração volumétrica devido à diminuição do componente polimérico, ou seja, da matriz resinosa. No entanto, sabe-se que uma baixa contração não necessariamente implica em menor tensão de polimerização. Dessa maneira, a busca por materiais que gerem mínimas tensões nas paredes das cavidades durante a polimerização ainda continua. E, como as alterações na porção inorgânica parecem ter se esgotado, mais recentemente os pesquisadores propuseram estratégias para modificar a matriz resinosa.

Dessa maneira, atualmente é possível encontrar resinas compostas com monômeros dimetacrilatos de alto peso molecular que possuem extremidades flexíveis ou que formam diferentes fases durante a polimerização do material, possibilitando a relaxação de tensões residuais. Desenvolveu-se também uma resina com monômeros diferentes dos dimetacrilatos, os siloranos, cuja reação de polimerização é catiônica e a abertura de anéis da estrutura desses monômeros compensa parte da contração decorrente da aproximação entre eles.

E, mais recentemente, foram sintetizadas as resinas chamadas *bulk fill*, que, em função da inserção de moduladores/aliviadores, além de novos tipos de monômeros metacrilatos, apresentam reduzida tensão de polimerização, além de permitir que a luz consiga atravessar incrementos de resina que podem atingir até 5 mm, o que torna a técnica restauradora muito mais ágil do que aquela que se aplica até então (Técnica Incremental Oblíqua).

Portanto, para as resinas tipo *Bulk Fill*, deve-se utilizar a Técnica de Incremento Único em duas ou uma única etapa. As resinas *Bulk Fill* em massa podem ser aplicadas, segundo os fabricantes, em incrementos únicos de até 5 mm, já as *Bulk Fill Flow* devem ser inseridas em incrementos únicos de até 4 mm com a realização da cobertura oclusal confeccionada com a utilização de uma resina composta convencional em massa que apresenta maior resistência mecânica e ao desgaste.

## 2 Apresentação comercial

A resina composta convencional apresenta-se comercialmente de duas diferentes formas de acordo com a viscosidade: em massa com consistência regular (convencional) ou de alta viscosidade (condensável ou compactável com alto conteúdo de partículas de carga), ambas disponibilizadas em seringas (Imagem 1). Mas, pode também ser manipulada em consistência fluida (resinas *flowable* com baixo conteúdo de partículas de carga). As resinas *flow* são disponibilizadas em seringas mais delgadas ou em compules unidos que devem ser manipulados com auxílio de uma seringa tipo Centrix® (Imagem 3).

As resinas compostas *Bulk Fill* também estão disponíveis em duas diferentes viscosidades: em massa (maior porcentagem de partículas de carga), disponibilizadas em seringas (Imagem 2), ou *flow* (menor porcentagem de partículas de carga), disponibilizadas em seringas delgadas ou em compules (Imagem 4).

### Em massa

#### *Convencional:*



**Imagem 1:** Apresentação comercial de uma resina composta convencional em massa.

### *Bulk Fill:*



**Imagem 2:** Apresentação comercial de uma resina composta bulk fill em massa.

### Flowable

#### *Convencional:*



**Imagem 3:** Apresentação comercial de uma resina composta convencional flow em seringa e em compules.



### *Bulk Fill:*



**Imagem 4:** Apresentação comercial de uma resina composta bulk fill flow em seringa ou em compules.

## 3 Composição

A resina composta convencional é constituída basicamente por uma porção orgânica, representada pela matriz resinosa formada por um conjunto de monômeros metacrilatos constituídos por cadeias de hidrocarbonetos. São alguns dos monômeros mais utilizados pela indústria odontológica os seguintes: Bis-GMA (bisfenol A glicol dimetacrilato), TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e o Bis-EMA (bisfenol A dimetacrilato etoxilado).

Misturada à matriz resinosa, está a porção inorgânica representada pelas partículas de carga como a sílica coloidal e os vidros metálicos (óxidos metálicos) que conferem resistência e reduzem a contração de polimerização, ou seja, a diminuição de volume que ocorre com a polimerização do material.

As partículas de vidro são revestidas por um agente de união, o silano. Esta substância é responsável por unir quimicamente as partículas de carga à matriz orgânica, impedindo que a água penetre na interface carga-matriz melhorando, portanto, as propriedades mecânicas do material. O silano confere às resinas maior estabilidade hidrolítica e melhor comportamento mecânico em função.

Para que o material inicie a sua reação de presa, ou seja, a união dos vários monômeros para formar uma molécula polimérica é necessário um sistema iniciador da reação. O principal iniciador utilizado

nas resinas compostas é a canforoquinona (iniciador fotossensível) e uma amina terciária (coiniciador) como a dimetil-aminoetilmetacrilato, responsáveis por iniciar a reação de polimerização ativada por luz no comprimento de onda do azul (fotopolimerizador). No entanto, outros fotoiniciadores têm sido desenvolvidos. São fotoiniciadores que não possuem a cor amarela característica da canforoquinona, e, por isso, necessitam de comprimentos de onda diferentes do azul (470 nm) que são absorvidos pela canforoquinona. Como substitutos, o fenil 1,2 propanodiona (PPD), o óxido monoalquil fosfínico (TPO), o óxido bis-alquil fosfínico (BAPO) e a tioxantona (QTX) estão sendo utilizados e apresentam picos de absorção de luz em comprimentos de onda menores que 420 nm. O ivocerin possui o pico de absorção da luz no comprimento de onda de 420 nm. O sistema APS utiliza uma baixa concentração de canforoquinona associada com outras moléculas fotoiniciadoras

Alguns inibidores da reação como o butil-hidroxitolueno (BHT) são adicionados à composição para evitar a polimerização espontânea ou acidental do material inadvertidamente exposto à luz ambiente, além de controlar a velocidade da reação. O controle da velocidade é fundamental para diminuir as tensões geradas na interface adesiva.

Com vistas à mimetização das cores naturais dos tecidos dentais, pigmentos e opacificadores (óxidos metálicos) são incorporados à matriz resinosa com o objetivo de disponibilizar ao cirurgião-dentista uma ampla variedade de cores e efeitos ao material. Algumas outras moléculas dão fluorescência e opalescência às resinas compostas.

A imagem 5 demonstra a composição elementar de uma resina composta. É possível perceber a alta viscosidade do Bis-GMA, principal monômero utilizado no material, as partículas de carga e o agente de união e a cor do principal fotoiniciador das resinas, a canforoquinona.



**Imagem 5:** componentes fundamentais de uma resina composta: matriz resinosa (Bis-GMA), partículas de carga (sílica), agente de união silano e o fotoiniciador canforoquinona.

## Classificação

As resinas compostas convencionais são classificadas de acordo com o tipo e o tamanho das partículas de carga que apresentam. Dessa maneira, podemos classificá-las da seguinte forma:

**Macroparticuladas:** possuem quartzo inorgânico ou vidro de estrôncio ou de bário, com variação de tamanho entre 5 e 12  $\mu\text{m}$ , mas podem conter partículas com tamanhos de até 100  $\mu\text{m}$ . A dureza do quartzo é tão elevada que inviabiliza sua trituração em partículas menores. Isso dificulta o polimento e torna a superfície da restauração rugosa, favorecendo o acúmulo de placa e de pigmentos. Além disso, o quartzo é radiolúcido, o que compromete a detecção de cáries e excessos nas margens das restaurações. Por este motivo, foi substituído pelos vidros radiopacos. Devido ao tamanho das partículas, pouca carga é adicionada ao material, diminuindo suas propriedades mecânicas. São resinas compostas que estão em desuso devido às desvantagens mecânicas e estéticas e ao fato de serem resinas quimicamente ativadas.

**Microparticuladas:** apresentam como carga a sílica coloidal, com tamanho médio entre 0,04 e 0,4  $\mu\text{m}$ . Apresentam um ótimo polimento devido às partículas serem muito pequenas e de baixa dureza, o que facilita o desgaste para a obtenção de brilho superficial. Como apresentam baixas propriedades mecânicas, alto coeficiente de expansão térmico linear, maior suscetibilidade à sorção de água, alta contração de polimerização e são radiolúcidas, devem ser evitadas para a confecção de uma restauração inteira, mesmo em dentes anteriores. É indicada para regiões estéticas, como a última camada em restaurações de dentes anteriores, porém, com a evolução das resinas micro-híbridas, estão cada vez mais em desuso.

**Híbridas e Micro-híbridas:** apresentam dois tipos diferentes de partículas de carga: sílica coloidal, com tamanho médio entre 0,04 e 0,4  $\mu\text{m}$  e vidro de bário, estrôncio, flúor-alumino-silicato, trifluoreto de itérbio ou zircônia (vidros metálicos). As híbridas possuem vidro com tamanho médio entre 1 e 5  $\mu\text{m}$ , e as micro-híbridas, entre 0,6 e 1  $\mu\text{m}$ . A maior parte das resinas compostas disponíveis no mercado pertence a essas categorias. Possuem cerca de 60 a 66% em volume de carga, o que proporciona melhores propriedades mecânicas e diminuição da contração de polimerização. Dessa maneira, podem ser utilizadas tanto em dentes anteriores como posteriores, ou seja, são de uso universal. As resinas micro-híbridas apresentam polimento superior ao das híbridas e inferior ao das microparticuladas.

**Nanoparticuladas:** possuem partículas desenvolvidas com nanotecnologia, ou seja, com métodos capazes de produzir estruturas cujas medidas são extremamente pequenas e variam entre 0,1 e 100 nanômetros (lembrando que 1 nm é 1.000 vezes menor que 1  $\mu\text{m}$ ). As partículas dessas resinas apresentam-se de duas formas: nanopartículas de sílica, com tamanhos entre 1 e 80 nm e nanocomplexos de sílica-zircônia com 5 a 75 nm. Com isso, foi possível aumentar a porcentagem de sílica em relação às resinas microparticuladas, atingindo percentual de carga semelhante às micro-híbridas. Portanto, aliam um ótimo polimento com boas propriedades mecânicas e, portanto, são de uso universal.

**Nano-híbridas:** apresentam nanopartículas de sílica, partículas de vidro e de sílica coloidal. É importante salientar que, diferentemente das resinas nanoparticuladas, que possuem apenas nanopartículas, as resinas classificadas como nano-híbridas são resinas micro-híbridas com uma porcentagem muito pequena de partículas com tamanho nanométrico.

Após muito investimento, desde o seu surgimento, nas partículas de carga das resinas convencionais (com matriz resinosa à base de dimetacrilatos convencionais), os fabricantes passaram a modificar a matriz resinosa para tentar minimizar a contração e, conseqüentemente, a tensão de polimerização gerada durante a presa. Assim, após o ano 2000, surgiram as resinas compostas chamadas de baixa contração/tensão de polimerização. O maior representante deste novo grupo de resinas é aquele que substituiu os tradicionais monômeros metacrilatos pelos siloranos, com cadeias circulares. No entanto, essa resina a base de silorano exigia que o cirurgião-dentista utilizasse apenas resinas do mesmo grupo (não era possível misturar com resinas convencionais), um sistema adesivo específico para esses monômeros, além de possuir pequena variedade de cores, sendo mais indicadas para dentes posteriores. Logo, as resinas a base de silorano não ganharam popularidade no mercado odontológico.

A partir do ano de 2009 foram lançadas resinas compostas que, além de gerar baixa tensão de polimerização, também permitiam serem inseridas e polimerizadas em incrementos únicos de 4 a 5mm de espessura, o que reduzia o tempo de procedimento clínico. Esses materiais receberam o nome de resinas compostas *bulk fill*, sendo encontradas com alta ou baixa viscosidade. São chamadas, portanto, de resinas *bulk fill massa* ou *bulk fill flow*, respectivamente. São resinas indicadas, principalmente, para restaurações definitivas classe I e II, mas também podem ser utilizadas para as classes III e V, construção de núcleos de preenchimento e restaurações indiretas (inlay, onlay, faceta), por exemplo. De uma forma geral, a indicação das resinas *bulk fill flow* para restauração de dentes posteriores restringe-se à aplicação como base cavitária devido à sua baixa dureza superficial e menor resistência mecânica, necessitando de recobrimento oclusal confeccionado com uma resina composta em massa convencional de maior resistência ao desgaste ou uma resina *bulk fill* em massa. As resinas *bulk fill* de alta viscosidade (em massa), em geral, não necessitam da cobertura oclusal a ser confeccionada com resinas convencionais.

### Reação de polimerização

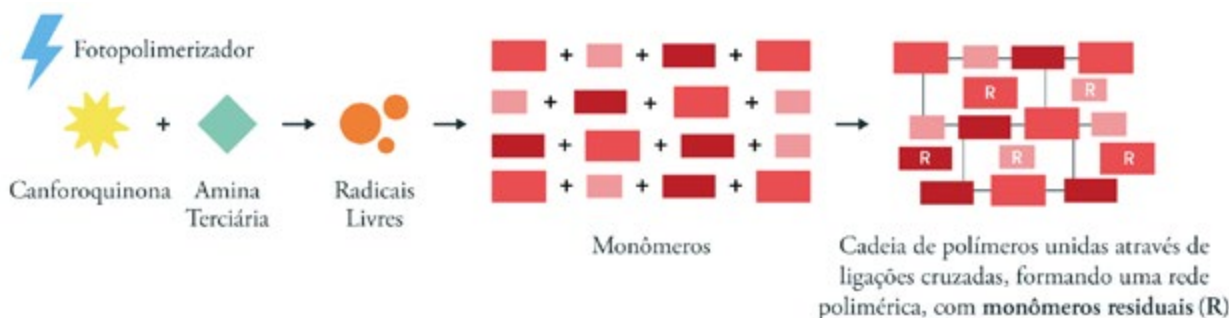
Ao utilizar o fotopolimerizador durante a confecção de uma restauração de resina composta a luz azul sensibiliza a canforoquinona. Este fotoiniciador interage com moléculas de amina terciária gerando radicais livres que se deslocam em direção aos monômeros resinosos, desestabilizando-os. Uma vez desestabilizados quimicamente os monômeros ligam-se uns aos outros, dando início à reação de polimerização. Durante a propagação da reação os monômeros vão se ligando uns aos outros e formando cadeias poliméricas, ou seja, ocorre a conversão ou a transformação de monômeros em polímeros.

Os polímeros unem-se através de ligações cruzadas até que uma rede polimérica composta por vários polímeros ligados entre si seja formada. Neste processo, cerca de 40% dos monômeros disponíveis na resina composta não conseguem reagir e se unir à rede polimérica, ficando dispersos na massa resinosa. Estes monômeros podem ser lixiviados para a saliva e causar irritação na mucosa oral ou atingir a polpa, inflamando-a. O ideal é que se consiga a maior conversão possível de monômeros em polímeros, pois quanto maior o grau de conversão, melhor as propriedades mecânicas, como a dureza e a resistência mecânica (à flexão, por exemplo), além de menor suscetibilidade do material à degradação hidrolítica e menor toxicidade.

Por outro lado, alta conversão implica em maior contração de polimerização. Essa contração (redução de volume) do incremento de resina acontece, pois durante a reação de transformação de monômeros em polímeros (reação de polimerização) os monômeros, ao se aproximarem, reduzem a distância que existia entre eles. Com a contração, o material que está aderido ao dente tende a se descolar da parede da cavidade gerando uma tensão na interface dente/restauração chamada de tensão de polimerização. Se esta tensão for suficientemente elevada, a resina se desprende do dente abrindo uma fenda marginal que poderá ser penetrada por fluidos orais e com eles bactérias capazes de causar uma cárie secundária.

Como a contração e a tensão de polimerização são inerentes à resina composta é preciso utilizar estratégias para minimizá-las. A maneira mais indicada para diminuir os efeitos adversos da contração de polimerização é a utilização da técnica incremental oblíqua. Nesta técnica deve-se reduzir o tamanho da porção de resina que será inserida na cavidade, ou seja, os incrementos devem ter no máximo 2mm de espessura e devem ser inseridos de forma oblíqua (inclinada) fazendo contato com o menor número possível de paredes da cavidade. Ao colocar o incremento de forma oblíqua na cavidade, mesmo com a contração, não haverá tensão de polimerização na região do incremento que está em contato com o dente. Dessa forma, diminui-se a magnitude da tensão de polimerização. Outra opção disponível atualmente é a utilização das novas resinas ditas de baixa contração/tensão de polimerização.

A figura 1 demonstra, esquematicamente, a reação de polimerização de uma resina composta. É possível perceber a interação da luz azul do aparelho fotopolimerizador (a luz é o ativador da reação de polimerização) com o iniciador, ou seja, a canforoquinona. Uma vez unidos, os monômeros se aproximam como observado na figura.



**Figura 1** – Reação de polimerização. Observa-se a contração de polimerização (redução de volume após os monômeros se transformarem em polímeros).

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** as resinas compostas suficientemente polimerizadas são relativamente biocompatíveis, pois a quantidade de porções não reagidas (monômeros residuais) liberadas do material é muito pequena. Porém, resinas compostas mal polimerizadas, especialmente na parede de fundo de uma cavidade podem liberar monômeros residuais que alcançarão a polpa, causando ao tecido pulpar reações inflamatórias em longo prazo.

Além disso, o Bis-Phenol A, molécula componente de alguns monômeros, como o Bis-GMA, por exemplo, pode interferir no sistema endócrino e possui potencial cancerígeno. Por isso, alguns fabricantes já têm substituído o Bis-GMA da composição de suas resinas compostas.

**Propriedades Químicas e Físicas:** apresentam uma inerente contração de polimerização (redução de volume), cujo principal problema é a tensão gerada na interface adesiva que tende a fazer o material descolar do dente, favorecendo a infiltração marginal.

São passíveis de sofrer sorção de água, ou seja, a água consegue penetrar no material, causando degradação (degradação por hidrólise) da rede polimérica, reduzindo as propriedades mecânicas e podendo causar alteração de cor da restauração.

Resinas compostas que apresentam vidros metálicos em sua composição são radiopacas, o que facilita no diagnóstico de cárie secundária ou excessos do material restaurador durante um exame radiográfico.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** apresentam baixa condutibilidade térmica e são, portanto, bons isolantes, o que reduz a chance de ocorrer sensibilidade ou dor quando o paciente ingere algo muito quente ou muito frio. O mesmo pode ser dito em relação à condução de corrente elétrica. As resinas são bons isolantes elétricos e impedem que o estímulo elétrico chegue à polpa.

O coeficiente de expansão térmico linear (CETL) indica o quanto o material contrai ou dilata quando há alteração de temperatura. O ideal seria que o CETL da resina composta e o do dente fossem os mais próximos possíveis para que, quando o paciente ingerisse uma sopa muito quente ou um sorvete, por exemplo, tanto a restauração quanto os tecidos dentais sofressem a mesma quantidade de alteração de tamanho, funcionando como um corpo único. Porém, o CETL da resina composta é diferente do CETL do dente, o que faz com que haja tensão na interface adesiva, uma vez que o material restaurador contrai e dilata mais do que a dentina. Dessa forma, fendas podem surgir na interface dente/restauração.

**Propriedades Mecânicas:** a resistência ao desgaste é dependente do tipo de resina e é influenciada não apenas pelo tamanho e porcentagem em volume das partículas de carga, mas também pela composição da matriz e do silano. Assim, as resinas ainda apresentam menor resistência ao desgaste quando comparadas ao amálgama. Os problemas associados são: alteração da forma da restauração e dos pontos de contato, além de aumento da rugosidade na superfície da restauração, que leva a perda de brilho, maior acúmulo de placa bacteriana e a alterações de cor.

Quanto maior e mais posterior a restauração, maior deve ser a resistência à fratura do material. Portanto, as resinas nanoparticuladas e nano-híbridas tendem a suportar mais as tensões geradas pelas forças mastigatórias que incidem sobre os dentes posteriores que são maiores do que as forças que incidem sobre os dentes anteriores.

Resinas compostas com alto módulo de elasticidade, ou seja, muito rígidas, tendem a apresentar maior tensão de polimerização na interface adesiva. Em contrapartida, resinas menos rígidas dissipam mais as tensões.

**Propriedades Ópticas:** a presença de pigmentos e opacificadores conferem à resina composta a capacidade de mimetizar ou imitar a estrutura dental quanto à cor predominante de seus tecidos. Isto quer dizer que os fabricantes oferecem uma gama variada de cores para resinas de esmalte e resinas de dentina.



Além disso, o material oferece translucidez e opacidade (propriedades que medem a quantidade de luz que atravessa o material) características dos tecidos dentais. Há, portanto, resinas translúcidas para restaurar áreas de esmalte e resinas opacas para restaurar regiões de dentina.

Alguns elementos químicos são incorporados à matriz resinosa para dar ao material a fluorescência (capacidade de uma superfície emitir luz quando exposta a uma radiação na faixa do ultra-violeta) do esmalte e dentina naturais. O mesmo acontece para que a opalescência do esmalte (efeito luminoso que produz uma cor alaranjada quando a luz é transmitida ou azulada quando a luz é refletida pelos tecidos dentais) possa ser reproduzida nas restaurações em resina composta.

## 5 Manipulação

Para realizar uma restauração em resina composta é necessário utilizar previamente um sistema adesivo, responsável por permitir a adesão do material restaurador ao dente. Com as resinas convencionais é de fundamental importância que o cirurgião-dentista utilize a Técnica Incremental Oblíqua. Se a opção for uma resina *Bulk Fill*, a Técnica de Incremento Único poderá ser utilizada como será descrito mais adiante.

### Resina Composta Convencional

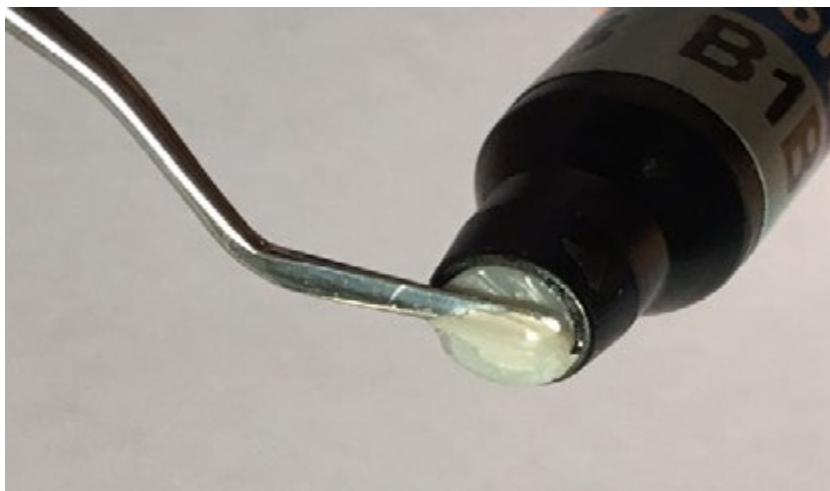
**Instrumental:** espátula para inserção n° 01 ou mais especificamente espátulas para resina composta, dois potes Dappen e um aparelho fotopolimerizador. O aparelho fotopolimerizador ideal é aquele equipado com LED (*Light Emitting Diode*) que emite precisamente a luz no comprimento de onda do azul (440 – 485 nm) com irradiância mínima de 600 mW/cm<sup>2</sup> e ponta condutora de luz de fibra óptica (Imagem 6).



**Imagem 6:** Instrumental utilizado para manipulação de uma resina composta convencional em massa.

**Proporcionamento:** na técnica incremental oblíqua, o cirurgião-dentista deverá remover da seringa a quantidade de resina composta que considerar necessária para a confecção de um incremento que possua no máximo 2 mm de espessura.

O dentista deve girar o êmbolo da embalagem para que uma porção da resina seja conduzida para fora da seringa. Com auxílio de uma espátula, o profissional remove a quantidade de material que julgar suficiente de acordo com o tamanho da cavidade a ser restaurada. É importante que o dentista separe uma espátula apenas para o recolhimento da resina de dentro da embalagem. Dessa forma, evita-se que a espátula que entra em contato com o meio oral do paciente contamine o material contido na seringa. A porção removida deverá ser acondicionada em um pote Dappen opaco que permaneça tampado por outro Dappen opaco protegendo a resina do contato prematuro com a luz ambiente (Imagem 7).



**Imagem 7:** Porção de resina composta selecionada para confecção da restauração.

**Manipulação:** com auxílio da espátula nº 1 ou de uma espátula para resina uma porção do material recolhido da embalagem e acondicionado no Dappen será manipulada pelo dentista de tal forma que a resina seja conformada em uma bolinha (Imagem 8).



**Imagem 8:** Resina conformada em uma bolinha para inserção na cavidade.

**Aplicação:** o dentista deverá acomodar o incremento de forma inclinada, fazendo com que o material tenha contato com o menor número possível de paredes da cavidade tendo, portanto, uma grande área de sua superfície livre. Este incremento deverá ainda ter no máximo 2 mm de espessura para permitir a passagem completa da luz do fotopolimerizador por toda a espessura do incremento, garantindo a polimerização completa do material.

Em regiões da cavidade onde antes existia a dentina, deverão ser restauradas com resinas opacas que simulam a dentina; onde antes havia esmalte, o dentista deverá aplicar resinas translúcidas que simulam esta característica do esmalte. Vale ressaltar que resinas opacas (de dentina) devem ser fotopolimerizadas por 40 segundos. As resinas translúcidas (de esmalte) podem ser fotopolimerizadas por 20 segundos (Imagens 9 e 10). A ponta condutora de luz deve sempre estar posicionada o mais próximo possível da resina, sem tocá-la.



**Imagem 9:** Diferentes opções de cores e efeitos ópticos disponibilizados nas resinas.



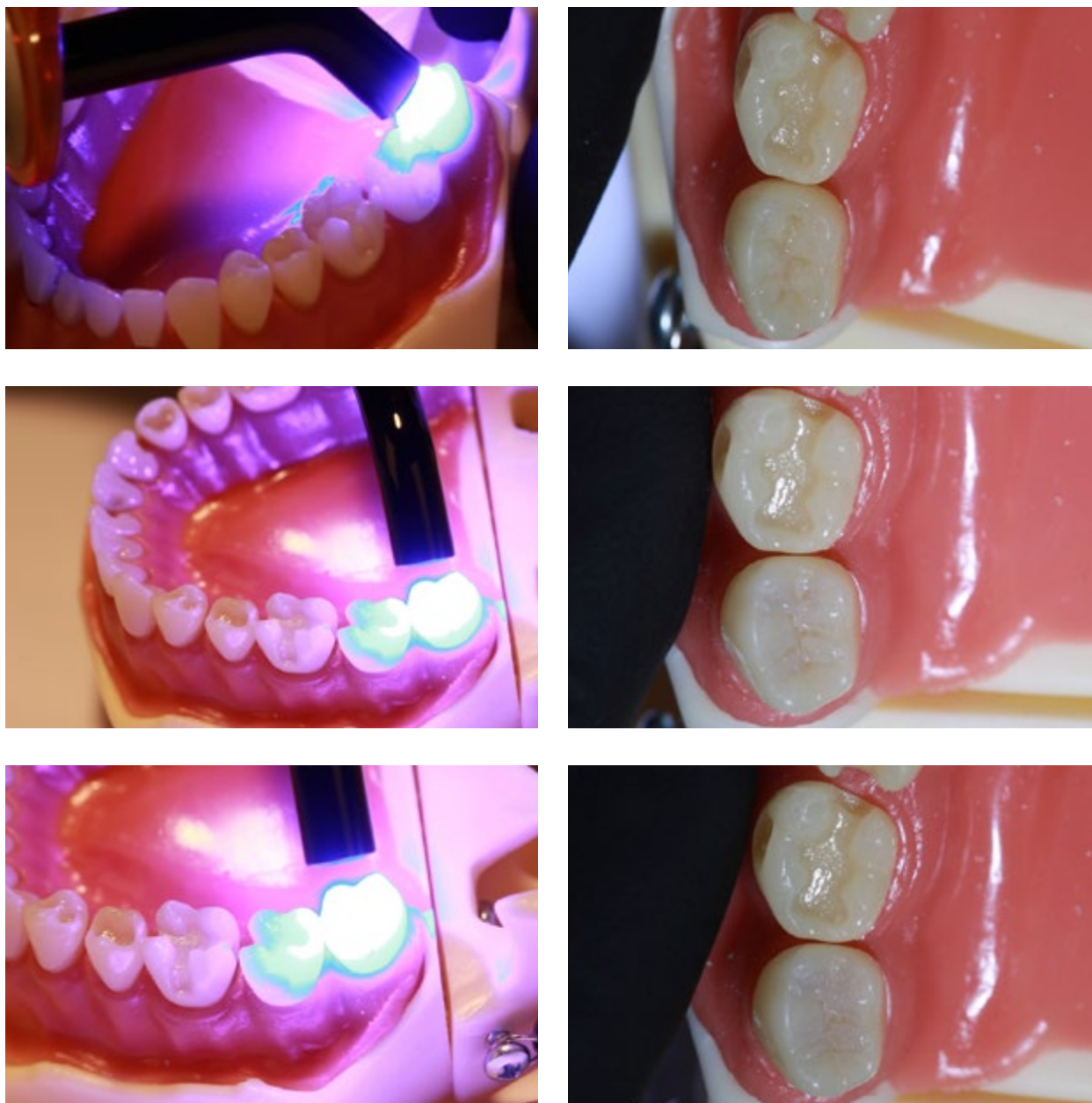
**Imagem 10:** Diferentes opacidade e translucidez das resinas compostas convencionais em massa.

Após a inserção, acomodação da resina de forma oblíqua e feita a escultura da estrutura anatômica que se busca substituir, é necessário realizar a fotoativação da reação de polimerização do material para cada incremento inserido. A imagem 11 demonstra como deve ser feita a inserção do incremento de forma oblíqua, seguida da fotopolimerização.









**Imagem 11:** Técnica Incremental Oblíqua utilizada para confecção da restauração em resina composta convencional em massa.

É possível observar, na imagem 11, que após a realização da escultura de cada camada de resina deve ser realizada a fotopolimerização do material até que a cavidade esteja toda preenchida. Como o dentista esculpe cada incremento inserido, ao final a restauração já estará esculpida com a forma anatômica característica do dente que está sendo restaurado. Dependendo do tamanho da cavidade, é possível inserir mais de um incremento antes da fotopolimerização, desde que eles não se toquem dentro da cavidade. Dessa forma, os procedimentos de acabamento e polimento ao final serão mais rápidos e fáceis de serem alcançados.



A inserção da resina deve ser feita condensando o material contra as paredes da cavidade, observando a anatomia do dente, a adaptação às margens da cavidade (não deixar fendas e/ou degraus), evitando a incorporação de bolhas de ar no meio da restauração ou de excessos e deixando a superfície lisa. Todos esses cuidados são possíveis de serem tomados, uma vez que o tempo de trabalho está sob o controle do dentista, que só o interrompe no momento em que ele deseja realizar a fotopolimerização.

Vale ressaltar que as resinas compostas convencionais do tipo *Flow* são, atualmente, pouco utilizadas pelo dentista. Por possuírem menor porcentagem de partículas de carga em sua composição, apresentam resistência mecânica e ao desgaste muito inferiores e contração de polimerização muito maior do que as resinas compostas convencionais em massa. Portanto, essas resinas convencionais *flow* são indicadas para situações específicas, como no selamento de fóssulas e fissuras de esmalte em dentes decíduos, por exemplo, ou para pequenos reparos em uma restauração em resina convencional já confeccionada.

### Resina Composta *Bulk Fill* em Massa

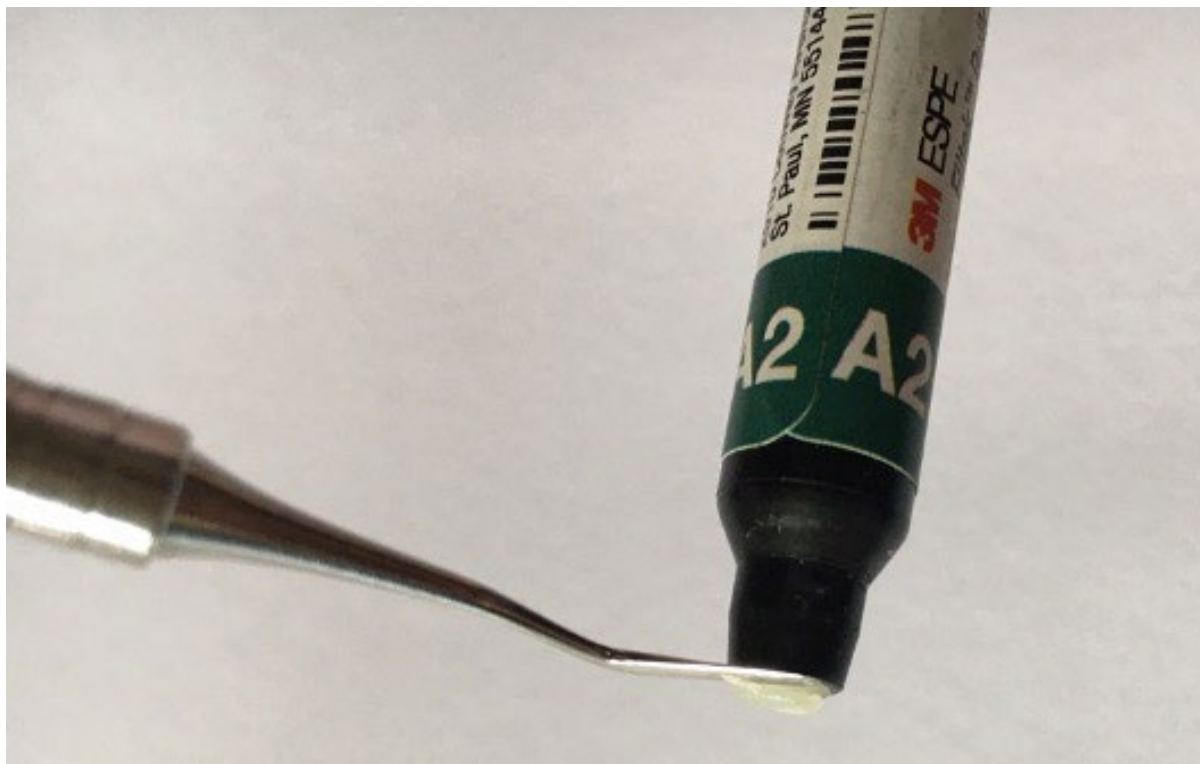
**Instrumental:** espátula para inserção nº 01 ou mais especificamente espátulas para resinas compostas e um aparelho fotopolimerizador (Imagem 12).



**Imagem 12:** Instrumental utilizado para manipulação de uma resina composta bulk fill em massa.

**Proporcionamento:** com as resinas *bulk fill*, diferentemente das resinas convencionais, é possível utilizar a técnica de incremento único, uma vez que essas resinas são formuladas com monômeros que provocam menor contração e tensão de polimerização. Portanto, o cirurgião-dentista deverá remover da seringa a quantidade de resina composta que considerar necessária para a confecção do incremento único.

O dentista deve girar o êmbolo da embalagem para que uma porção da resina seja conduzida para fora da seringa. Com auxílio de uma espátula, o profissional remove a quantidade de material que julgar suficiente de acordo com o tamanho da cavidade a ser restaurada e acondiciona em um Dappen opaco (de resina ou silicone). Aqui também é importante que o dentista separe uma espátula apenas para o recolhimento da resina de dentro da embalagem. Dessa forma, evita-se que a espátula que entra em contato com o meio oral do paciente contamine o material contido na seringa (Imagem 13).



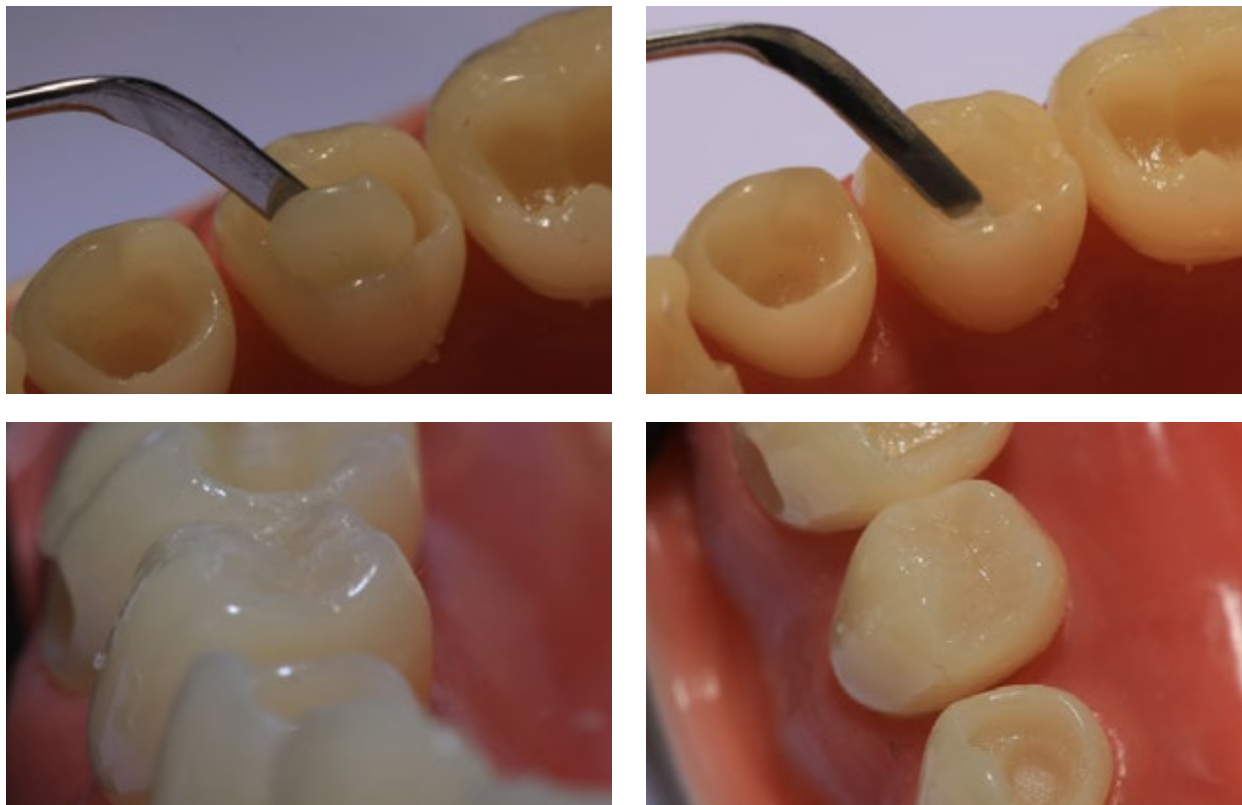
**Imagem 13:** Porção de resina composta selecionada para confecção da restauração.

**Manipulação:** com auxílio da espátula nº 1 ou de uma espátula para resina, o material recolhido da embalagem e acondicionado no Dappen será manipulado pelo dentista de tal forma que a resina seja conformada em uma bolinha (Imagem 14).



**Imagem 14:** Resina conformada em uma bolinha para inserção na cavidade.

**Aplicação:** o dentista deverá acomodar a resina no interior da cavidade em um único incremento, compactando-o contra todas as paredes da cavidade e tentando, desta maneira, eliminar bolhas de ar. Este incremento deverá preencher completamente a cavidade até o ângulo cavo-superficial, quando então, o dentista deverá esculpir a face oclusal do dente posterior que está sendo restaurado. Segundo os fabricantes, a resina permite a passagem completa da luz do fotopolimerizador por toda a espessura do incremento, que deve ter até 5mm. Portanto, após a realização da escultura na face oclusal, basta realizar a fotopolimerização da restauração. A sequência de inserção da resina *Bulk Fill* em massa está apresentada na imagem 15.



**Imagem 15:** Técnica de Incremento Único utilizada para confecção da restauração em resina composta bulk fill em massa.

## Resina Composta Bulk Fill Flow

**Instrumental:** espátula para inserção nº 01 ou mais especificamente espátulas para resina composta e um aparelho fotopolimerizador (Imagem 16).



**Imagem 16:** Instrumental utilizado para manipulação de uma resina composta bulk fill flow.

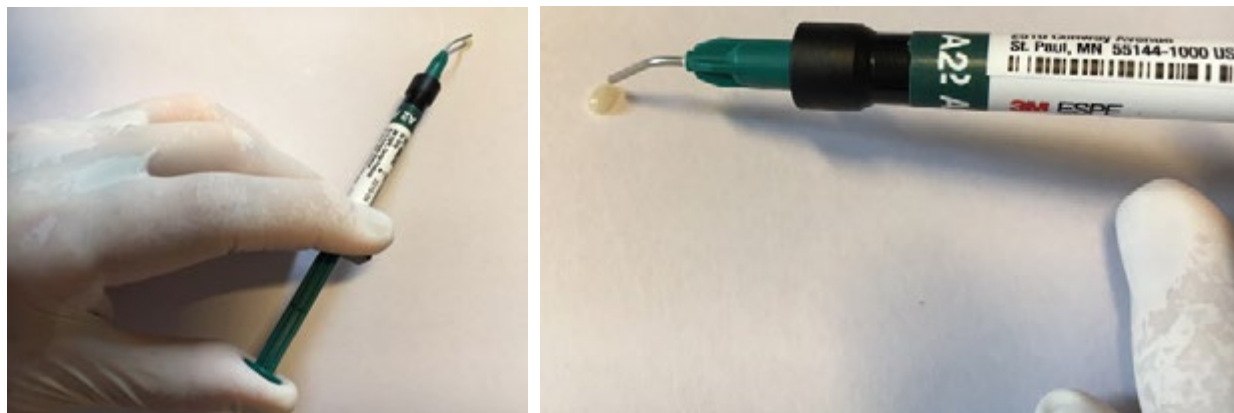
**Proporcionamento:** com as resinas *bulk fill flow*, assim como para as resinas *bulk fill* em massa, também é possível utilizar a técnica de incremento único, uma vez que essas resinas são formuladas com monômeros ou moduladores que provocam menor contração e tensão de polimerização.

A resina será dispensada diretamente da seringa que contém o material para o interior da cavidade através do uso das ponteiros aplicadoras descartáveis que devem ser acopladas à seringa. A imagem 17 demonstra a seringa com as ponteiros descartáveis.



**Imagem 17:** Dispensação da resina composta bulk fill flow através das ponteiros aplicadoras.

**Manipulação:** para a manipulação desta resina *flowable*, basta que o dentista pressione o êmbolo da seringa que contém o material, desde que a ponteira descartável tenha sido corretamente acoplada (Imagem 18).



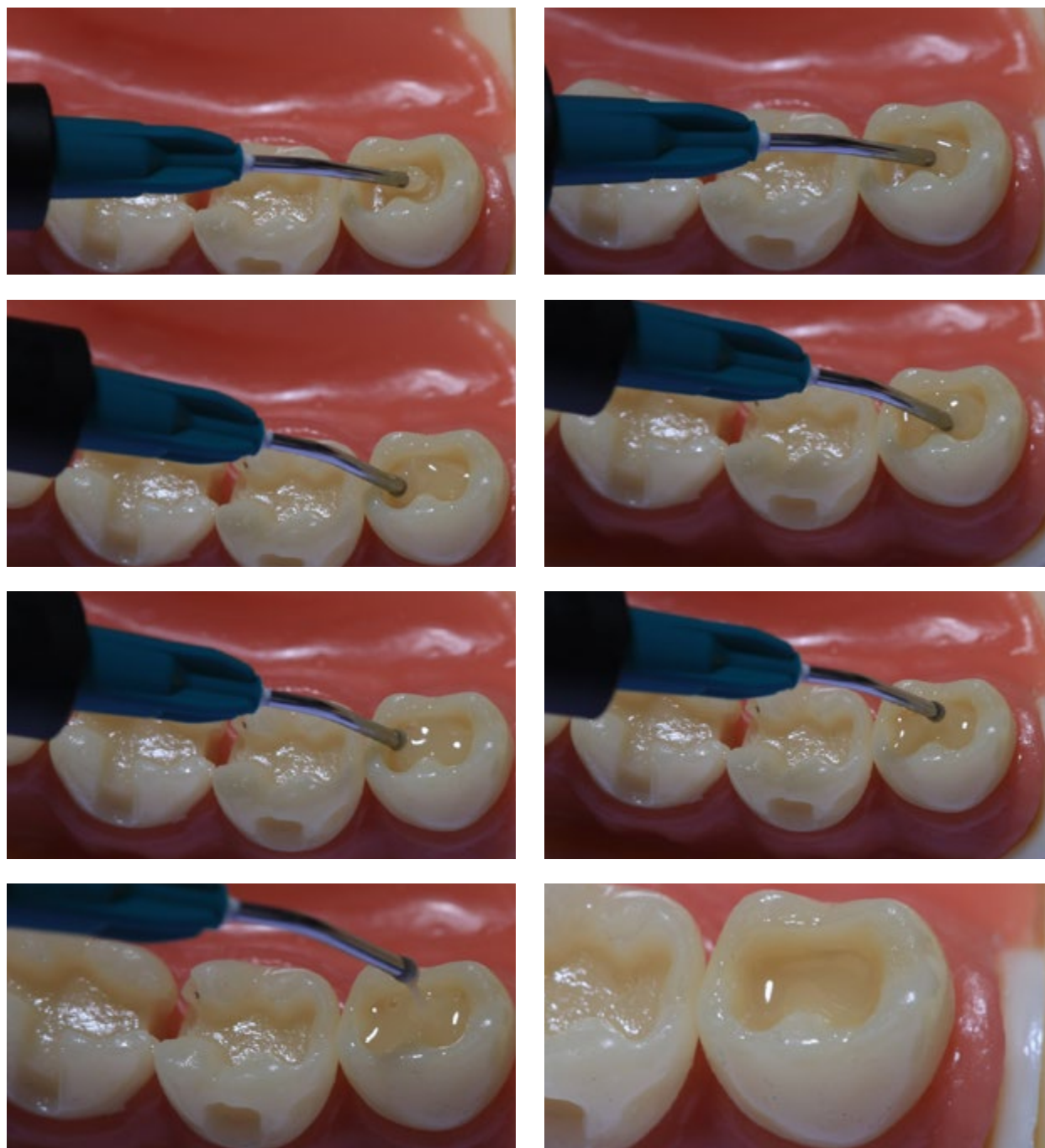
**Imagem 18:** Dispensação da resina composta bulk fill ao pressionar o êmbolo da seringa.

**Aplicação:** posicionar a ponteira descartável da seringa na região mais profunda da cavidade e aplicar a resina com pressão constante e lenta, mantendo a ponta da seringa no interior do material. Desta forma, preenche-se a cavidade de baixo para cima sem o aprisionamento de bolhas de ar que formarão porosidades no interior da restauração. É possível utilizar um incremento de até 4 mm, desde que reste de 1 a 2mm aquém do ângulo cavo-superficial. A remoção dos excessos da resina *flow* pode ser feita com auxílio das espátulas para resina. A resina acomoda-se na cavidade preenchendo-a em todas as direções. Uma vez aplicada, a resina *flow* não escoia para fora da cavidade mesmo quando aplicada contra a gravidade em cavidades de dentes superiores. Terminada a aplicação da resina *flow*, deve-se fotopolimerizar todo o incremento por no mínimo 20s (Imagem 19). É possível perceber que esta resina, em geral, é bastante translúcida justamente para permitir a passagem da luz por toda a profundidade da restauração.

Deve-se completar o restante da cavidade com uma resina composta em massa convencional (incrementos de no máximo 2 mm) ou uma resina composta *bulk fill* em massa (incrementos de até 4 mm) até o ângulo cavo-superficial. Essa camada de resina em massa mais superficial deverá ser esculpida com a anatomia da face oclusal característica de cada dente (Imagem 20). A inserção, escultura e fotopolimerização desses incrementos oclusais devem ser realizadas de acordo com a descrição da técnica já discutida anteriormente neste capítulo.



### Inserção *Bulk Fill Flow*



**Imagem 19:** Preenchimento da cavidade com até 4 mm de resina composta bulk fill flow.

*Recobrimento Oclusal*



**Imagem 20** – Recobrimento oclusal realizado com resina composta convencional em massa ou resina composta bulk fill em massa.

## 6 Indicações

A resina composta está indicada, principalmente, para restaurações definitivas diretas em dentes anteriores e posteriores. Em dentes anteriores, podem ser utilizadas para restaurações em cavidades classe III, IV e V. Também são utilizadas para confecção de facetas estéticas diretas, quando se objetiva corrigir o formato, alinhamento, manchas/alterações de cor ou para fechamento de diastemas (espaços proximais). Em dentes posteriores, para os quais também poderia ser utilizado o amálgama, as principais indicações são para a confecção de restaurações diretas em cavidades classes I e II, com evidentes vantagens em relação à estética e aos preparos cavitários conservadores. Como a resina composta adere à estrutura dental através de um sistema adesivo, não necessita da criação de configurações cavitárias que favorecem a retenção mecânica do material restaurador ao preparo da cavidade, o que permite conservar estrutura dental sadia.

Atualmente, são bastante indicadas para a confecção de restaurações mais extensas utilizando a técnica semidireta, na qual a restauração é confeccionada sobre um modelo (fora da boca) pelo próprio cirurgião-dentista e, posteriormente, são cimentadas sobre o dente preparado. Nesta técnica tem-se empregado para confecção do modelo um silicone para modelos devido à sua facilidade de manipulação.

Também podem ser empregadas na construção de restaurações indiretas confeccionadas manualmente pelo protético ou, ainda, mecanicamente com auxílio de um sistema CAD-CAM. Nas técnicas semidireta e indireta as resinas apresentam uma polimerização adicional que otimiza as propriedades mecânicas do material.

Podem ainda ser indicadas como selantes de cicatrículas e fissuras, especialmente as resinas *flow*, além de constituírem-se como matéria-prima para a fabricação de cimentos resinosos indicados para cimentação de próteses, cimentos ortodônticos e cimentos para obturação endodôntica.

Como possuem menor módulo de elasticidade em relação às cerâmicas odontológicas, devem ser utilizadas em restaurações de dentes anteriores ou posteriores em pacientes com hábitos parafuncionais, como o bruxismo, evitando, assim, o desgaste dos tecidos dentais naturais do paciente.

## 7 Contraindicações

A utilização da resina composta é baseada no emprego de uma técnica muito mais complexa e sensível do que aquela usada para o amálgama dental. Portanto, deve ser evitada quando não se possui o domínio rigoroso para sua utilização. Está também contraindicada para situações em que não é possível o controle completo de umidade do campo operatório, pois por se tratar de um material polimérico, as resinas são sensíveis à degradação por ação das moléculas de água (hidrólise), além de dificultar a adesão à cavidade preparada para recebê-la.

Também não deve ser utilizada para cobertura de cúspides e nem em cavidades que apresentam a largura vestibulo-lingual maior que um terço da distância intercuspidica. Para essas situações deve-se indicar *inlays e onlays*, confeccionadas em laboratório protético com resinas compostas indiretas, as

quais recebem tratamento térmico e óptico adicional para aumentar as propriedades físicas e a resistência ao desgaste ou podem ser confeccionadas em material mais resistente como metal ou cerâmica.

É importante ressaltar que quando as margens gengivais do preparo cavitário encontram-se em dentina, principalmente nos casos de cavidades classe II e V, há um risco maior de infiltração marginal para restaurações em resina em função da degradação da interface adesiva. Isso é mais difícil de ocorrer com o amálgama, pois os produtos de corrosão promovem um autosselamento marginal. Assim, caso a resina composta seja escolhida, é necessário que o paciente seja bem orientado com relação à qualidade de sua higienização para aumentar a longevidade da restauração. Visitas periódicas ao dentista para acompanhamento da qualidade das restaurações em resina composta é fundamental.

### Leitura recomendada

Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin- composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149-154.

Anusavice KJ. *Philips Materiais Dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips Materiais Dentários*. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

Baratiere LN, Chain MC. *Restaurações Estéticas com Resinas Compostas em Dentes Posteriores*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série EAP-APCD), 1998.

Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré C, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* 2015;40(2):190-200.

Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(6):775-783.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisfenol and glycidyl methacrylate. US patent 3066112, 1962.

Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1995;126(9):1280-1282, 1284, 1286.

Chain MC. *Materiais Dentários*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série Abeno), 2013.

Craig RG, Powers JM. *Materiais Dentários Restauradores*. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004.

Darvell BW. *Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora*. 9. ed. São Paulo: Santos, 2012.

Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006;22(4):359-365.

Espelid I, Cairns J, Askildsen JE, Qvist V, Gaarden T, Tveit AB. Preferences over dental restorative materials among young patients and dental professionals. *Eur J Oral Sci.* 2006;114(1):15-21.

Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006;22(3):211-22.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994;21(4):441-52.



- Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985;1(1):11-14
- Francci C, Witzel M, Ferreira M, Marcelo F, Lodovici E, Reis RS. Utilização de um compósito restaurador com auto-modulador de polimerização em restaurações estéticas posteriores. *Rev APCD.* 2010;64:469-474.
- Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva GF. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014;39(4):441-448.
- Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European Journal of Oral Sciences* 1998;106(2):687-95.
- Gomes MN, Geraldo Jr PL, Dutra H, Morais A, Francci C, DeVito-Moraes AG. Hipomaturação do esmalte: tratamento conservador e minimamente invasivo com facetas de resina composta. *Rev Dental Press Estét.* 2015;12(3):61-70.
- Ilie N, Bucuta S, Draenert D. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013;38(6):618-625.
- Kovarik RE. Restoration of posterior teeth in clinical practice: evidence base for choosing amalgam versus composite. *Dent Clin North Am.* 2009;53(1):71-76.
- Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(12):1150-1157.
- Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):304-314.
- Lutz E, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int.* 1986;17(12):777-784.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382-1390.
- Mjor IA. The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontol Scand.* 1997;55(1):58-63.
- Noort RV. Introdução aos Materiais Dentários. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010
- Raptis CN, Fan PL, Powers JM. Properties of microfilled and visible light-cured composite resins. *J Am Dent Assoc.* 1979;99(4):631-633.
- Reis A, Loguércio DA. Materiais Dentários Restauradores Diretos – Dos fundamentos à aplicação clínica. 1. ed. São Paulo: Santos; 2007.
- Sakagushi RL, Powers JM. Craig Materiais Dentários Restauradores. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012
- Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials.* 2005;26(24):4932-4937.

Yamasaki LC, De Vito Moraes AG, Barros M, Lewis S, Francci C, Stansbury JW, Pfeifer CS. Polymerization development of “low-shrink” resin composites: Reaction kinetics, polymerization stress and quality of network. *Dent Mater*. 2013;29(9):e169-179.

Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004;29(3):269-74.

Van Dijken JW. A clinical evaluation of anterior conventional, microfiller and hybrid composite resin fillings. A 6-year follow-up study. *Acta Odontol Scand*. 1986;44(6):357-67.

Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*. 1996;75(3):871-878.



# Capítulo 10

*Paulo Sérgio Lopes dos Prazeres*

## Amálgama Dental

### 1 Introdução

Um dos materiais restauradores diretos para dentes posteriores de maior relevância até o advento das resinas compostas é, sem dúvidas, o amálgama dental. O amálgama consiste em uma mistura de metais, especialmente, a prata, o estanho, o cobre e o mercúrio, entre outros, que surgiu há quase dois séculos e ainda hoje é o material restaurador direto para dentes posteriores que apresenta a maior durabilidade. Atualmente, vem sendo cada vez menos utilizado devido a sua estética desfavorável e em função da polêmica que envolve a toxicidade de um dos seus componentes: o mercúrio.

O amálgama vem sendo substituído pelas resinas compostas, especialmente devido às propriedades estéticas dos polímeros, capazes de mimetizar as características ópticas dos tecidos dentais. E, ainda mais recentemente, tem-se alardeado sobre a proibição do uso deste material devido à contaminação de pessoas ou do meio ambiente pelo mercúrio. No entanto, se manipulado de forma adequada, a toxicidade do material pode ser reduzida a níveis inofensivos à saúde humana e ao meio ambiente.

O amálgama dental, com a composição elementar que se mantém até os dias atuais, surgiu em 1895 quando o cirurgião-dentista Greene Vardiman Black (1836-1915) alterou a formulação da “pasta de prata”, proveniente das moedas de prata da época, que surgiu previamente a este período (~1826) e que apresentava resultados clínicos imprevisíveis e insatisfatórios. Black criou a liga prata-estanho antes de misturá-la ao mercúrio, melhorando as propriedades e a manipulação do amálgama restaurador existente à época.

Desse período em diante algumas alterações foram realizadas na formulação desenvolvida por Black, mas os componentes fundamentais deste material continuam sendo a liga prata-estanho e o mercúrio. Ao longo deste capítulo será possível entender a evolução do material, tanto em relação à sua composição quanto à sua manipulação.

### 2 Apresentação comercial

Inicialmente, e durante muitos anos, o amálgama foi disponibilizado pela indústria sob a forma de pequenos frascos que continham a liga metálica principalmente composta por prata-estanho e, em outro frasco, o mercúrio em sua forma pura, ou seja, um metal líquido à temperatura ambiente. A imagem 1 demonstra os componentes do amálgama sob a forma de frascos, existente até o ano de 2019, quando então, a ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) proibiu a comercialização do mercúrio sob a forma líquida em frascos, devido ao maior risco de contaminação às pessoas ou ao meio ambiente.



**Imagem 1:** Apresentação comercial do amálgama dental em frascos. Não mais utilizada atualmente.

Atualmente o material é vendido de forma muito mais segura através de cápsulas pré-dosadas e lacradas que evitam o contato das pessoas com o mercúrio ou o contato do mercúrio com o meio ambiente. A imagem 2 demonstra as cápsulas dentro das quais estão proporcionados pelo fabricante a liga metálica em pó e o mercúrio líquido.



**Imagem 2:** Apresentação comercial do amálgama dental em cápsulas. Única forma permitida atualmente.

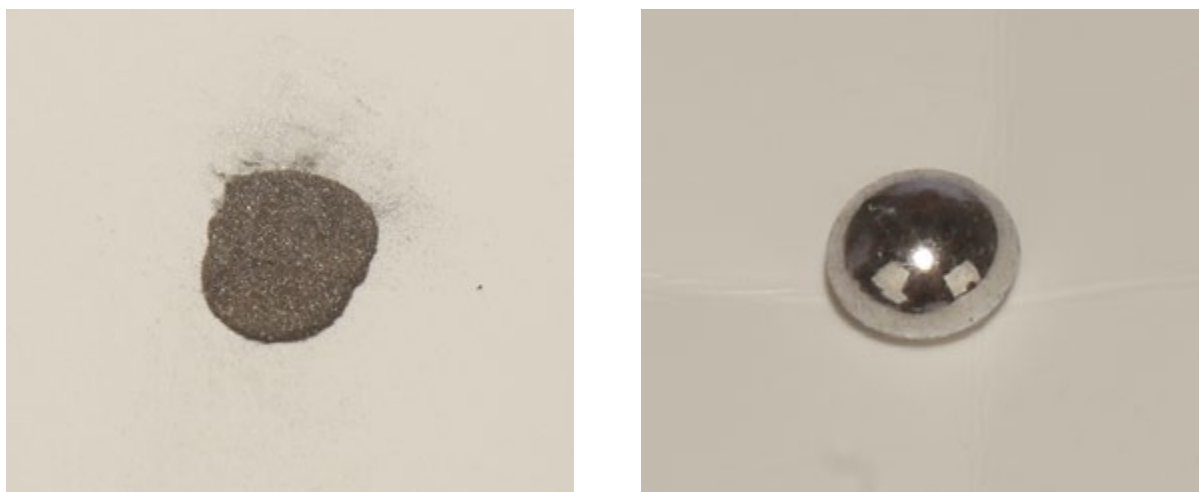
### 3 Composição

Os amálgamas foram cientificamente desenvolvidos no final do século XIX por GV Black e constituem-se de uma mistura de metais, tais como, a prata (Ag), o estanho (Sn), o cobre (Cu) e o zinco (Zn) unidos por ligações químicas metálicas (liga metálica) e fundidos até a obtenção de um pequeno bloco metálico (chamado de lingote) que é então limado para obtenção de um pó metálico fino conhecido como limalha ou apara (o produto da limagem).

O pó é, então, tratado por processos de envelhecimento (tratamentos térmicos) que visam controlar a reatividade da liga metálica e, em seguida, peneirado para que se obtenha o tamanho de partícula sólida do pó desejado.

O outro componente do material é o mercúrio (Hg). Este metal, em temperatura ambiente, encontra-se no estado líquido. É um dos poucos metais líquidos à temperatura ambiente e quando misturado ao pó, com ele reage para formar uma massa plástica que será inserida no interior da cavidade dental antes que se torne rígida.

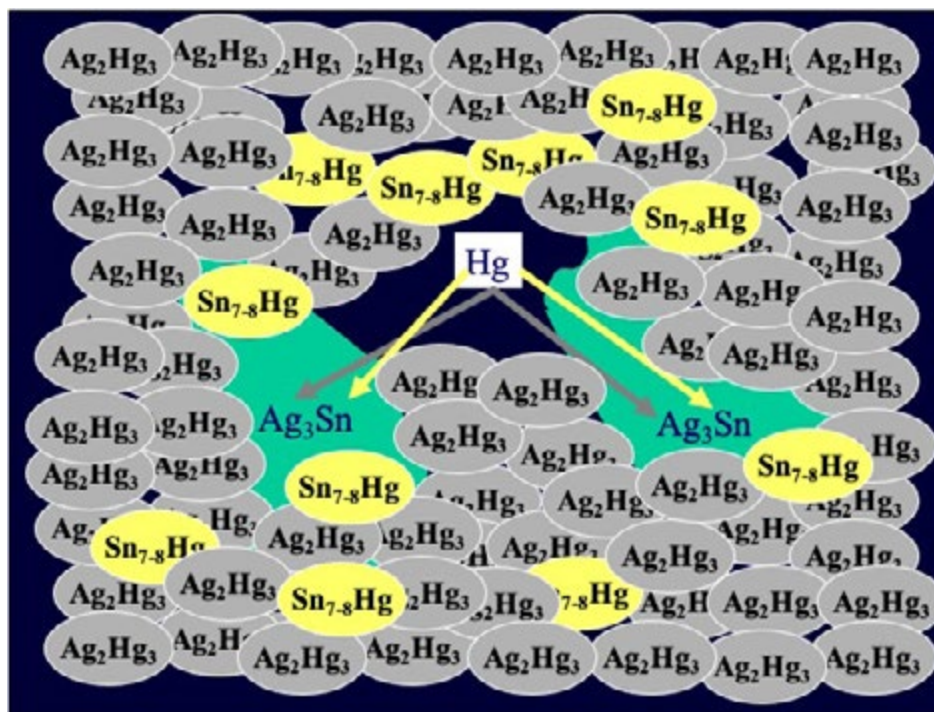
A imagem 3 demonstra o pó metálico e o mercúrio líquido.



**Imagem 3:** Composição do amálgama dental: à esquerda o pó formado por uma liga metálica de prata-estanho e à direita o mercúrio metálico líquido.

### Reação de Cristalização

Uma reação química entre o mercúrio (Hg) e a liga metálica (Ag-Sn) ocorre formando duas novas ligas metálicas (matriz), ou seja, dois novos compostos sólidos que possuem agora o mercúrio em sua composição. São os compostos chamados de Gama 1 ( $\gamma_1$ ) e Gama 2 ( $\gamma_2$ ). Essa matriz formada por  $\gamma_1$  e  $\gamma_2$  envolve o restante da liga metálica (Ag-Sn) não reagida, chamada de fase Gama ( $\gamma$ ), formando a restauração.



**Figura 1** – Esquemática da formação da matriz e da microestrutura após a presa.

Embora esse processo pareça complicado, ele é, em princípio, muito semelhante às reações de presa dos cimentos odontológicos já estudados anteriormente.

De forma simplificada a reação de cristalização do amálgama pode ser entendida da seguinte forma (Figura 2):

**Figura 2:** Reação de cristalização simplificada do Amálgama



## Classificação

Embora a cristalização do amálgama seja sempre baseada na reação entre a liga metálica Ag-Sn e o Hg líquido, existem algumas variações na composição dos metais que formam a liga que influenciam diretamente nas propriedades do material restaurador formado.

A escolha da liga para amálgama reflete a qualidade e a durabilidade das restaurações confeccionadas. Para escolher qual amálgama será utilizado é necessário conhecer os tipos de ligas existentes quanto ao teor do metal cobre (Cu) e do metal zinco (Zn), assim como quanto ao formato das partículas do pó metálico (limalha ou apara, esférica e mistura), sendo assim:

## Liga para Amálgama Convencional (Alto Teor de Prata e Baixo Teor de Cobre)

O quadro 1 abaixo mostra a porcentagem de metais necessária para que se obtenha uma liga para amálgama convencional (Especificação nº 1 da ADA antes de 1977).

| Composição       | Tipo de partícula                                                                  |
|------------------|------------------------------------------------------------------------------------|
| 65% Ag no Mínimo | Limalha de corte grosso, fino e ultrafino ou esferas (introduzidas posteriormente) |
| 25% Sn no Máximo |                                                                                    |
| 6% Cu no Máximo  |                                                                                    |
| 2% Zn no Máximo  |                                                                                    |

**Quadro 1** – Composição e tipo de partícula das ligas convencionais.

**Fonte:** Tabela criada pelo autor com base na composição do material disponibilizado pela indústria

A limalha obtida pela usinagem de um lingote é composta, principalmente, por prata e estanho. A prata confere resistência mecânica e resistência à corrosão, por isso está presente em maior porcentagem. O estanho fornece a plasticidade necessária para a condensação do material nas cavidades, mas também interfere consideravelmente na velocidade da reação de presa: quando presente em pequena porcentagem, o estanho acelera a reação de presa. Em contrapartida, quando presente em maior porcentagem a reação de presa é muito lenta.

Embora nesta liga exista cobre em sua composição, ele é adicionado em pequenas concentrações (até 6%) e participa muito pouco da reação de presa, porém aumenta a resistência mecânica e a dureza das restaurações.

A reação de cristalização das ligas convencionais está demonstrada na figura 3, sendo assim:

**Figura 3:** Reação de cristalização das ligas convencionais.



Quando a liga Ag-Sn é misturada com o Hg ocorre inicialmente uma interação entre Ag e Hg formando o composto Gama 1 ( $\text{Ag}_2\text{Hg}_3$ ), proveniente da liga Ag-Sn identificada como Gama ( $\text{Ag}_3\text{Sn}$ ). Gama 1 é o primeiro composto a se formar e está presente em maior concentração. Em seguida, ocorre a interação entre o Sn e o Hg, formando o composto Gama 2 ( $\text{Sn}_{7-8}\text{Hg}$ ). Tanto Gama 1 como Gama 2 são cristais metálicos que envolvem as partículas de Gama ( $\text{Ag}_3\text{Sn}$ ) não reagidas. A presença dos compostos Gama, Gama 1 e Gama 2 promovem a presa do material.



Dentre as deficiências eventualmente apresentadas pelas restaurações confeccionadas com ligas convencionais, está a alta ocorrência de valas marginais, manchamento dos tecidos dentais e corrosão do amálgama, além de relativa fragilidade mecânica. Essas deficiências têm sido atribuídas à fase Gama 2. A fase Gama 2 é, portanto, aquela que apresenta as piores propriedades.

## Liga para Amálgama de Fase Dispersa (Alto Teor de Prata e Alto Teor de Cobre)

O quadro 2 abaixo mostra a porcentagem de metais necessária para que se obtenha uma liga para amálgama de fase dispersa (tipo mistura).

| Composição | Tipo de partícula                                                           |
|------------|-----------------------------------------------------------------------------|
| 60% Ag     | 2/3 de limalha convencional de corte fino<br>1/3 de esfera do eutético AgCu |
| 27% Sn     |                                                                             |
| 13% Cu     |                                                                             |
| 0 a 1% Zn  |                                                                             |

**Quadro 2** – Composição e tipo de partícula das ligas de fase dispersa.

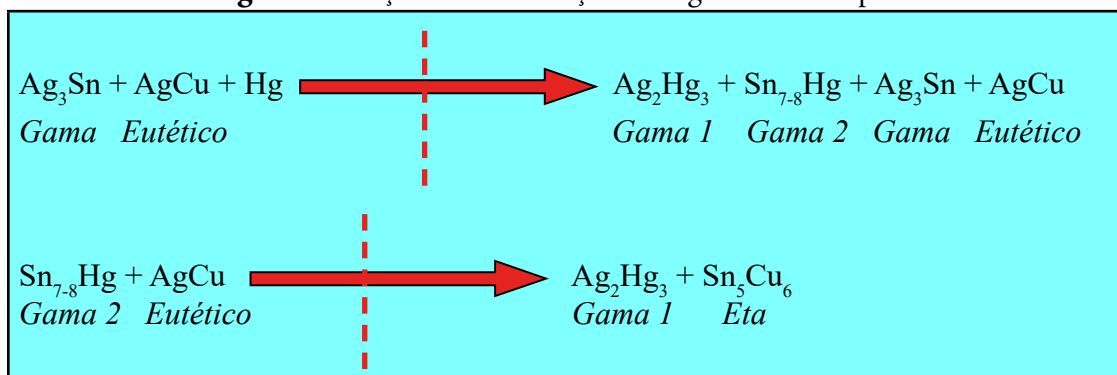
**Fonte:** Tabela criada pelo autor com base na composição do material disponibilizado pela indústria

Nesta liga, proposta por Innes e Youdelis em 1962, há a introdução de um novo composto, o Eutético AgCu, que segundo os autores serviria como travas no interior da massa de amálgama, aumentando a resistência da restauração. Mais tarde descobriu-se que o motivo da melhora nas propriedades da restauração ocorria porque a fase Gama 2 era consumida pelo Eutético, formando uma nova fase: o composto  $\text{Cu}_5\text{Sn}_6$  ( $\text{Eta} = \eta$ ). A fase dispersa (eutético) inicialmente era formada por limalha, entretanto, em seguida passou a ser constituída por esferas. Portanto, essa liga foi classificada como uma mistura de ambos os tipos de partículas de pó.

A reação de presa ocorre em duas fases. Na primeira, ocorre a reação convencional de presa onde são produzidos os compostos Gama 1 e 2. Na segunda fase, o composto Gama 2 reage com o Eutético sendo, portanto, eliminado como pode ser visto nas figuras 4 e 5. A eliminação da fase Gama 2 ocorre por um processo de difusão atômica no estado sólido devido a maior afinidade do cobre pelo estanho. Acredita-se que seja necessário um mínimo de 13% de cobre para que essa difusão seja possível. Portanto, nas ligas com alto teor de cobre é sempre necessário que haja no mínimo 13% e no máximo 30% de cobre na composição da liga. A segunda fase ocorre em até 7 dias. Tempo necessário para que a fase Gama 2 seja consumida.

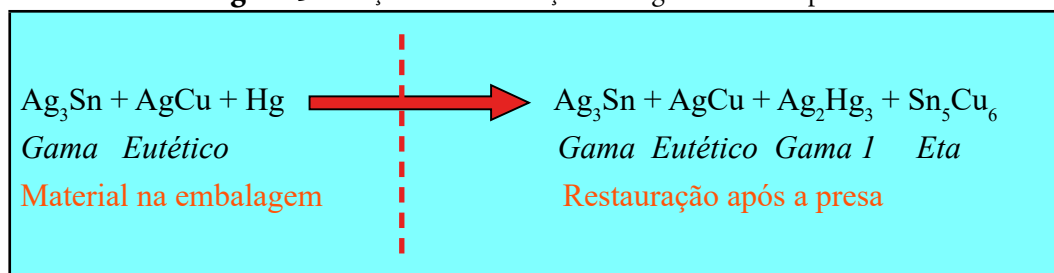
Essas ligas, por suas características, apresentaram uma performance clínica muito superior às ligas convencionais, tornando-se o amálgama mais vendido no mundo.

**Figura 4:** Reação de cristalização das ligas de fase dispersa.



Como produtos finais da reação e presentes na restauração, temos:

**Figura 5:** Reação de cristalização das ligas de fase dispersa.



## Liga para Amálgama de Composição Única (Alto Teor de Prata e Alto Teor de Cobre de Partículas Esféricas)

O quadro 3 abaixo mostra a porcentagem de metais necessária para que se obtenha uma liga para amálgama de composição única.

| Composição | Tipo de partícula |
|------------|-------------------|
| 60% Ag     | Esfera            |
| 27% Sn     |                   |
| 13% Cu     |                   |

**Quadro 3** – Composição e tipo de partícula das ligas de composição única.

**Fonte:** Tabela criada pelo autor com base na composição do material disponibilizado pela indústria

As ligas de composição única (somente esferas) com alto teor de cobre foram propostas por Asgar na década de 70 e possuem, além da fase Gama, uma nova fase chamada Épsilon ( $\epsilon$ ) caracterizada pela liga  $\text{SnCu}_3$ . Quando a fase Épsilon reage com Sn proveniente da fase Gama, forma o composto Eta, enquanto Gama, ao reagir com Hg, forma a fase Gama 1, mas não há a formação da fase Gama 2 (fase

que apresenta sempre as piores propriedades). As esferas são produzidas pelo processo de atomização. A reação de presa está demonstrada na figura 6.

**Figura 6:** Reação de cristalização das ligas esféricas.



Devido ao alto teor de prata e à ausência da fase Gama 2, a liga de composição única (esferas) apresentou resultados clínicos muito semelhantes ao amálgama de fase dispersa e com melhores propriedades mecânicas, uma vez que as ligas esféricas necessitam de menor quantidade de mercúrio na trituração. Vale ressaltar que quanto menos Hg for utilizado na mistura, mais fases Gama e Épsilon (menos fases Gama 1 e Eta) existirão na restauração, logo melhores serão as propriedades do material.

As ligas esféricas de composição única ficaram conhecidas por requererem o uso da Técnica do Mercúrio Mínimo. O fato de a partícula ser esférica faz com que ela possua menor área de superfície em relação a uma partícula com formato irregular como são as limalhas. Dessa maneira, para que a esfera seja “molhada” pelo mercúrio líquido é necessário menor volume deste metal.

Apesar de suas boas propriedades, as ligas esféricas não ganharam muito espaço na clínica. Isso aconteceu devido à sua rápida reação de presa, que dificulta a manipulação do material e à maior dificuldade de restabelecimento do ponto de contato interproximal. A condensação do material contra as paredes do dente adjacente é mais trabalhosa, uma vez que as esferas que compõem o amálgama deslizam-se do contato com o condensador dificultando o posicionamento do material no local desejado.

## Liga para Amálgama com Baixo Teor de Prata e Alto Teor de Cobre

O quadro 4 abaixo mostra a porcentagem de metais necessária para que se obtenha uma liga para amálgama com baixo teor de prata e alto teor de cobre.

| Composição | Tipo de partícula                                     |
|------------|-------------------------------------------------------|
| 40% Ag     | Esfera ou<br>Limalha ou<br>Mistura (esfera + limalha) |
| 30% Cu     |                                                       |
| 30% Sn     |                                                       |
| 0 a 1% Zn  |                                                       |

**Quadro 4** – Composição e tipo de partícula das ligas com baixo teor de prata

Fonte: Tabela criada pelo autor com base na composição do material disponibilizado pela indústria

As ligas de baixo teor de prata e alto teor de cobre foram desenvolvidas com o intuito de baratear o custo do material. Entretanto, a grande diminuição no teor de prata fez com que o amálgama apresentasse baixa resistência à corrosão, especialmente quando sob a forma de limalha, o que tornou esse material clinicamente inferior aos demais. A reação de presa ocorre basicamente da mesma forma como a demonstrada para as ligas de fase dispersa (com eliminação da fase Gama 2), entretanto, com menor teor de prata. As limalhas são introduzidas devido à dificuldade do dentista em condensar as esferas.

### Liga para Amálgama Especial de Baixo Teor de Prata e Alto Teor de Cobre

O quadro 5 abaixo mostra a porcentagem de metais necessária para que se obtenha uma liga para amálgama especial.

| Composição       | Tipo de partícula       |
|------------------|-------------------------|
| 40% Ag           | Esfera<br>ou<br>Mistura |
| 30% Sn           |                         |
| 30% Cu           |                         |
| 0,5% Pd ou 5% In |                         |
| 0 a 1% de Zn     |                         |

**Quadro 5** – Composição e tipo de partícula das ligas especiais

**Fonte:** Tabela criada pelo autor com base na composição do material disponibilizado pela indústria

Como as ligas com baixo teor de prata naturalmente passaram a apresentar maior corrosão quando expostas ao ambiente oral, muitos estudos foram desenvolvidos nas décadas de 1970 e 1980 com o objetivo de melhorar o comportamento clínico do material. Para isso, os pesquisadores propuseram alterações na formulação do amálgama, incluindo alguns elementos metálicos especiais e, por isso, receberam a classificação de ligas para amálgama especiais. Entre os elementos metálicos inseridos nestas ligas, destacam-se o Paládio (Pd) e o Índio (In).

Algumas dessas ligas especiais passaram a apresentar um comportamento clínico muito mais satisfatório com altíssima resistência à corrosão. A reação de presa ocorre basicamente da mesma forma como a demonstrada para as ligas de fase dispersa, entretanto, com a presença dos metais especiais.

### Liga com ou sem Zinco

O quadro 6 abaixo mostra a porcentagem de zinco necessária para que se obtenha uma liga com ou sem zinco.

| Composição | Presença Zinco  |
|------------|-----------------|
| > 0,01% Zn | Ligas com Zinco |
| < 0,01% Zn | Ligas sem Zinco |

**Quadro 6** – Composição das ligas com ou sem zinco

Fonte: Tabela criada pelo autor com base na composição do material disponibilizado pela indústria

As ligas metálicas para amálgama dental podem também ser classificadas como ligas com zinco ou sem zinco. O zinco funciona como um agente desoxidante (metal de sacrifício), ou seja, é um metal mais suscetível à oxidação que os demais que compõem a liga metálica do material. Portanto, quando presente, o zinco oxida antes dos demais elementos metálicos, protegendo-os da corrosão durante o processo de confecção da liga (fundição para fabricação do lingote).

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** Toxicidade do mercúrio: atualmente, muito se tem discutido a respeito da proibição do uso do amálgama dental em função de seu potencial tóxico. Não se pode negar que o mercúrio é um metal pesado (alta densidade) com efeito cumulativo nos organismos nos quais foi absorvido, ou seja, o mercúrio em grande quantidade não é metabolizado pelos organismos e se mantém nos tecidos. Portanto, o uso do amálgama pelo dentista e equipe de saúde bucal deve seguir algumas regras importantes para evitar a contaminação por mercúrio.

A intoxicação por mercúrio foi evidenciada em 1956 na cidade japonesa de Minamata. Nesta cidade, os habitantes começaram a procurar os centros de saúde pública com importante sintomatologia neurológica causada por intoxicação crônica (alucinações, depressão, insônia, pesadelos, perda de memória, irritabilidade) e outros tantos sintomas clínicos (lesões na pele, rubor, tremores, perda do controle muscular, vertigem), além de sintomas odontológicos (edema nas glândulas salivares, excesso de saliva, inflamação gengival, perda de inserção dos dentes).

A causa desses sintomas foi posteriormente explicada como sendo uma consequência da ingestão de mercúrio orgânico, especialmente o metilmercúrio, proveniente dos peixes e frutos do mar muito utilizados na alimentação local. Por esse motivo a doença ficou conhecida como Mal de Minamata. Nesse caso, o mercúrio residual de processos industriais foi descartado incorretamente no meio ambiente e absorvido pelos organismos aquáticos que, por um processo de biotransformação, produziram o metilmercúrio. Uma vez ingerido pelo ser humano através da alimentação (peixes ou frutos do mar) ou absorvido pela pele, o metilmercúrio atravessa facilmente a barreira hematoencefálica, funcionando como uma neurotoxina.

No entanto, para o cirurgião-dentista e a equipe de saúde bucal, o risco de contaminação pelo mercúrio utilizado na confecção de uma restauração de amálgama segue outra via. O dentista manipula o mercúrio metálico elementar e não o mercúrio orgânico. Portanto, a contaminação pode ocorrer

rer principalmente por inalação de vapores de mercúrio (alta absorção) ou pelo contato do metal com a pele (média absorção).

Como o mercúrio é um metal líquido à temperatura ambiente, possui também baixo ponto de ebulição (volátil), logo, em ambientes mais quentes, vapores (vapor incolor e inodoro) de mercúrio são facilmente produzidos e inalados atingindo facilmente a corrente sanguínea. Uma vez presentes no sangue, atravessam a barreira hematoencefálica causando diversas perturbações à saúde. A absorção pela pele, embora menor, é também uma via de entrada do metal à corrente sanguínea.

A intoxicação crônica de baixa intensidade por inalação ou por absorção cutânea causa, ao longo do tempo, o eretismo, com os seguintes sintomas: depressão, ansiedade, delírios, irritabilidade, perda de memória, baixa autoestima. A intoxicação aguda pelo mercúrio metálico inalado pode causar: alucinações, confusão mental, convulsões, anormalidades nos reflexos, irritabilidade, perda de memória, além de: hemólise, bronquite, diarreia, edema pulmonar, dor abdominal, problemas renais, tremores, vômito, lesões cutâneas, coma e morte. E sintomas relacionados à saúde bucal: gosto metálico, salivação excessiva e sede.

Portanto, cabe ao dentista e sua equipe proteger-se da inalação do vapor de mercúrio e do contato com as mãos. A exposição do dentista e sua equipe a essas vias de contaminação era muito mais crítica quando o amálgama era proporcionado e manipulado a partir da mistura da liga metálica prata-estanho com o mercúrio metálico líquido manualmente através da utilização de um gral e pistilo. Atualmente, o amálgama já vem proporcionado dentro de cápsulas e a manipulação é mecânica realizada por um aparelho amalgamador. Logo, os riscos de contaminação hoje são infinitamente menores do que antigamente. Além disso, a ANVISA proibiu (seguindo as orientações da Convenção de Minamata), recentemente (Resolução da Diretoria Colegiada nº145/2017), a comercialização do amálgama sob a forma de frascos que continham o mercúrio metálico líquido, evidenciando a necessidade de uso das cápsulas.

Embora menores, os riscos de contaminação existem e devem ser minimizados pelo dentista através de alguns cuidados. O dentista também deve preservar o meio ambiente, portanto, resíduos de amálgama jamais deverão ser descartados em lixo comum, devido ao risco de contaminação do solo e lençol freático e nem mesmo no lixo biológico (Resíduos Sólidos de Serviços de Saúde) que serão incinerados. Também não devem ser descartados no sistema de coleta de esgoto, evitando a contaminação das águas. A seguir estão destacados alguns cuidados importantes:

- Ambiente adequadamente ventilado ou climatizado (ar condicionado).
- Utilização de cápsulas pré-dosadas trituradas mecanicamente (uso dos amalgamadores).
- Utilização da técnica restauradora sem contato com as mãos.
- Utilização de luvas e máscaras e óculos de proteção.
- Utilização de refrigeração (água) e sucção abundantes durante a remoção de restaurações antigas ou para a realização do acabamento e polimento, evitando o aquecimento do material.
- Corte da restauração antiga em sua região central com instrumentos rotatórios novos sob refrigeração e posterior destacamento da restauração do contato com as paredes cavitárias através do uso de instrumentos manuais, evitando a necessidade de desgaste de toda a restauração



com os instrumentos rotatórios, gerando menor aquecimento e possibilitando o descarte correto da maior parte da restauração.

- Remoção completa dos resíduos presentes no instrumental utilizado antes da lavagem e esterilização.
- Descarte dos resíduos de amálgama e das cápsulas em recipiente plástico inquebrável contendo água ou uma solução radiográfica fixadora (o enxofre presente no fixador radiográfico capta e estabiliza o vapor de mercúrio) e com tampa que promova o fechamento hermético, evitando a liberação de vapor de mercúrio.
- Encaminhamento dos resíduos armazenados para uma indústria de reciclagem.

Vale ainda ressaltar que o mercúrio presente na restauração a qual teve a sua cristalização totalmente atingida não é tóxico à saúde dos pacientes cujos dentes foram restaurados com esse material. O mercúrio na restauração está ligado quimicamente a outro metal formando um composto sólido (fases Gama 1 e 2) e, portanto, não disponível na forma metálica elementar que facilmente produz vapor ou é absorvido pela pele. Portanto, o risco de contaminação é primordialmente do dentista ou da equipe de saúde bucal (TSB ou ASB).

Tatuagem por amálgama: é uma lesão iatrogênica caracterizada pela introdução de partículas de amálgama nos tecidos moles circundantes ao órgão dental. Portanto, a gengiva, a mucosa alveolar ou a mucosa jugal podem apresentar uma mancha escurecida (preta, cinza ou azulada) com bordas definidas e irregulares de tamanho indefinido e assintomática. Essa lesão ocorre quando acidentalmente o dentista introduz partículas de amálgama nos tecidos moles adjacentes à cavidade dental ou em retro-obturações endodônticas. Radiograficamente é possível observar a partícula metálica dependendo de seu tamanho. Histologicamente nota-se a deposição dessas partículas entre as fibras do tecido conjuntivo, entre células musculares dos vasos sanguíneos ou na membrana basal do epitélio que forma os tecidos moles, especialmente aqueles que sustentam nervos e vasos sanguíneos. A partícula permanece inerte, ou seja, promove pouca ou nenhuma reação inflamatória, assim como acontece com o pigmento introduzido na pele por um tatuador e não requer tratamento. A excisão da lesão ocorre por motivos estéticos, psíquicos ou devido à realização de diagnóstico diferencial para lesões melanóticas ou melanocíticas.

É importante também enfatizar que o amálgama permanece retido na cavidade por retenção mecânica e não por adesão como ocorre com as resinas compostas. Portanto, não é indicado para cavidades rasas, sem formas de retenção adicionais e cujo atrito com as paredes da cavidade seja reduzido, favorecendo o desprendimento da restauração. Logo, para que o amálgama seja utilizado, o dentista deverá expandir os limites da cavidade, mesmo que para isso tenha que desgastar tecidos dentais saudáveis.

**Propriedades Químicas e Físicas:** a reação química de cristalização dos amálgamas ocorre a partir da amalgamação do pó metálico com o mercúrio líquido causando uma contração (cerca de 20  $\mu\text{m}/\text{cm}$ ) nas formulações mais atuais, seguindo os critérios estabelecidos pela ADA (American Dental Association). Logo, influenciam pouco a manipulação do dentista.

No entanto, o dentista deve estar atento às ligas em que há a presença de Zn (zinco), uma vez que podem causar uma expansão significativa da restauração pronta se, porventura, esta for contamina-

da com água proveniente da saliva durante a confecção da restauração. A água reage com o zinco, produzindo gás hidrogênio responsável por expandir o material. Essa expansão poderá ocasionar a fratura do remanescente dental e tende a acontecer em até 7 dias após a confecção da restauração:  $\text{Zn} + \text{H}_2\text{O} = \text{ZnO} + \text{H}_2$ . Por isso é chamada de **Expansão Tardia**.

Portanto, em situações em que o controle preciso do campo operatório é difícil, por exemplo em odontopediatria ou no atendimento a pacientes especiais, e existe um risco maior de contaminação do material pela saliva, as ligas com zinco devem ser evitadas.

É importante também ressaltar que por ser metálico, o amálgama tende a sofrer **corrosão eletroquímica** no interior da cavidade oral (meio úmido). Os produtos da corrosão, os óxidos metálicos liberados, tendem a deixar a superfície da restauração rugosa e enegrecida. A superfície rugosa favorece a formação de biofilme e placa bacteriana e, portanto, é bastante prejudicial à saúde bucal. Além disso, a ingestão desses produtos da corrosão pode ser prejudicial à saúde sistêmica do indivíduo. Localmente, os óxidos metálicos liberados pela corrosão podem se depositar nos tecidos dentais causando sua pigmentação. É muito comum observar o esmalte ou a dentina escurecidos quando o dente em questão possui uma restauração de amálgama.

Embora a corrosão apresente consequências prejudiciais como as descritas acima, pode também ser benéfica à restauração. Óxidos liberados depositam-se nas margens da restauração, vedando ou impermeabilizando a interface dente/restauração. A impermeabilização desta interface evita a microinfiltração, aumentando a longevidade da restauração. O selamento das margens da restauração é conhecido como **Autovedamento Marginal** e é bastante desejável.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** como todos os metais os amálgamas são bons condutores de calor e corrente elétrica (alta condutividade térmica e elétrica). Portanto, a proteção pulpar é de fundamental importância para que não haja desconforto ao paciente (dor pulpar) quando da ingestão de alimentos frios ou quentes ou quando uma corrente elétrica se originar no interior da cavidade oral (choque galvânico).

O amálgama possui CETL ( $22\text{-}28.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) diferente dos tecidos dentais (esmalte:  $11,4.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  e dentina:  $8,3.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ). Portanto, tende a se desadaptar da cavidade quando variações significativas de temperatura ocorrerem.

Uma corrente elétrica pode surgir sempre que um metal inserido na cavidade oral, em contato com a saliva, sofrer uma corrosão eletroquímica causando um efeito galvânico (efeito pilha). A corrosão eletroquímica pode ocorrer por vários mecanismos: um deles ocorre quando restaurações metálicas diferentes constituídas por metais diferentes entram em contato direto e intermitente durante o ciclo mastigatório, por exemplo. Para evitar a ocorrência deste fenômeno, o dentista deve evitar a utilização de materiais restauradores metálicos compostos por diferentes metais.

Corrosão por composição superficial heterogênea também pode ocorrer quando restaurações metálicas impuras ou segregadas forem utilizadas para confecção de restaurações odontológicas. Nesse caso haverá metais diferentes em restaurações confeccionadas com os mesmos materiais. Corrosão por célula de concentração (por pite) ocorre quando há porosidades ou riscos nas restaurações metálicas. O processo de acabamento e polimento é fundamental para evitar esse tipo de corrosão. A corrosão sob tensão ocorre em materiais metálicos deformados permanentemente tornando os metais mais reativos.

Portanto, o dentista deve estar atento aos metais com os quais restaurações confeccionadas com amálgama irão interagir no interior da cavidade oral de seus pacientes.

**Propriedades Mecânicas:** independentemente do tipo de liga para amálgama escolhida, o material apresenta alta resistência mecânica à compressão, mas baixa resistência à tração. Por esse motivo são indicados para confecção de restaurações em cavidades médias e profundas de dentes posteriores ocupando a porção interna de uma cavidade circundada por todos os lados pelas paredes circundantes. Atualmente, as ligas ricas em cobre, por apresentarem maior resistência à tração são usadas em restaurações envolvendo a perda de uma ou mais cúspides (sem paredes cavitárias circundantes) com relativo sucesso.

Outra característica importante é que embora o material tenha aspecto de “endurecido” em poucos minutos (~20 minutos) após a confecção da restauração, a reação de cristalização ainda está ocorrendo internamente no material, fazendo com que o amálgama tenha uma resistência mecânica inicial muito baixa. A reação final de presa só será atingida após 48 horas ou em até 7 dias para as ligas que eliminam a fase Gama 2. No entanto, na primeira hora após a confecção da restauração a resistência mecânica do amálgama aumenta consideravelmente, permitindo ao paciente colocá-la em função. Vem dessa característica da reação de presa a famosa recomendação do dentista: “não mastigue desse lado por uma hora”.

A quadro 1 abaixo demonstra a resistência mecânica à compressão (RC) e à tração (RT) de três diferentes ligas de amálgama após 1 hora (1h) e após 7 dias (7d) do término da confecção da restauração. Fica evidente o aumento da resistência com o avanço da cristalização do material, como também a diferença existente entre os tipos de ligas disponíveis. É possível notar a menor resistência à tração em todas as condições.

| Liga             | %Hg | RC 1h<br>(Mpa) | RC 7d<br>(Mpa) | RT 1h<br>(Mpa) | RT<br>7dias<br>(Mpa) |
|------------------|-----|----------------|----------------|----------------|----------------------|
| Convencional     | 54  | 45             | 302            | 3,2            | 51                   |
| Fase dispersa    | 50  | 118            | 387            | 3,0            | 43                   |
| Composição única | 43  | 292            | 516            | 8,1            | 56                   |

**Quadro 7** – Resistência à compressão e à tração de acordo com a proporção de mercúrio para 3 tipos de amálgamas diferentes

Fonte: Santos, JFF. Ed. Santos, 1990

## Creep

Durante o ciclo mastigatório, o amálgama sofrerá a ação constante das forças da mastigação. E, apesar de possuir alta resistência mecânica à compressão poderá sofrer uma deformação permanente tardia conhecida como *Creep*. Portanto, o creep é caracterizado pelo escoamento que o material restau-

rador pode sofrer sob ação de uma carga estática constante. O creep acontece também por influência da temperatura de fusão da fase gama 2, que é a mais baixa entre as fases que compõem o amálgama cristalizado (gama, gama 1 e gama 2). Soma-se a isso o fato de que a fase gama 2, assim como a restauração como um todo, está inserida na cavidade bucal cuja temperatura está em torno de 37°C (mais elevada do que a temperatura ambiente). Logo, a fase gama 2 no interior da cavidade bucal está próxima de sua temperatura de fusão. Isso quer dizer que na temperatura corporal, a fase gama 2 está próxima de seu estado líquido, favorecendo, então, o escoamento da restauração.

Uma determinada temperatura é considerada relativamente alta quando for maior que 2/3 (ou cerca de 60%) da temperatura de fusão de um determinado material, em Kelvin. Levando em consideração a temperatura de fusão da fase gama 2 e da boca, podemos fazer a seguinte análise:

- Temperatura de fusão da fase gama 2: 85°C – transformando em Kelvin (K), temos:  $85 + 273 = 358\text{K}$ .
- Temperatura da boca: 37°C – transformando em Kelvin (K), temos:  $37 + 273 = 310\text{K}$ .

Portanto, a temperatura da boca corresponde a 87% da temperatura de fusão de gama 2 (mais do que 2/3 da temperatura de fusão). Logo, a temperatura da boca é relativamente alta para a fase gama 2 e isso faz com que essa fase (gama 2) comporte-se de forma equivalente a um ferro ao rubro possibilitando o seu escoamento sem fraturar.

Entretanto, pode-se dizer que clinicamente o creep não irá ocorrer, mesmo quando a restauração estiver em função sob ação das forças mastigatórias. Isto acontece porque para que a força aplicada sobre o amálgama durante a mastigação cause uma deformação permanente por escoamento, esta deveria ter uma intensidade muito mais alta do que aquela que a mastigação pode fornecer. Além disso, a aplicação desta força de alta intensidade só causaria escoamento no ponto da restauração em que a cúspide antagonista faz contato. Logo, por tratar-se de uma área pequena da restauração sob ação da carga mastigatória, o creep não será capaz de promover o escoamento da restauração toda de forma suficientemente grande para originar um valamento. O escoamento será pontual, apenas na área em que as cargas provenientes do contato do antagonista incidem. E mesmo nessa área, o tempo de aplicação das forças é muito pequeno para que leve ao escoamento. O creep ocorre também de forma tempo dependente, ou seja, além da temperatura relativamente alta da cavidade oral e da aplicação de uma carga estática, é necessário que a força seja aplicada por um período prolongado de tempo, o que não ocorre durante a mastigação cujo tempo de contato do antagonista sobre a restauração é infinitamente pequeno.

Mas, então por que se discute o fenômeno em restaurações de amálgama se clinicamente ele não ocorrerá? A resposta é simples. Porque o creep é utilizado como um teste capaz de avaliar o comportamento do material comparando ligas com ou sem fase gama 2. Portanto, o teste de creep serve para validar o conceito que justifica a necessidade de eliminação da fase gama 2, uma vez que, quando ausente, não provoca o escoamento (Mahler) quando submetida ao teste.

## Mecanismo de Jorgensen (Fratura Marginal):

A fratura marginal, bastante comum em ligas que possuem mais gama 2, surge a partir do mecanismo de Jorgensen e não está relacionada ao creep.

O mecanismo de Jorgensen ocorre simultaneamente ao de autovedamento marginal, já que ambos dependem da oxidação das fases sólidas que compõem o material restaurador. A oxidação das fases do amálgama ocorre quando entre o material restaurador e as paredes da cavidade existir uma fenda (gap). Esse gap não existirá por consequência do escoamento uma vez que o creep não ocorre clinicamente. A fenda existe, inevitavelmente, por melhor que tenha sido a condensação do amálgama contra as paredes da cavidade.

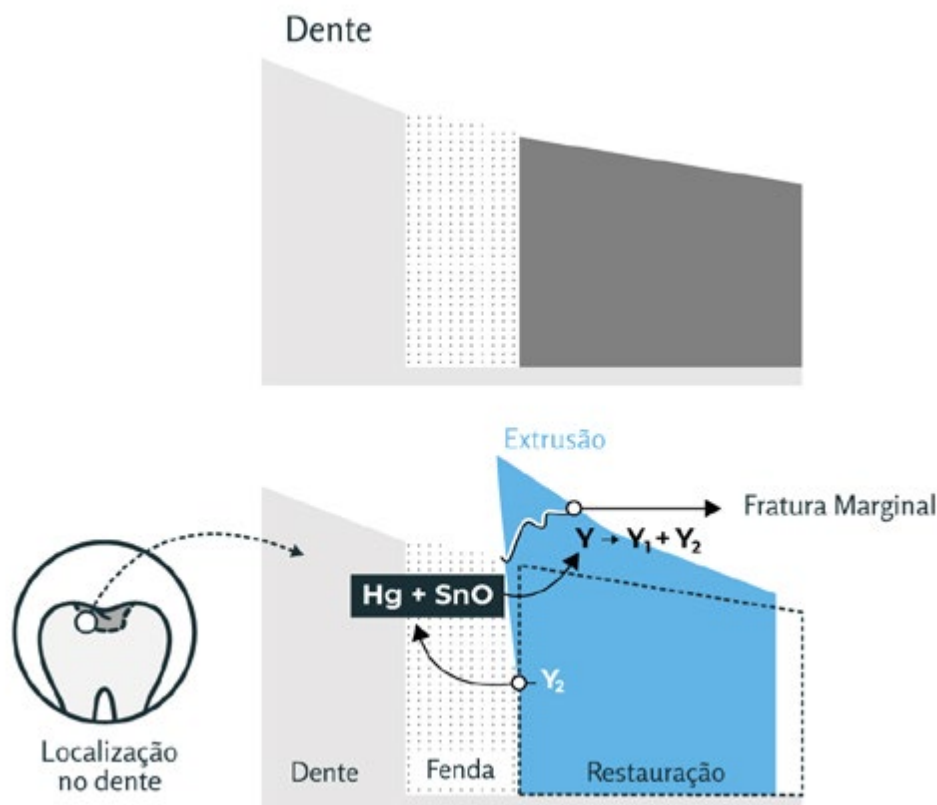
No interior da fenda, o nível de oxigênio é consideravelmente mais baixo. E, por mais contraditório que pareça, em regiões de menor concentração de oxigênio, qualquer metal, assim como o amálgama, tende a sofrer oxidação.

Logo, a superfície da restauração voltada para a fenda é a região em que haverá maior oxidação no material restaurador e não na superfície exposta ao meio bucal, mais rica em oxigênio, onde ocorrerá a redução. Portanto, entre a superfície da restauração voltada para a fenda e aquela voltada para o meio oral, ocorre uma reação de oxirredução, com consequente oxidação das fases da restauração cristalizada presentes na superfície voltada para a fenda. Como a fase gama 2 é a mais suscetível à corrosão, é ela que primordialmente oxida nessa região da restauração que está exposta ao espaço originado pela fenda.

Quando a fase gama 2 oxida produz um óxido de estanho ( $\text{SnO}$ ) e Hg, ou seja, a fase gama 2 libera Hg para o espaço da fenda. Esse mercúrio liberado pela oxidação da fase gama 2 na fenda permanece em contato com superfície da restauração cristalizada. O mercúrio liberado, então, reage novamente com a fase gama ainda não reagida presente na restauração, incluindo a área mais superficial da restauração.

Na região mais superficial da restauração, a reação entre a fase gama e o Hg recém liberado pela oxidação de gama 2, reinicia a produção de mais fases gama 1 e gama 2, especialmente, nessas regiões mais superficiais. Como as fases gama 1 e gama 2 são maiores dimensionalmente do que a fase gama, o material restaurador tende a expandir para além do limite da cavidade, causando uma extrusão da margem, que não é acompanhada pelo corpo da restauração em relação ao ângulo cavo superficial. Esta porção estruída do material que ultrapassa os limites da cavidade tende a fraturar quando sobre ela incidirem as forças mastigatórias, levando à ocorrência de fratura marginal e, consequentemente, do surgimento de uma vala, já que a fratura dificilmente irá nivelar a restauração com o cavo-superficial, como fez a escultura.

A figura 7 demonstra esquematicamente como ocorre o mecanismo de Jorgensen que leva à fratura marginal da restauração.



**Figura 7** – Mecanismo de Jorgensen. Modificada de Jorgensen, KD. Acta Odont Scan, 1965.

Portanto, em ligas com alto creep (que são as que têm gama 2), haverá também maior índice de fraturas marginais, causando o valamento marginal da restauração devido a presença da fase gama 2.

**Propriedades Ópticas:** devido à sua composição, o amálgama dental não possui propriedades ópticas satisfatórias, uma vez que apresenta cor metálica (acinzentado). São, portanto, materiais restauradores indicados apenas para dentes posteriores e, mesmo assim, pouco requerido pelos exigentes pacientes das sociedades atuais que valorizam a mimetização total das características ópticas naturais dos dentes.

## 5 Manipulação

Desde o seu surgimento, o amálgama passou por uma importante evolução quanto à maneira através da qual deve ser manipulado. A apresentação comercial do material já demonstra essa evolução que está intimamente relacionada com o conhecimento sobre a toxicidade do mercúrio.

Entretanto, embora atualmente o material deva ser manipulado apenas através do uso de cápsulas pré-dosadas, a demonstração das técnicas mais tradicionais servirá apenas para que seja possível a compreensão do que ocorre com os componentes do amálgama dentro da cápsula quando manipulada mecanicamente. Além disso, o conhecimento da maneira com a qual o dentista de antigamente manipulava o material, permite ao dentista da atualidade reconhecer a importância dos cuidados necessários à prevenção da intoxicação por mercúrio.



## Amálgama em frascos – manipulação manual

Esta é a forma original de manipulação do amálgama dental. Nela fica evidente perceber o maior risco de intoxicação por mercúrio, uma vez que o dentista tem contato direto com o metal líquido ao proporcioná-lo e manipulá-lo. Além disso, o mercúrio fica exposto ao ambiente que se não tiver a temperatura ou a ventilação adequada poderá ser contaminado por vapores de mercúrio.

Em contrapartida, a visualização da técnica original permite ao dentista atual entender o que está acontecendo com o material no interior das cápsulas nas quais são comercializados hoje em dia.

**Instrumental:** para manipulação o dentista necessitava de uma balança para pesar o mercúrio e o pó metálico, a balança de Crandall. A mistura do pó com o mercúrio líquido era feita com um gral e um pistilo. Para inserção e confecção da restauração eram usados porta-amálgamas, condensadores, esculpidores e brunidores (Imagem 4).



**Imagem 4:** Instrumental utilizado com a antiga manipulação do amálgama dental em frascos com a técnica de trituração manual.

**Proporcionamento:** a quantidade de mercúrio necessária para que seja possível produzir uma massa suficientemente plástica de amálgama varia de acordo com o tipo de partícula empregada. Mas, em geral, é necessário que a mistura apresente 50% de mercúrio, em peso (Imagem 5). Entretanto, as ligas que contêm partículas esféricas utilizam uma porcentagem sensivelmente diminuída. Nessa versão em limalhas o mercúrio e a liga eram pesados pelo dentista na balança de Crandall, respeitando a proporção de 50%.

Um aumento na porcentagem de mercúrio aumenta a plasticidade da massa, porém aumenta o tempo de presa, diminui as propriedades físicas e a resistência mecânica e à corrosão, devido à maior formação da fase Gama 2. Visto isso, indica-se sempre o uso da menor porcentagem de mercúrio necessária para obtenção de uma massa plástica.



**Imagem 5:** Proporcionamento da liga metálica em pó e o mercúrio metálico líquido em peso

**Manipulação:** a mistura do pó metálico com o mercúrio líquido é chamada de trituração. Na técnica tradicional, o dentista dispensava o pó metálico e o mercúrio líquido, já proporcionados, dentro do gral e com a ajuda do pistilo, fornecendo bastante energia e, aplicando muita força, deveria triturar o pó e misturá-lo ao mercúrio até a obtenção de uma massa metálica plástica. A imagem 6 demonstra essa manipulação do amálgama. Para remover o excesso de mercúrio presente na massa obtida durante a trituração, o dentista deveria colocá-la sobre uma camurça com a qual apertava a massa para dela remover o mercúrio excedente (Imagem 6). Fica evidente o maior risco de contaminação quando o dentista utilizava esta técnica. Embora fosse necessário utilizar cerca de 50% de mercúrio para produção da massa plástica, uma vez obtida, o dentista deveria remover o mercúrio não reagido, evitando a formação excessiva da fase Gama 2.





**Imagem 6:** Antiga forma de trituração da liga metálica em pó com o mercúrio metálico líquido através do uso do gral e pistilo.

**Aplicação:** uma vez terminada a manipulação, o material está pronto para ser inserido na cavidade preparada. A inserção era feita com auxílio de um porta-amálgama e a sequência correta de aplicação do material seguia esta ordem: condensação, brunimento pré-escultura, escultura, brunimento pós-escultura e o acabamento e polimento da restauração finalizada. A imagem 7 apresenta a sequência de manipulação utilizada até hoje.



**Imagem 7:** Inserção, condensação, brunimento e escultura da restauração em amálgama dental.

## Amálgama em frascos – manipulação mecânica

**Instrumental:** com o surgimento de um aparelho amalgamador mecânico, não era mais necessário fazer a manipulação com gral e pistilo. O proporcionamento também passou a ser realizado no aparelho e, portanto, a balança de Crandall deixou de ser utilizada. Logo, nessa fase da evolução do material era necessário que o dentista tivesse à sua disposição um aparelho amalgamador e o instrumental necessário para confecção da restauração: porta-amálgama, condensadores, esculpidores e brunidores. Condensadores mecânicos acoplados ao equipo da cadeira odontológica também passaram a ser utilizados para ajudar na compactação do material (Imagem 8).



**Imagem 8:** Instrumental utilizado com a antiga manipulação do amálgama dental em frascos com a técnica de trituração mecânica.



**Proporcionamento:** o proporcionamento do pó metálico e do mercúrio líquido era feito através do próprio aparelho amalgamador. Nele existiam dois compartimentos dentro dos quais o dentista dispensava o pó e o mercúrio que ali permaneciam armazenados. Antes de ligar o aparelho para realizar a trituração, o dentista deveria girar um botão lateral para que uma determinada quantidade de pó e mercúrio (cerca de 50% de mercúrio) fosse liberada para a trituração. Em seguida, o dentista deveria determinar o tempo de trituração, posicionando o ponteiro do botão frontal do aparelho no número correspondente aos segundos com os quais desejaria triturar o amálgama. A partir daí o aparelho iniciaria a trituração. A imagem 9 demonstra o aparelho e os seus componentes utilizados para proporcionar o amálgama em frascos. É possível perceber que embora o dentista não mais necessitasse triturar o amálgama manualmente, ainda assim, manipulava o mercúrio líquido comercializado em frascos, estando ainda muito exposto aos riscos de contaminação.



**Imagem 9:** Proporcionamento dos componentes do amálgama dental nos compartimentos do amalgamador mecânico.



**Manipulação:** a trituração do pó e sua mistura ao mercúrio líquido agora passa a ser realizada mecanicamente através do amalgamador. Um dispositivo rosqueado na porção frontal do aparelho oscila vigorosamente, realizando a trituração. Terminado o tempo estipulado pelo dentista no botão frontal, o aparelho interrompe a oscilação, permitindo ao dentista desrosquear o dispositivo central onde estará contida a massa triturada pronta para inserção na cavidade (Imagem 10).



**Imagem 10:** Trituração mecânica do amálgama dental através do amalgamador mecânico.

**Aplicação:** uma vez preparada, a massa de amálgama seria retirada do dispositivo do aparelho amalgamador e, então, utilizada para a confecção da restauração. A sequência de etapas preconizadas para a inserção do material nas cavidades permaneceu inalterada: inserção com porta-amálgama, condensação, brunimento pré-escultura, escultura, brunimento pós-escultura e o acabamento e polimento da restauração finalizada (Imagem 11). Os detalhes de cada etapa serão discutidos adiante.









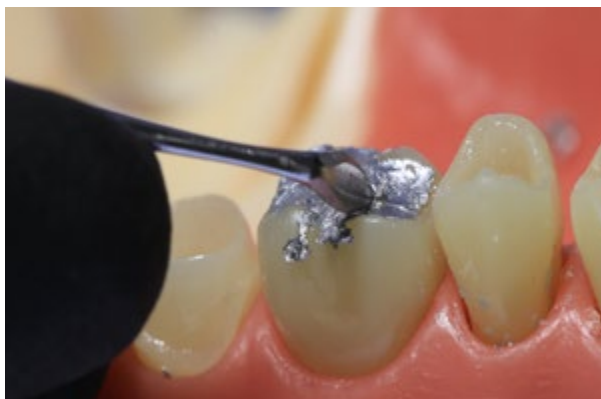




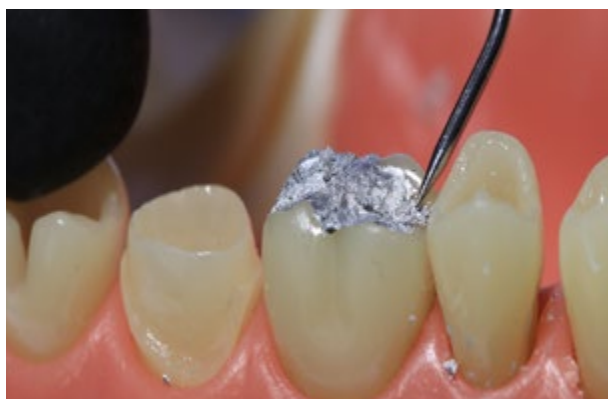
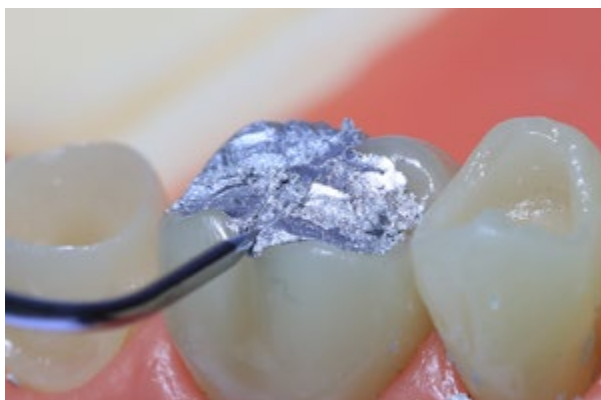


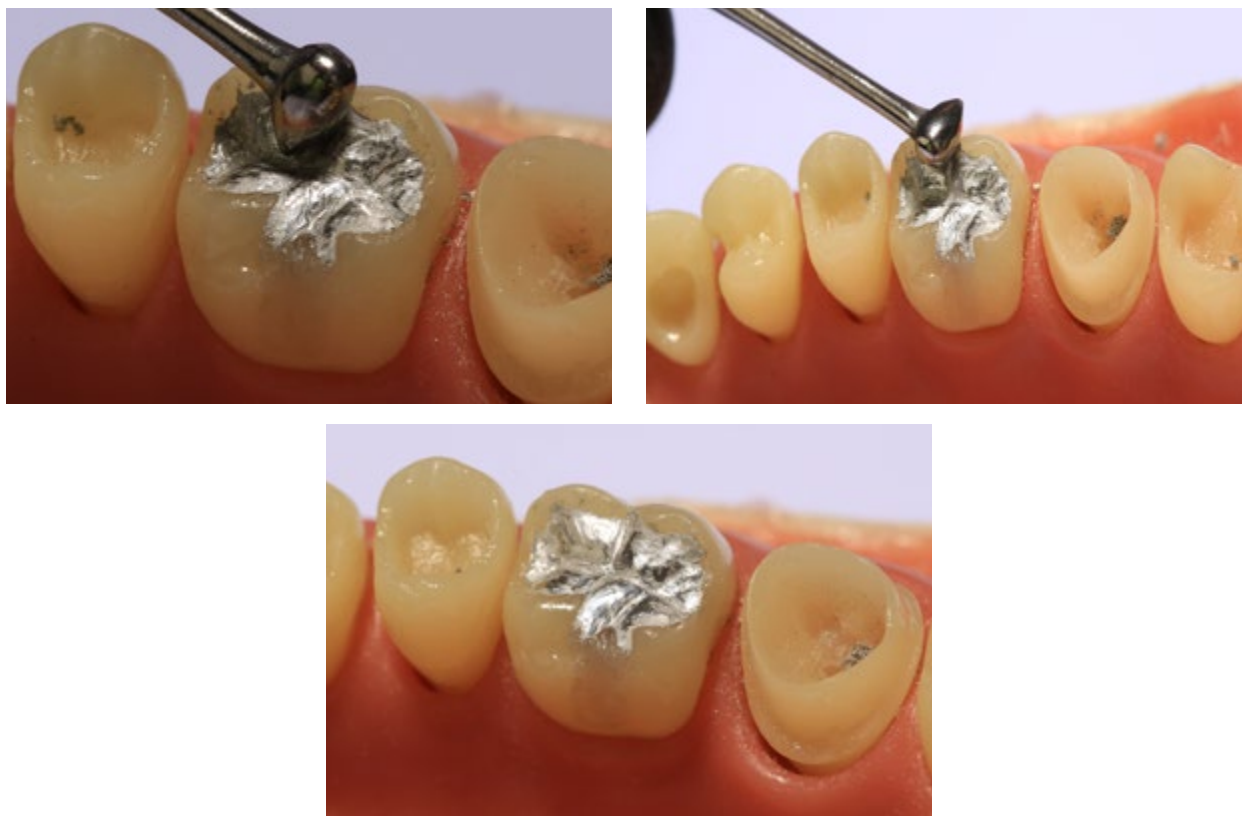












**Imagem 11:** Inserção, condensação, brunimento e escultura da restauração em amálgama dental..

### Amálgama em cápsulas – manipulação mecânica

Esta é a forma mais atual de apresentação comercial e de manipulação do amálgama dental. Sem dúvidas, é a maneira mais segura para trabalhar com o amálgama em função dos riscos envolvidos com a manipulação do mercúrio.

Isso porque tanto o pó quanto o mercúrio líquido são proporcionados na indústria e armazenados no interior das cápsulas. Portanto, a partir do surgimento dessa forma de disponibilização do material, o dentista não mais manipula o mercúrio diminuindo os riscos de exposição e intoxicação pelo metal.

**Instrumental:** com o advento da nova embalagem foi necessário a elaboração de um aparelho amalgamador adaptado às cápsulas. Além dele, o dentista ainda necessita do instrumental clássico para inserção do material: porta-amálgama, condensadores tipo Ward (nº 01 e 02 são bastante utilizados), esculpidores Hollembach (nº 3 e 3S são comuns) e brunidores (nº 29 e 31 são exemplos). Uma sonda exploradora nº 05, uma pinça clínica e um pote Dappen são instrumentos auxiliares importantes. A imagem 12 apresenta o amalgamador para cápsulas e o instrumental indicado.



**Imagem 12:** Instrumental utilizado com a técnica permitida atualmente de manipulação do amálgama dental em cápsulas com trituração mecânica.

**Proporcionamento:** com o uso das cápsulas, o dentista não precisa mais proporcionar o pó metálico e nem o mercúrio. A proporção é precisamente realizada pelo fabricante e disponibilizada dentro da cápsula. Internamente existe uma membrana que mantém separados o pó e o mercúrio. Ao iniciar a trituração mecânica da cápsula, a membrana se rompe e permite a mistura necessária para a produção da massa plástica de amálgama. A imagem 13 mostra a cápsula e a membrana que separa os componentes do material.



**Imagem 13:** Proporcionamento da liga metálica em pó e do mercúrio metálico líquido feito pela indústria dentro da cápsula.

**Manipulação:** a manipulação do amálgama em cápsula é extremamente fácil. Caberá ao dentista apenas ativar a cápsula, pressionando o êmbolo antes de colocá-la no amalgamador. Ao ser pressionado, o êmbolo rompe a membrana interna permitindo a mistura dos componentes. Em alguns tipos diferentes de cápsulas o êmbolo não existe e o mercúrio está contido dentro de um invólucro armazenado no interior da cápsula juntamente com o pó metálico. Esse invólucro será rompido quando a trituração mecânica for iniciada.

Uma vez ativada a cápsula, esta será encaixada na haste do aparelho desenvolvida especialmente para esse fim. Seguindo as recomendações do fabricante, o dentista irá registrar o tempo (em segundos) adequado para a trituração daquele tipo específico de liga metálica. A partir de então, o aparelho inicia a oscilação vigorosa da haste para triturar o amálgama (Imagem 14).

## Trituração

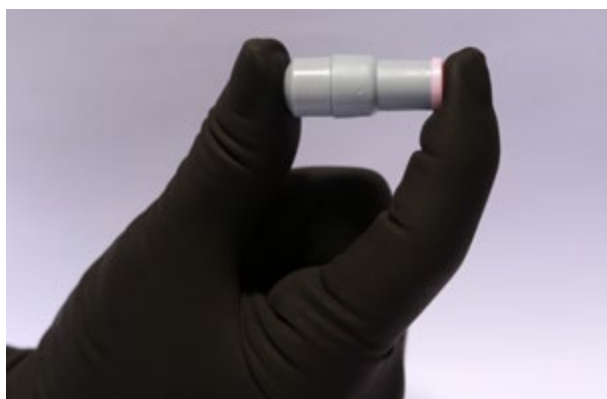
A trituração não é fácil de ser alcançada e necessita de muita energia. Para tanto, aparelhos que promovem uma rápida oscilação são capazes de fornecer energia suficiente para a trituração em poucos segundos (Imagem 14).

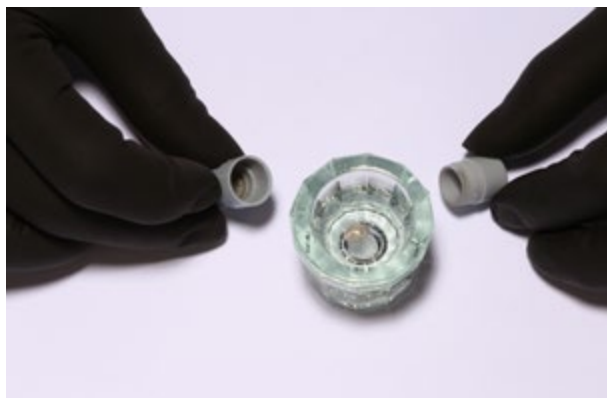


Os objetivos da trituração do amálgama são: remover a camada superficial de óxidos que se forma na liga para amálgama e impede o contato com o mercúrio e promover o íntimo contato da liga com o mercúrio líquido para obter a plasticidade ideal. O tempo de trituração deve ser respeitado, garantindo à massa, as características ideais de manipulação.

Diante do exposto, pode-se afirmar que uma massa **bem triturada** é caracterizada por seu aspecto plástico, brilhante e coeso que quando deixada cair de uma altura de 20 cm, amassa e nunca quebra. O tempo de trabalho é suficiente (~4 minutos) para confecção da restauração. Entretanto, se o dentista deixar o material amalgamar por um tempo além do indicado pelo fabricante, muita energia terá sido fornecida ao material e a massa estará **supertriturada**, ou seja, continuará plástica, bem brilhante, coesa, mas estará quente e o tempo de trabalho será insuficiente. Quando o dentista deixar o material amalgamar por um tempo menor do que aquele recomendado, a massa estará **subtriturada**, com aspecto arenoso, sem brilho e sem coesão (quebradiço) e fratura ao cair da altura de 20 cm. Apresenta tempo de trabalho demasiadamente longo.

Após a trituração é recomendável que a massa plástica seja dispensada dentro de um pote Dappen, facilitando o recolhimento do material. A cápsula deverá ser aberta e a massa obtida dispensada.





**Imagem 14:** Ativação da cápsula e trituração do amálgama dental em cápsulas com o uso do amalgamador mecânico para cápsulas.

**Aplicação:** a inserção do amálgama triturado segue algumas etapas importantes. Cada etapa é realizada de uma determinada forma e com um objetivo específico.

### Inserção e Condensação

A inserção do amálgama triturado na cavidade é feita com uso do porta-amálgama. O porta-amálgama deve ser pressionado, dentro do pote Dappen, contra a massa plástica obtida. Desta forma, o material será empurrado para o interior do instrumento. Ao apontá-lo para dentro da cavidade, o dentista deverá pressionar o êmbolo do porta-amálgama dispensando, desta forma, o material na cavidade.

Em seguida, inicia-se a condensação do amálgama contra todas as paredes da cavidade utilizando para isso os condensadores tipo Ward que possuem as extremidades achatadas ou ainda mecanicamente (condensadores mecânicos). A condensação tem como objetivos: a compactação da massa evitando a incorporação de poros, promover o íntimo contato do material com as paredes do dente e diminuir o excesso de mercúrio. Vale ressaltar que durante a compactação do material no interior da cavidade é de fundamental importância fazer aflorar para a superfície da restauração o mercúrio excedente. É visível o aumento do brilho, causado pelo mercúrio líquido aflorado, na região superficial da massa que está sendo condensada. Quanto menor for o volume de mercúrio na massa, menor será também a formação da fase Gama 2, cujas propriedades são sempre piores. Logo, a condensação deve ser vigorosa, com força.

O material deve ser inserido e condensado em excesso, além dos limites da cavidade. O excesso é importante, pois é nele que ficará todo o mercúrio excedente que aflora da massa. Durante a escultura, esse excesso será removido fazendo a restauração ter o tamanho ideal para a reabilitação daquele dente e com o mínimo de mercúrio necessário.

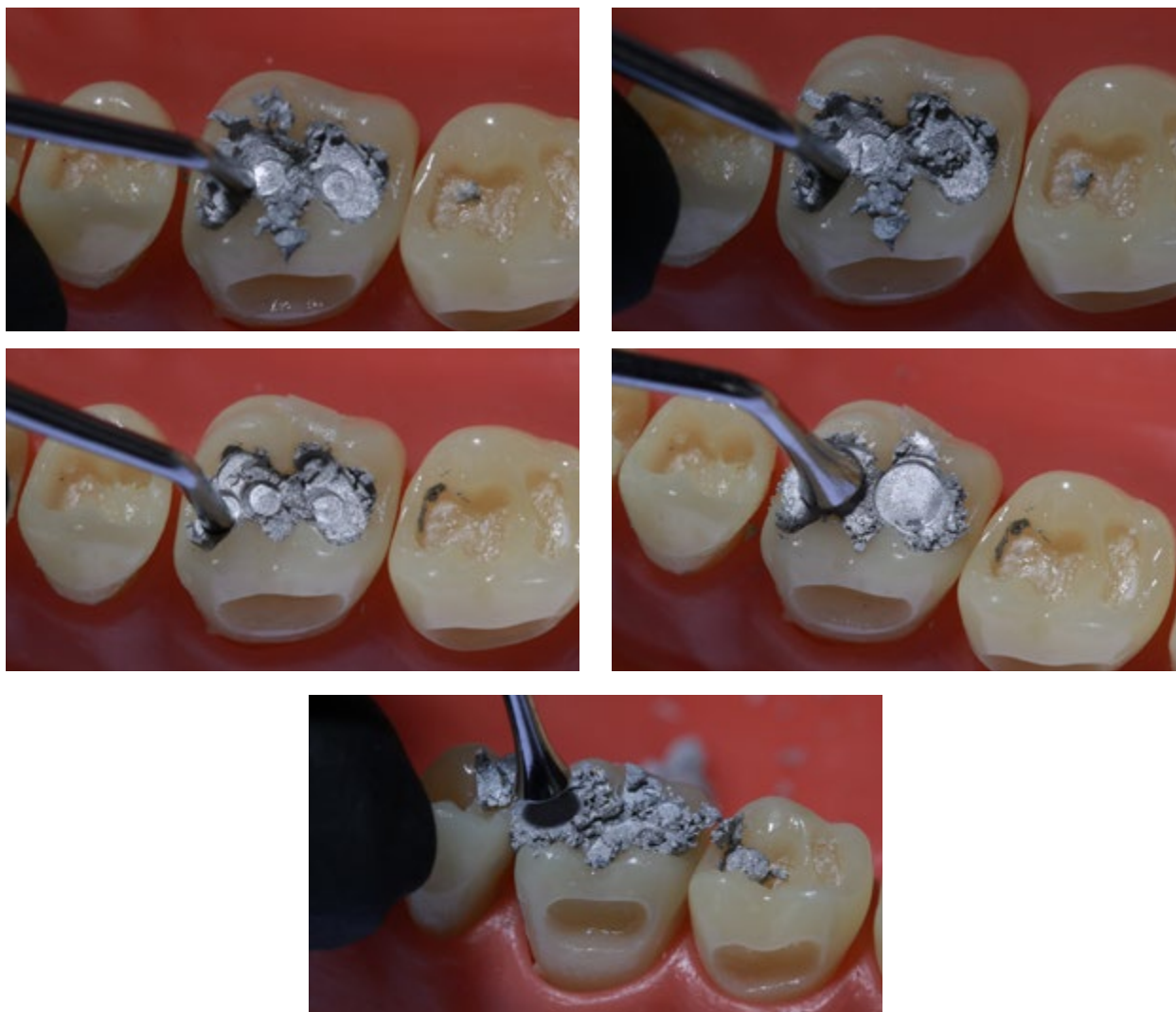
A condensação das ligas com partículas tipo limalha ou mistura deve ser realizada com muita força, como salientado neste texto, utilizando inicialmente os condensadores de ponta ativa pequena (alta pressão) para promover uma boa compactação. Em seguida, nas porções mais superficiais da restauração, os condensadores de ponta ativa grande ajudam a compactar o amálgama na cavidade. Em contrapartida, para as ligas esféricas não é indicada a aplicação de força excessiva, deve-se apenas acomodar o amálgama no interior da cavidade. O próprio formato esférico das partículas impede a compactação vigorosa, uma vez que o material tende a deslizar para fora da região que está em contato com a ponta ativa do condensador. Por isso, há maior dificuldade de reestabelecer ponto de contato em cavidades classe II quando as ligas esféricas estão sendo utilizadas.

Se o tempo entre o início da trituração e a inserção do material na cavidade ultrapassar 2 minutos, o restante da massa de amálgama deverá ser desprezado e uma nova porção deverá ser triturada para dar continuidade à confecção da restauração. Porções com mais de 2 minutos apresentam baixa plasticidade e aumentam as chances de permanecer porosidades no interior da restauração pronta.

É importante salientar que todo o processo para confecção de uma restauração em amálgama deve ser realizado sob isolamento absoluto do campo operatório. Esta condição é fundamental para evitar o contato do mercúrio metálico com a gengiva e mucosas da cavidade oral do paciente, evitando a intoxicação por mercúrio ou até a tatuagem por amálgama. Nas figuras utilizadas nesta obra, o procedimento foi realizado em manequim e demonstra claramente a dispersão de resíduos por toda a cavidade oral na ausência do lençol de borracha.

A imagem 15 demonstra o preenchimento de uma cavidade através da inserção e condensação vigorosa do amálgama.



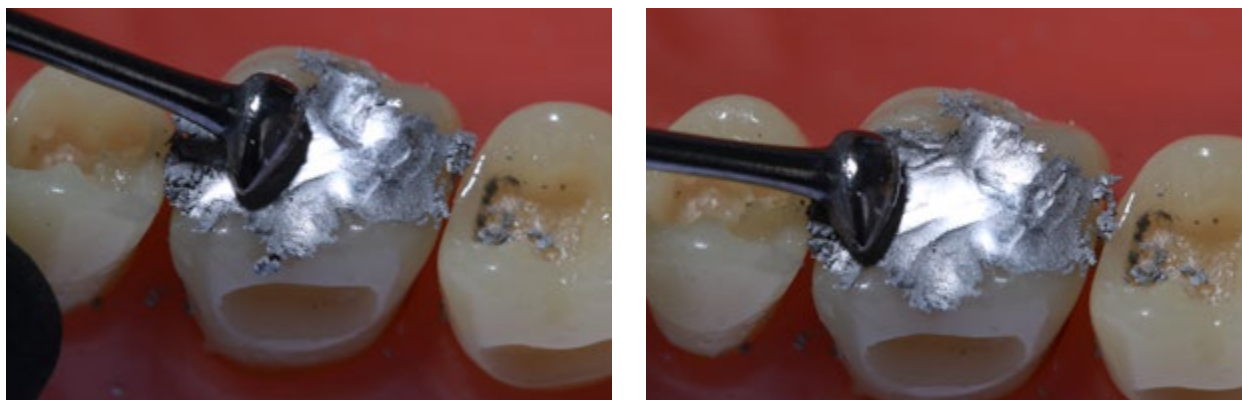


**Imagem 15:** Inserção do amálgama dental através do uso do porta-amálgama e a condensação vigorosa do material utilizando os condensadores.

### Brunimento Pré-escultura

Preenchida a cavidade com excesso o material deverá ser, então, “amassado” contra a cavidade através do uso dos brunidores. O brunidor nº 29, entre outros, é recomendado e deve ser utilizado com força, executando movimentos de vai-e-vem lentos e longos e sempre apoiado sobre as margens da cavidade.

O objetivo do brunimento pré-escultura é concluir o afloramento do restante de mercúrio, a fim de que seja eliminado, e adaptar a massa às margens da cavidade. Uma massa brilhante emerge na superfície, rica em mercúrio, que será então removida durante a escultura. A imagem 16 evidencia a forma como deve ser realizado o brunimento pré-escultura.



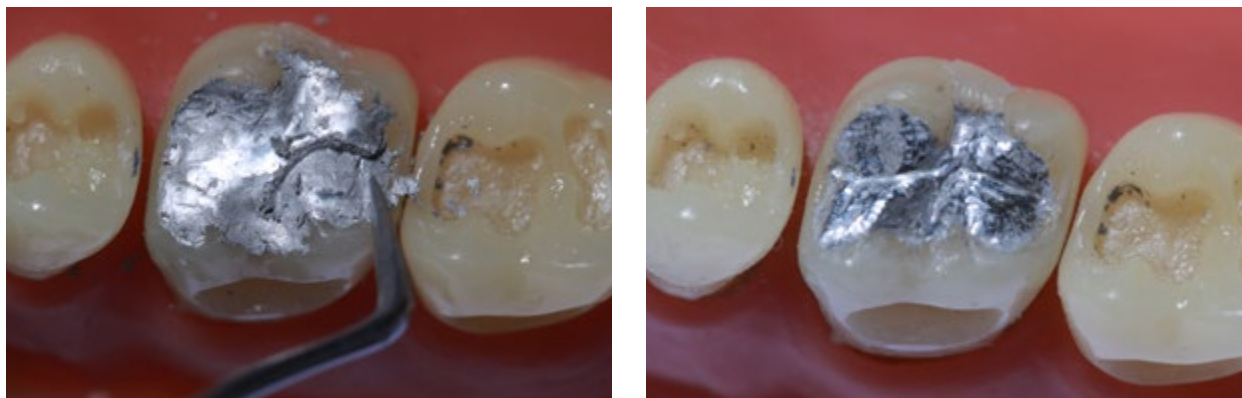
**Imagem 16:** Brunimento pré-escultura do amálgama dental: movimentos fortes, lentos e longos.

## Escultura

Nesta etapa cabe ao dentista devolver ao dente sua forma e, conseqüentemente, sua função. Para isso, fazendo uso de esculpidores como o Hollembach (n° 03 ou n° 3S), entre outros, o material deverá ser modelado de tal forma que a cavidade possa adquirir a anatomia natural do dente restaurado.

A escultura deverá ser feita enquanto o material ainda apresenta plasticidade, pois na medida em que a reação de cristalização avança, o amálgama vai ganhando rigidez e maior dureza, características que dificultam o corte ou desgaste do material, o que é imprescindível para que a escultura seja realizada. Conforme avança a presa, o amálgama inicia emissão de um som metálico durante o desgaste realizado pelos esculpidores. Esse som é conhecido como o “grito do amálgama” e indica que a presa inicial está sendo alcançada e, portanto, a escultura se tornará inviável a partir de então.

A imagem 17 demonstra a cavidade preenchida pelo amálgama brunido em excesso e de que forma deve ser posicionado o esculpido para que a escultura seja realizada. As paredes remanescentes guiam o movimento realizado pelo esculpido, facilitando a realização da escultura.



**Imagem 17:** Escultura da restauração de amálgama dental utilizando esculpidores.



### Brunimento Pós-escultura

O objetivo desta etapa é dar lisura à superfície da restauração recém-confeccionada, oferecendo conforto ao paciente. Este procedimento é importante já que o acabamento e o polimento da restauração só poderão ser de fato realizados após 48 horas. Esse tempo é necessário para que a reação de cristalização tenha atingido um nível suficiente para que as propriedades mecânicas mínimas do amálgama tenham sido atingidas.

O brunimento pós-escultura é realizado com os mesmos brunidores empregados na etapa anterior de brunimento, mas neste momento o dentista deverá realizar movimentos mais rápidos, leves e curtos, promovendo brilho na superfície da restauração. A imagem 18 mostra a obtenção de brilho após a realização do brunimento pós-escultura.



**Imagem 18:** Brunimento pós-escultura do amálgama dental: movimentos leves, rápidos e curtos.

### Acabamento e Polimento

O acabamento e o polimento deverão ser realizados após 48 horas do início da condensação do material. Esse tempo é necessário para que o material avance na reação de presa e adquira propriedades mínimas para que seja possível desgastá-lo.

Todo o procedimento deve ser realizado com irrigação abundante para evitar o aquecimento e liberação de vapor de mercúrio.



## 6 Indicações

O amálgama é um material restaurador definitivo indicado para dentes posteriores, independentemente do tipo de liga escolhida pelo dentista, devido às suas características ópticas (cor metálica).

As ligas mais indicadas atualmente são as ligas com alto teor de prata e alto teor de cobre, uma vez que apresentam as melhores propriedades mecânicas e maior resistência à corrosão, garantindo longevidade às restaurações.

Embora seja esteticamente desfavorável, o amálgama dental é bastante indicado para atendimento no serviço público de saúde, uma vez que possui uma técnica restauradora menos complexa do que aquela empregada para as resinas compostas. Além disso, estará sendo utilizado em uma população com menor capacidade econômica de retornar frequentemente ao consultório odontológico para revisão das restaurações. Cuidado este, bastante importante para as restaurações em resina composta.

## 7 Contraindicações

O amálgama dental está contraindicado para dentes anteriores, obviamente por motivos estéticos.

As ligas com baixo teor de cobre são, atualmente, menos utilizadas devido ao desempenho clínico insatisfatório: apresentam menor resistência mecânica e à corrosão, além de serem mais suscetíveis à fratura marginal.

As ligas com baixo teor de prata e partículas esféricas ou mistura são menos utilizadas atualmente, pois apresentam baixa resistência à corrosão, mesmo para as ligas especiais. Já as ligas com baixo teor de prata com apenas partículas limalhas estão contraindicadas atualmente pois apresentam baixa resistência à corrosão.

As ligas de composição única esféricas são menos utilizadas em cavidades classe II, devido à dificuldade de reestabelecimento do ponto de contato interproximal.

Ligas com zinco são contraindicadas em situações clínicas em que o isolamento do campo operatório é mais difícil de ser realizado, favorecendo a contaminação com água pelo contato do material com a saliva. Portanto, em odontopediatria ou no atendimento de pacientes especiais, esse tipo de liga para amálgama deve ser evitado.

## Leitura recomendada

Anusavice KJ. Philips Materiais Dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Philips Materiais Dentários. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

Ballester RY, Cardoso PEC, Miranda Jr WG, Muench A. Amálgama na clínica. Rev. Paul. Odont. 1982;4(5):66-72.

Berry TG, Osborne JW. Effect of zinc in two non-gamma-2 amalgam systems. Dent Mater. 1985;1:98-100.

- Cardoso PEC, Miranda Jr WG, Santos JFF. Low silver amalgams a two-years clinical evaluation. *Dent Mater.* 1989;5(4):277-280.
- Chain MC. *Materiais Dentários*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas (Série Abeno), 2013.
- Craig RG, Powers JM. *Materiais Dentários Restauradores*. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004.
- Darvell BW. *Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora*. 9. ed. São Paulo, 2012.
- Demaree NC, Taylor DF. Properties of dental amalgam from spherical alloy particles. *J Dent Res.* 1962;41:890-906.
- Duke ES, Cochran MA, Moore BK, Clark HE. Laboratory profiles of 30 high copper amalgam alloys. *J Am Dent Assoc.* 1982;105(4):632-640.
- Duperon DF, Nevile MD, Kasloff Z. Clinical evaluation of corrosion resistance of conventional alloy, spherical-particle alloy, and dispersion-phase alloy. *J Prosthet Dent.* 1971;25(6):650-656.
- Eames WB. Preparation and condensation of amalgam with a low mercury alloy ratio. *J Am Dent Assoc.* 1959;58(4):78-83.
- Guthrom CE, Johnson LD, Lawless KR. Corrosion of dental amalgam and its phases. *J Dent Res.* 1983;62:1372-1381
- Innes DBK, Youdelis WV. Dispersion-strengthened amalgams. *Can Dent Assoc J.* 1963;29:587-592.
- Mahler DB, Adey JD, Marek M. Creep and corrosion of amalgam. *J Dent Res.* 1982;61(1):33-35.
- Mahler DB, Van Eysden J. Dynamic creep of dental amalgam. *J Dent Res.* 1969;48(4):501-508.
- Mahler DB. The high-copper dental amalgam alloys. *J Dent Res.* 1997;76:537-541.
- Mayhew RB, Schmeltzer LD, Pierson WP. Effect of polishing on the marginal integrity of high-copper amalgams. *Oper Dent* 1986;11:8-13.
- Meira JBC, Placido E, Lodovici E, Rodrigues-Filho LE, Ballester, RY. O mercúrio no consultório dentário – minimizando os riscos. *Rev da APCD.* 2005;59(1):50-54.
- Mjørt IA, Jokstad A, Qvist V. Longevity of posterior restorations. *Int Dent J.* 1990;40:11-17.
- Noort RV. *Introdução aos Materiais Dentários*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- Reis A, Loguercio AD. *Materiais Dentários Diretos: dos fundamentos à aplicação clínica*. 1. ed. São Paulo: Santos, 2007.
- Robins JW, Summitt JB. Longevity of complex amalgam restorations. *Oper Dent.* 1988;13:54-57.
- Sakagushi RL, Powers JM. *Craig Materiais Dentários Restauradores*. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012
- Sarkar NK, Park JR. Mechanism of improved resistance of zinc-containing dental amalgams. *J Dent Res* 1988;67:1312-5.
- Santos JFF. *Restaurações de amálgama*. 1. ed. São Paulo: Santos, 1990.
- Shenoy A. Is it the end of the road for dental amalgam? A critical review. *J Conserv Dent.* 2008;11:99-107.

Swartz ML, Phillips RW. In vitro studies on the marginal leakage of restorative materials. J Am Dent Assoc. 1961;62:141-151.



# SEÇÃO IV

Materiais para  
Tratamento Estético





## Introdução

Atualmente, existe nas sociedades, especialmente no Brasil, um grande apelo por estética. Essa é uma realidade e não pode ser negada. Muitos são os pacientes que procuram os cirurgiões-dentistas para melhorar seus sorrisos, deixando-os harmônicos, alinhados e claros. Podemos dizer que além do sorriso, hoje o dentista atua em várias outras estruturas da face visando a estética. Destacam-se nesse campo de atuação o uso da toxina botulínica ou de preenchedores, como o ácido hialurônico.

Os tratamentos estéticos também possuem a sua importância no rol de procedimentos realizados pelo dentista na reabilitação da saúde do paciente. O aumento da autoestima, a recuperação da saúde mental e psíquica são fundamentais para o reestabelecimento da saúde geral dos pacientes.

Portanto, no capítulo a seguir, apresentamos um dos principais materiais utilizados para tratamento estético em odontologia, o agente clareador dental. Nesta edição privilegiamos a manipulação dos agentes clareadores de consultório, ou seja, aqueles que devem ser manipulados pelo cirurgião-dentista diretamente sobre os arcos dentais dos pacientes. Existem ainda os agentes clareadores de uso caseiro supervisionado pelo dentista. Esses materiais serão abordados em uma nova edição deste livro, assim como outros tantos materiais que possuem essa mesma finalidade estética.

É de extrema importância que o dentista conheça profundamente os mecanismos de ação e a correta manipulação dos materiais para tratamento estético, prevenindo, desta forma, intercorrências ou iatrogenias que podem ocasionar problemas à saúde do paciente que até então não existiam!



# Capítulo 11

*Alexander Cassandri Nishida*

*Mauricio Neves Gomes*

Agentes Clareadores de  
Consultório

### 1 Introdução

A procura cada vez maior nos consultórios odontológicos por soluções estéticas para o sorriso em função da percepção dos pacientes de que dentes mais claros rejuvenescem e a exposição na mídia de artistas e celebridades com dentes cada vez mais brancos e alinhados faz com que o tratamento clareador seja, atualmente, um dos procedimentos odontológicos mais executados pelo cirurgião-dentista. O clareamento não é simplesmente um tratamento estético, uma vez que interfere na autoestima e na aceitação social dos indivíduos que são tratados, portanto, auxilia na preservação ou restabelecimento da saúde psíquica do paciente. Uma boa aparência do sorriso traz confiança, beleza, jovialidade e é capaz de despertar a admiração das pessoas. Indivíduos com sorriso claro e brilhante sentem-se mais fortes, saudáveis e mais inteligentes, ou seja, mais autoconfiantes.

Entretanto, o cirurgião-dentista deve conhecer os mecanismos químicos e biológicos que envolvem esse tipo de tratamento, para que desta forma utilize a técnica de forma segura e eficiente, minimizando riscos e obtendo resultados satisfatórios. Portanto, entender os conceitos envolvidos e a técnica preconizada com base no conhecimento científico atual sobre o assunto torna-se muito importante para ambos, os profissionais e os pacientes.

Clareamento dental é o procedimento através do qual o cirurgião-dentista, utilizando substâncias químicas, geralmente da família dos peróxidos, altera a quantidade de pigmentos presentes nos tecidos dentais, interagindo com a estrutura dentária e aumentando assim a sua luminosidade e diminuindo a saturação, o que resulta em dentes mais claros.

As alterações de cor podem ocorrer por diferentes motivos, mas são aquelas causadas pela deposição de pigmentos os alvos do clareamento dental. O uso de tabaco, a dieta com consumo frequente de alimentos muito pigmentados (café, chás, refrigerantes, chocolates, molhos, vinhos), o uso de antibióticos ou medicamentos e até mesmo o uso frequente de colutórios à base de clorexidina são exemplos de comportamentos que pigmentam os tecidos dentais. O envelhecimento ou alterações estruturais dos tecidos duros dentais, tais como hipoplasias, dentinogênese imperfeita e a amelogênese imperfeita, não são passíveis de clareamento.

Portanto, entender quais as causas do escurecimento dos dentes é a melhor maneira de conseguir planejar um tratamento mais efetivo e com o melhor prognóstico em longo prazo. Além disso, permite alertar o paciente sobre a possibilidade de recidiva ou diminuir as expectativas muito altas em relação ao tratamento.

Diante do exposto, pode-se concluir que é importante conhecer a etiologia das alterações cromáticas dos dentes para estabelecer um correto diagnóstico e, enfim, escolher a técnica clareadora que permita obter resultados que sejam tão rápidos quanto possíveis e duradouros.

Há muita confusão na classificação das manchas. Historicamente, a descoloração dos dentes tem sido classificada de acordo com a origem da mancha, que pode ser intrínseca ou extrínseca. Nas manchas extrínsecas, cromóforos (ou pigmentos) podem penetrar a estrutura do esmalte e/ou dentina e pigmentá-los. Esse fenômeno é chamado de internalização da mancha ou pigmentação, ou seja, são externos à estrutura dental e se depositam sobre o esmalte, penetrando na intimidade deste tecido e alcançando

a dentina. São exemplos de pigmentação extrínseca aqueles oriundos da dieta (café, chás, refrigerantes, chocolates, molhos, vinhos, beterraba), cigarro e enxaguatórios a base de clorexidina.

Além disso, como o manchamento extrínseco ocupa posições mais superficiais nos tecidos, deve-se diminuir consideravelmente a quantidade de pigmentantes através de uma profilaxia dental adequadamente realizada. Essa atitude colabora também para a efetividade do tratamento clareador, uma vez que o pH ácido da placa bacteriana depositada na superfície do esmalte pode diminuir a efetividade da reação de degradação do peróxido, fundamental para o efeito clareador.

Já as manchas intrínsecas podem ser divididas em pré-eruptivas ou pós-eruptivas. As alterações cromáticas intrínsecas pré-eruptivas são aquelas que acontecem durante a formação do órgão dental, como aquelas causadas pela ocorrência da amelogenese imperfeita, dentinogenese imperfeita e hipoplasia do esmalte. Além delas, há ainda as manchas causadas pelo uso do antibiótico tetraciclina ou derivados e as manchas causadas por fluorose (excesso de ingestão de flúor durante o desenvolvimento dos tecidos dentais). Todas essas alterações são causadas por problemas na metabolização de moléculas durante o processo de formação do dente, incluindo alterações na produção das matrizes extracelulares dos tecidos dentais pelos odontoblastos ou ameloblastos.

São exemplos de alterações intrínsecas pós-eruptivas a pigmentação causada por traumatismos que ocasionam o extravasamento de sangue da polpa (pigmento hemossiderina), manchas causadas por íons metálicos provenientes dos amálgamas dentais e de cimentos endodônticos com prata, o escurecimento inerente ao envelhecimento (aumento da espessura de dentina), manchas causadas por reabsorção interna ou externa e a calcificação da polpa dental.

O manchamento intrínseco é de difícil resolução mesmo pelos tratamentos clareadores. Muitas vezes, é necessário o uso de procedimentos restauradores como facetas em resina ou cerâmica para que a expectativa de solução estética seja alcançada. Portanto, em muitas ocasiões será necessária a associação entre a terapêutica clareadora e o tratamento restaurador para que a queixa estética seja solucionada.

Atualmente, utilizam-se três substâncias para a realização do clareamento dental: o Peróxido de Hidrogênio, o Peróxido de Carbamida e o Perborato de Sódio. Entretanto, vale ressaltar que é o peróxido de hidrogênio a molécula que age diretamente sobre os tecidos dentais, uma vez que tanto o peróxido de carbamida quanto o perborato de sódio são precursores do peróxido de hidrogênio, portanto, ao degradarem-se liberam na superfície dental, justamente, o peróxido de hidrogênio. O peróxido de carbamida é bastante utilizado para tratar dentes vitais com a técnica de clareamento caseiro. Já o perborato de sódio é utilizado para tratar dentes não vitais com curativos de demora inseridos na câmara pulpar dos dentes desvitalizados. Atualmente, também está indicado o uso de peróxido de hidrogênio em concentrações mais baixas (4% a 10%) para o tratamento caseiro ou o peróxido de carbamida em concentrações mais altas (37%) para o tratamento de dentes desvitalizados.

No tratamento clareador de consultório, objetivo deste capítulo, o cirurgião-dentista aplica o peróxido de hidrogênio diretamente sobre o esmalte dental. Existe ainda a possibilidade de utilização do peróxido de carbamida na técnica de consultório, mas não é o mais comum.

### 2 Apresentação Comercial

Os agentes clareadores de consultório são disponibilizados, tradicionalmente, sob a forma de dois frascos que contém, separadamente, o peróxido de hidrogênio 35% em um frasco e o agente espessante no segundo. O objetivo da mistura do peróxido de hidrogênio com o espessante é aumentar a viscosidade do material, produzindo um gel clareador, além de ativar a reação de degradação do peróxido.

Apesar dessa forma tradicional de apresentação comercial, alguns fabricantes disponibilizam o material sob a forma de um pó, que contém o espessante, e o líquido que contém o peróxido de hidrogênio.

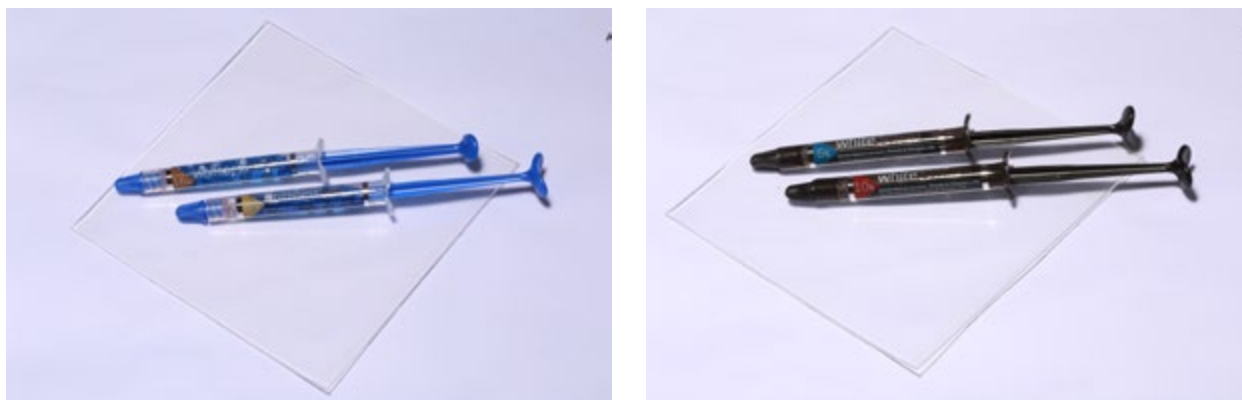
Mais recentemente, surgiu no mercado odontológico uma nova embalagem sob a forma de uma seringa desenvolvida com dois compartimentos que contém respectivamente, em um o espessante e no outro o peróxido de hidrogênio. Nessa seringa é acoplada uma ponteira misturadora que através de uma espiral interna realiza a homogeneização do espessante com o peróxido de hidrogênio, dispensando na ponta o gel clareador (Imagem 1).

Embora não seja o objetivo deste capítulo, vale demonstrar as seringas utilizadas para a realização do tratamento clareador caseiro com o uso de moldeiras produzidas individualmente para cada paciente, a fim de diferenciá-las dos agentes clareadores de consultório. O clareador caseiro é disponibilizado sob a forma de seringas nas quais o paciente acopla uma ponteira aplicadora para dispensar o gel no interior da moldeira produzida pelo dentista a partir de uma placa de acetato como demonstrado na imagem 2. As seringas podem conter peróxido de carbamida nas seguintes concentrações: 10%, 16% e 22% ou ainda peróxido de hidrogênio nas concentrações: 4%, 6%, 7,5% e 10%.



**Imagem 1:** Apresentação comercial dos agentes clareadores de consultório em frascos e em seringa automisturadora.





**Imagem 2:** Apresentação comercial dos agentes clareadores caseiros em seringas.

### 3 Composição

Na terapêutica clareadora em consultório o princípio ativo do agente clareador é o peróxido de hidrogênio ou água oxigenada ( $H_2O_2$ ), mais comumente usado na concentração de 35% (130 volumes). O peróxido é misturado a um espessante (em geral, o carbopol) com pigmentos para produzir ao final o gel clareador.

O carbopol (ácido poliacrílico) ajuda a manter o contato entre o peróxido e a superfície do dente por maior tempo (alta viscosidade) e permite uma liberação mais lenta dos agentes oxidantes.

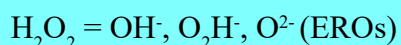
Outros componentes são: a ureia, que estabiliza o peróxido de hidrogênio e aumenta o pH da solução; a glicerina, que ajuda a aumentar a viscosidade do gel e facilita a manipulação, embora possa desidratar os tecidos dentais; estabilizantes (ácidos cítrico e fosfórico) que aumentam o tempo de armazenamento do material na embalagem; flavorizantes, que conferem sabor agradável; agentes remineralizadores como o flúor e o ACP-CPP (fosfato de cálcio amorfo ou fosforopeptídeo de caseína), que ajudam a reverter a desmineralização superficial provocada pelo agente clareador; e agentes dessensibilizantes como o nitrato de potássio para reverter o principal efeito colateral do clareamento: a sensibilidade dentinária.

O peróxido de hidrogênio é uma molécula muito instável, reativa e ao interagir com os tecidos dentais, se decompõe em diversas espécies reativas oxidantes (EROs). As EROs são radicais livres que irão interagir com os pigmentos que se depositaram na intimidade do esmalte e da dentina. O resultado dessa interação é o desenvolvimento de uma reação de oxidação-redução (redox) entre as EROs e as moléculas orgânicas dos pigmentos, desencadeando a quebra dos cromóforos em moléculas menos complexas (baixo peso molecular), praticamente incolores, que podem ser eliminadas por difusão.

Por possuir baixa massa molecular e habilidade para desnaturar proteínas, as EROs têm a capacidade de se difundir profundamente nos tecidos dentais, clivando pigmentos e proteínas. O efeito final observado é o branqueamento do dente devido, principalmente, ao aumento da luminosidade e à redução do amarelamento.

Na embalagem do produto o meio é ácido, no entanto, quando o peróxido é misturado com os demais componentes e ao interagir com os tecidos dentais, o agente clareador torna-se alcalino, reagindo com as moléculas dos pigmentos. Fontes de luz podem acarretar no aumento de temperatura do clareador e da superfície do esmalte facilitando assim a decomposição do peróxido de hidrogênio e aumentando a difusão de EROs para o interior dos tecidos. No entanto, o resultado clareador não se altera significativamente quando uma fonte de luz é utilizada. Com todas as estratégias mencionadas, a reação de decomposição do peróxido de hidrogênio pode produzir diferentes formas de espécies reativas (radicais livres), como demonstrado na reação (figura 1).

**Figura 1:** Espécies reativas de Oxigênio



Sabe-se que a maioria dos pigmentos estão localizados em esmalte e dentina e que estes pigmentos são substâncias químicas com insaturações e/ou anéis aromáticos que conferem o aspecto de dentes escuros. As EROs reagem com as insaturações, clivando as moléculas, como discutido acima. O  $\text{OH}^\cdot$  é o oxidante mais forte entre os radicais liberados.

As EROs não agem especificamente contra os pigmentos e podem oxidar proteínas da matriz extracelular do esmalte e da dentina. Essa interação também causa um efeito clareador.

## 4 Propriedades

**Propriedades Biológicas:** o peróxido de hidrogênio tem um efeito cáustico sobre a superfície gengival ou da mucosa alveolar, portanto, durante o tratamento clareador assistido, em consultório, deve-se utilizar a barreira gengival (resina fotoativável) e promover o afastamento da mucosa jugal, lábios e língua com o uso de afastadores e roletes de algodão. Junto aos agentes clareadores de consultório, alguns fabricantes disponibilizam um agente neutralizante da ação do peróxido de hidrogênio. Esse agente é constituído pela enzima catalase, que possui ação antioxidante, neutralizando os radicais livres que provocam uma isquemia nos tecidos moles atingidos pelo gel clareador.

Os agentes clareadores podem ainda causar a desmineralização superficial do esmalte dental. É sabido que a ação da saliva é capaz de remineralizar o tecido, entretanto, o dentista pode aplicar agentes remineralizadores como o ACP-CPP ou o flúor, melhorando a resposta do tecido à desmineralização. A disponibilização do flúor produz uma camada de fluoreto de cálcio responsável pelo aumento da dureza superficial. Dentre os tipos de produtos de flúor existentes é preferível a utilização do flúor neutro a 2% em relação ao flúor 1,23% acidulado que tende a diminuir o pH do esmalte e aumentar as irregularidades decorrentes da remoção da camada aprismática.

A sensibilidade dentinária trans ou pós-clareamento é o principal efeito colateral e é relativamente comum. Ela ocorre devido à penetração na câmara pulpar das EROs liberadas pela degradação dos peróxidos. Tende a apresentar maior incidência quando agentes clareadores de maior concentração são

utilizados (como os de consultório) ou quando são empregadas fontes de calor que aceleraram a reação de degradação do peróxido (luz LED). O uso de agentes dessensibilizantes é recomendado nestes casos. O dentista poderá aplicá-los no consultório ou prescrevê-los para uso caseiro quando este tipo de clareamento estiver sendo realizado. Em situações mais extremas, o dentista deverá prescrever medicamentos anti-inflamatórios.

A chegada das espécies reativas oxidantes à polpa dental pode afetar a viabilidade do tecido se uma inflamação irreversível ocorrer. Além disso, esses radicais livres interagem com as células pulpares provocando o envelhecimento celular. Ainda há muitas dúvidas em relação aos efeitos adversos da ação dos agentes clareadores à vitalidade pulpar, mas sabe-se que conseguem alcançar a câmara pulpar.

**Propriedades Químicas e Físicas:** ação clareadora do peróxido de hidrogênio tem como base a liberação de radicais livres (espécies reativas de oxigênio) que, por serem moléculas instáveis quimicamente, reagem com os pigmentos, clivando suas ligações interatômicas. Uma vez degradados, os pigmentos são “lavados” da intimidade dos tecidos promovendo, desta maneira, o clareamento dental.

Muito tem se discutido sobre a ação da luz sobre o efeito clareador. O que muitos pesquisadores demonstraram é que embora a luz azul LED acelere a reação devido ao fornecimento de calor, pouco interfere no resultado final do clareamento dental. Portanto, o uso de uma fonte de luz LED convencional é dispensável.

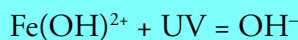
Existirá maior influência no resultado clareador se uma radiação ultravioleta (254nm) interagir com o peróxido de hidrogênio. Nessa condição, cada mol de peróxido de hidrogênio pode gerar dois radicais hidroxila (espécie altamente oxidante), como demonstrado na reação da figura 2:

**Figura 2:** Reação de Peróxido de Hidrogênio com Luz UV



Esses mesmos radicais hidroxila também podem ser gerados quando houver a interação da radiação UV com íons metálicos, como o Ferro (II) (Figura 3):

**Figura 3:** Reação do Íon Ferro com Luz UV



A interação de UV com o peróxido somado aos íons ferro (II) aumenta a liberação de espécies oxidantes. A esse tipo de reação deu-se o nome de reação Foto-Fenton. No entanto, a exposição dos tecidos biológicos à radiação UV poderá acarretar em alterações celulares importantes. Portanto, não é mais comum o uso da radiação UV para o clareamento dental.

Pode-se ainda enfatizar a necessidade da incorporação do agente espessante ao peróxido de hidrogênio líquido. Desta forma, o material clareador adquire a consistência de um gel (maior viscosidade) que permite ao dentista aplicar o produto sobre os dentes sem deixá-lo escorrer em direção aos tecidos moles da cavidade oral.

No clareamento de consultório a ação contínua do peróxido de hidrogênio em alta concentração sem a interferência da saliva provoca uma desmineralização sub-superficial do esmalte e a desidratação da estrutura. Essa alteração ultraestrutural do esmalte somada a sua desidratação causa um branqueamento opaco falso, uma vez que ocorre alteração do índice de refração da luz que incide na superfície do esmalte alterado. Sendo assim, é conveniente que o clínico avalie o efeito do clareamento apenas uma semana após o procedimento de clareamento, quando houve a remineralização subsuperficial e a re-hidratação do esmalte.

**Propriedades Térmicas e Elétricas:** é relevante salientar apenas que o calor fornecido ao gel clareador pode acelerar a liberação das EROs, ou seja, funciona como um catalisador da reação de degradação do peróxido de hidrogênio.

Em relação às propriedades elétricas nada digno de nota pode ser discutido.

**Propriedades Mecânicas:** como trata-se de um gel, nada relevante pode ser descrito em relação a esta propriedade.

**Propriedades Ópticas:** deve-se salientar que o fabricante incorpora pigmentos ao gel clareador com o objetivo de torná-lo contrastante em relação à superfície dental. Desta forma, o dentista poderá observar e controlar melhor a aplicação do gel evitando seu contato com os tecidos moles da cavidade oral. Em alguns produtos, o gel clareador sofre uma alteração de cor, através de uma reação de neutralização ácido-base, para demonstrar a liberação das espécies reativas oxidantes.

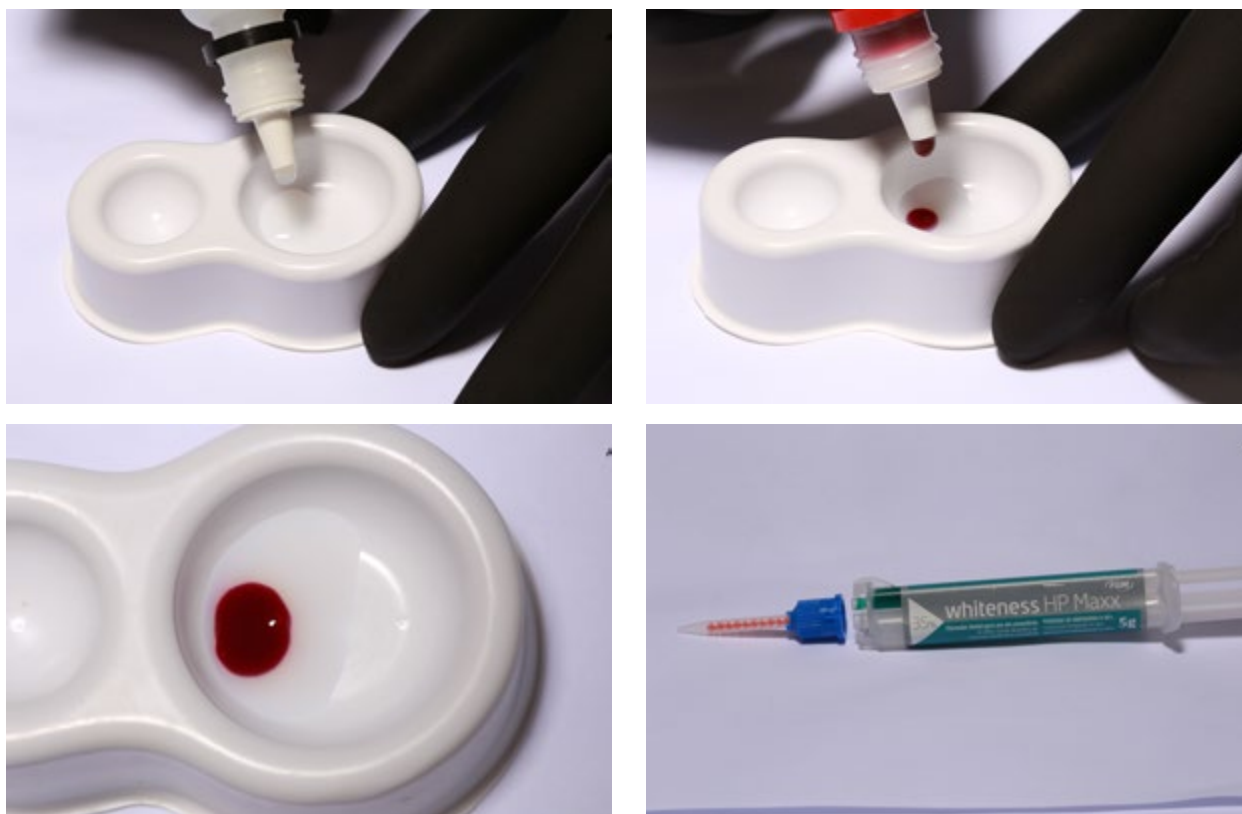
## 5 Manipulação

**Instrumental:** para a realização da mistura do peróxido de hidrogênio com o espessante, o próprio fabricante disponibiliza uma espátula e um casulo plásticos onde o material será homogeneizado. A aplicação do gel sobre a superfície dental poderá ser realizada através da utilização de um *brush*. Nas versões disponibilizadas em seringas automisturadoras, nenhum outro instrumental é necessário, basta apenas o uso da seringa tanto para a mistura dos componentes do material, como também para aplicação do gel sobre os dentes (Imagem 3).



**Imagem 3:** Instrumental utilizado para a manipulação dos agentes clareadores em frascos e em seringa automisturadora.

**Proporcionamento:** nas versões em que o agente clareador é disponibilizado em frascos, a proporção é de 3:1, ou seja, 3 gotas do peróxido de hidrogênio (líquido) para 1 gota do espessante. As gotas devem ser dispensadas no casulo plástico criado para esse fim. Em contrapartida, quando o material é disponibilizado em seringas, a proporção entre o peróxido e o espessante é realizada pelo fabricante. Isso porque a seringa é constituída de dois diferentes compartimentos que possuem diâmetros diferentes. No compartimento maior está o peróxido e no compartimento menor está o espessante. Logo, quando o dentista pressiona o êmbolo da seringa, o material contido nos compartimentos será expelido, já na proporção recomendada, em direção à ponta misturadora previamente acoplada à seringa. Do compartimento maior será expelido um volume 3 vezes maior do que aquele expelido do compartimento menor (Imagem 4).

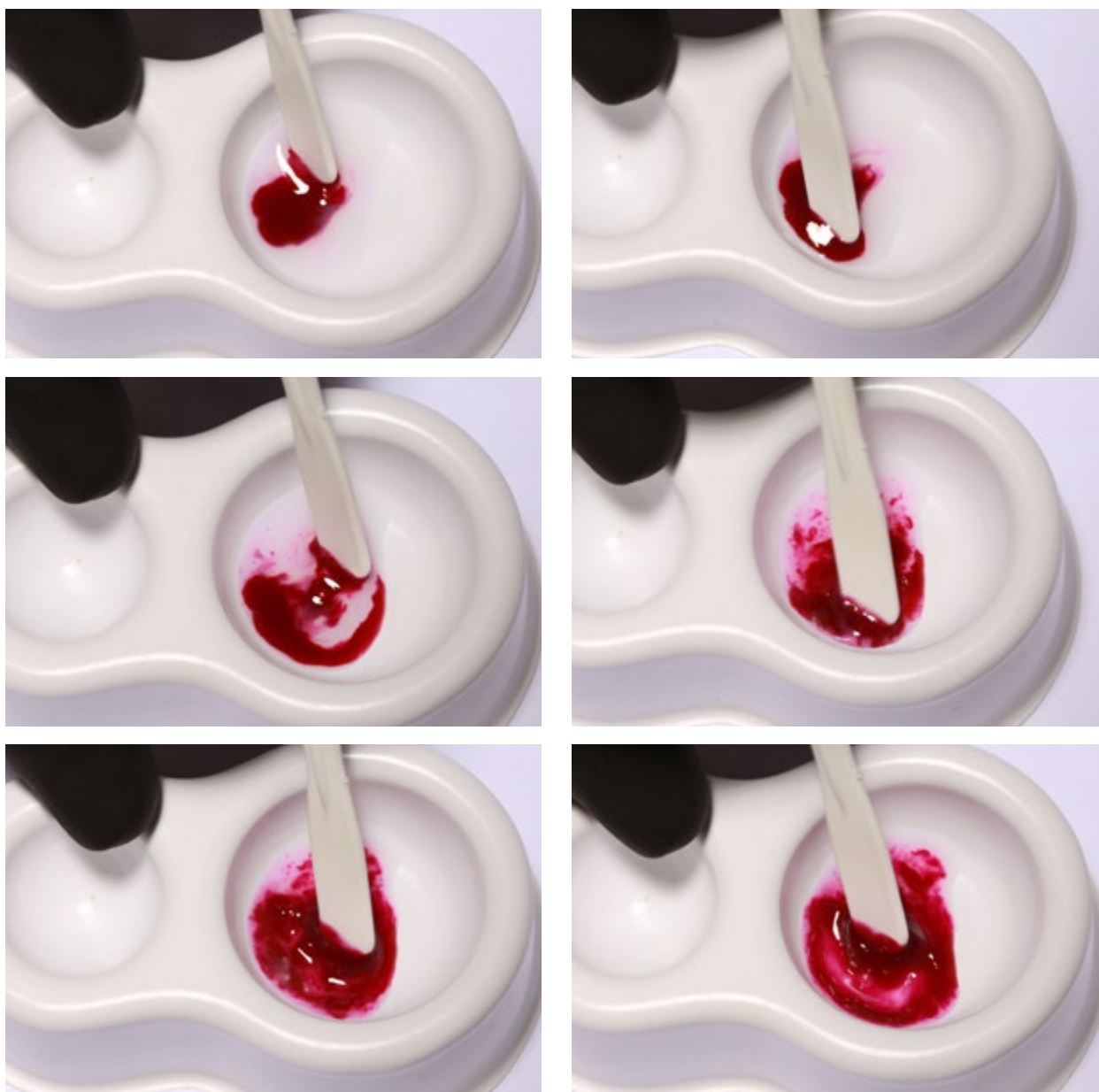


**Imagem 4:** Proporcionamento do peróxido de hidrogênio e o espessante no casulo. Na seringa o proporcionamento foi realizado pelo fabricante nos compartimentos da seringa.

**Manipulação:** a manipulação do agente clareador também depende de sua forma comercial. Quando disponibilizado em frascos, após o proporcionamento, o dentista deverá manualmente misturar o peróxido de hidrogênio com o espessante até a obtenção de uma mistura homogênea (pigmentos acrescentados ao espessante ajudam a garantir uma boa homogeneização do material). A espátula plástica disponibilizada pelo fabricante é usada para misturar o gel clareador.

Entretanto, quando comercializado sob a forma de seringa, basta ao clínico pressionar o êmbolo da seringa para que o peróxido de hidrogênio e o espessante sejam dispensados para o interior da ponteira misturadora. No seu interior há uma espiral responsável por realizar a homogeneização do produto.

A imagem 5 ilustra a manipulação do agente clareador nas duas versões: sob a forma de frascos e em seringas automisturadoras.









**Imagem 5:** Manipulação para mistura do peróxido de hidrogênio líquido com o espessante no casulo. Automistura desses componentes nos espirais da ponta misturadora da seringa.

**Aplicação:** previamente à aplicação do agente clareador sobre a superfície vestibular dos dentes, deve-se, como já salientado neste capítulo, realizar a proteção do tecido gengival e mucosa alveolar, evitando desta forma a ação cáustica do peróxido sobre essas estruturas. A proteção é, normalmente, realizada com a aplicação da barreira gengival com uma camada de 3 a 5 mm de largura e no máximo 1 mm de espessura sobre o colo dos dentes (protegendo a gengiva marginal e as papilas gengivais) envolvidos no tratamento clareador. A barreira deverá cobrir também aproximadamente 0,5 a 1 mm da superfície dental. Com um espelho clínico posicionado de incisal para cervical é possível observar se ainda há tecido gengival descoberto. Caso haja, basta ao dentista fazer a correção aplicando a barreira.

A barreira é constituída por uma resina fotopolimerizável fluida que contém pigmentos com cores bastante contrastantes em relação à cor da gengiva. Esse contraste de cor garante ao dentista a possibilidade de perceber regiões da gengiva expostas e não protegidas pela resina. Logo, basta aplicá-la com o auxílio da ponteira aplicadora que deve ser acoplada à seringa que contém a barreira gengival. A resina possui a viscosidade adequada para não escorrer sobre os dentes e se manter na posição ideal. Uma vez aplicada, é necessário realizar a fotoativação da barreira. A fotopolimerização pode ser realizada utilizando de 20 a 30 segundos para cada grupo de 3 dentes.

É importante mais uma vez salientar que o uso de afastadores dos lábios, mucosa jugal e língua é de fundamental importância para evitar o contato do gel clareador com essas áreas do corpo.

Com o afastador posicionado, os roletes de algodão encaixados na região de fundo de sulco e a barreira gengival fotoativada, é hora de aplicar o gel clareador. Quando disponibilizado em frascos, o gel estará homogeneamente misturado no casulo plástico e pode ser aplicado sobre os dentes com a ajuda de um *brush*. Se a opção tiver sido a das seringas automisturadoras, basta aplicar o produto a partir da ponta misturadora que o dispensa homogeneizado sobre os dentes.

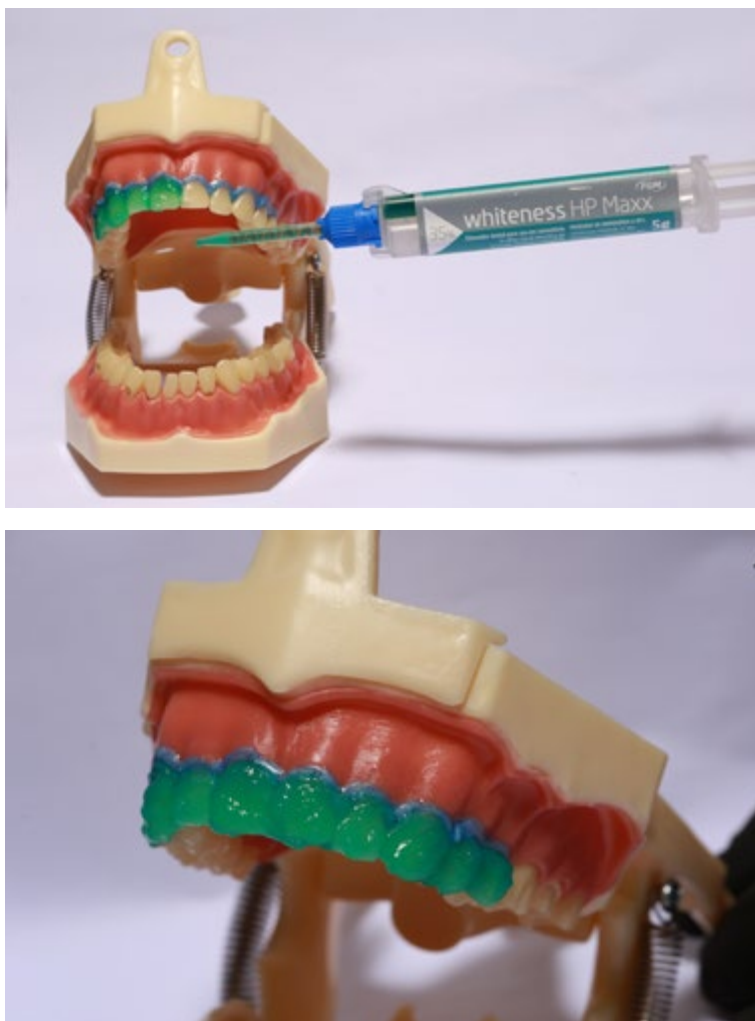
A imagem 6 representa a aplicação da barreira gengival sobre o colo dos dentes com auxílio da ponteira aplicadora.



**Imagem 6:** Aplicação da barreira gengival formada por uma matriz resinosa com pigmentos que contrastam com a cor do tecido gengival sobre a margem gengival.

A imagem 7 demonstra a aplicação do gel clareador sobre a superfície dos dentes. Com o auxílio de um *brush* ou diretamente com a ponta aplicadora da Seringa de automistura, o gel poderá ser homogeneamente distribuído. Além disso, a agitação do gel com o *brush* libera bolhas de oxigênio que podem impedir o contato do gel com o esmalte e favorece a difusão das espécies reativas oxidantes que penetram o esmalte através dos poros localizados entre os prismas de hidroxiapatita até a atingir a dentina. Através dos túbulos dentinários, os radicais livres percorrem toda a dentina clivando pigmentos e proteínas.

O gel clareador pode ser mantido sobre o arco dental do paciente por cerca de 40 minutos para os géis cuja concentração é de 35%. É importante monitorar o paciente durante todo o período de ação do gel com relação à sensibilidade dental e possíveis pontos de irritação dos tecidos moles adjacentes. Se necessário for, o dentista deve interromper o tratamento.



**Imagem 7:** Aplicação do agente clareador em gel diretamente com a ponta misturadora da seringa.

Terminado o tempo de tratamento, o gel deve ser removido da superfície dental por aspiração. Cânulas de aspiração endodôntica são bastante indicadas para realizar a sucção do gel. Em seguida, deve-se remover os resíduos remanescentes com uma gaze, retirando, desta maneira, praticamente todo o gel. A partir de então é possível realizar o enxague dos arcos dentais com jato de spray ar/água e aspiração. A barreira gengival pode ser removida de uma única vez, destacando-a da gengiva com auxílio de uma sonda exploradora nº 05. A imagem 8 demonstra a aspiração do gel realizada com uma cânula endodôntica.



**Imagem 8:** Após o período de ação, remoção do gel clareador com uma cânula de sucção endodôntica ou sugador cirúrgico, lavagem dos arcos dentais com água abundante e remoção da barreira gengival.



O número de sessões clínicas indicadas para que se alcance o resultado almejado é de cerca de 3 sessões com um intervalo de 1 semana entre elas. O número de sessões pode variar em função do grau de pigmentação dos tecidos. A aplicação de dessensibilizantes pode ser necessária em alguns casos.

Não é possível prever o quanto um dente será clareado e se o resultado esperado será alcançado. Portanto, é importante explicar o funcionamento da terapêutica clareadora antes do seu início, deixando claro que a resposta ao tratamento depende muito da fisiologia de cada indivíduo. Mesmo assim é fundamental realizar a documentação do estado inicial para demonstrar ao paciente o efeito do procedimento. Realizar a documentação com anotações no prontuário sobre a cor inicial e a final obtida, além de um protocolo fotográfico acompanhado da escala de cor posicionada ao lado dos dentes, protege o profissional de possíveis reclamações. A assinatura de um termo de consentimento sobre os riscos do tratamento ou efeitos colaterais é importante para resguardar a boa relação profissional/paciente.

A percepção do paciente sobre o efeito clareador pode ser estimulada ao realizar o clareamento de uma arcada de cada vez, deixando nítida a diferença entre os dentes clareados e não clareados.

## 6 Indicações

O tratamento clareador de consultório é, atualmente, indicado para dar início a uma terapêutica mais completa como aquela que envolve o clareamento caseiro. Isso quer dizer que o dentista usa o clareamento realizado no consultório para iniciar a terapêutica clareadora, ou seja, para que algum resultado seja alcançado de forma mais rápida, dando ânimo e incentivando o paciente a aderir ao tratamento clareador caseiro supervisionado que apresenta resultados mais duradouros.

Também está indicado quando há a necessidade de resultados mais rápidos, especialmente em indivíduos que trabalham com a sua própria imagem (artistas, jornalistas, modelos, etc.) ou quando o paciente está diante de um acontecimento importante de sua vida pessoal (casamento, debutante, formatura, etc.), sem que tenha tido tempo prévio para realizar o clareamento caseiro.

Vale ainda ressaltar que o tratamento clareador pode ser realizado em pacientes que façam uso de aparelho ortodôntico fixo. Diferentemente do que imagina alguns dentistas e pacientes, não haverá o manchamento dos dentes em função da presença dos bráquetes. Isso ocorre porque as EROs, por serem moléculas de baixo peso molecular, difundem-se pelas estruturas de esmalte e dentina e atingem as moléculas dos pigmentos que estão localizadas no interior desses tecidos dentais mesmo nas regiões em que os bráquetes estejam aderidos. Logo, ao remover o aparelho fixo, nenhum pigmento estará presente e o paciente terá alcançado sua maior satisfação ao obter um sorriso alinhado, harmônico e claro.

## 7 Contraindicações

O tratamento clareador deve ser evitado em mulheres grávidas e lactantes. Embora não haja nenhum registro na medicina relacionado à teratogênia causada por agentes de clareamento dental, é sabido que diversos problemas de saúde são causados pela presença de elementos oxidantes no organismo.



O mesmo pode ser considerado para pacientes com histórico de câncer. Apesar de não haver uma relação direta entre carcinogenicidade e clareadores dentais, a liberação de agentes oxidantes e radicais livres poderia interferir nas respostas do organismo e se tornar motivo de responsabilização judicial em casos de recidiva ou desenvolvimento da doença em pacientes predispostos.

Também está contraindicado o tratamento com géis em alta concentração em crianças e adolescentes que ainda não apresentam todos os dentes permanentes erupcionados há mais de dois anos.

Em pacientes com sensibilidade dentinária relatada também deve-se evitar o uso dos agentes clareadores, pois haverá uma tendência de agravamento da sensibilidade.

Pacientes que possuem trincas no esmalte ou exposições dentinárias (lesões cervicais não cariosas) ou radiculares podem ter a sensibilidade exacerbada. Recomenda-se o uso de dessensibilizantes previamente ao procedimento clareador, além da proteção cuidadosa, por meio de barreiras gengivais, das lesões cervicais não cariosas.

### Leitura recomendada

Alomari Q, El Daraa E. A randomized clinical trial of in-office dental bleaching with or without light activation. *J Contemp Dent Pract.* 2010;11(1):E017-24.

Attin T, Kielbassa AM, Schwanenberg M, Hellwig E. Effect of fluoride treatment on remineralization of bleached enamel. *J Oral Rehabil.* 1997;24(4):282-286.

Bizhang M, Heiden A, Blunck U, Zimmer S, Seemann R, Roulet JF. Intracoronal bleaching of discolored non-vital teeth. *Oper Dent.* 2003;28(4):334-340.

Bowles WH, Ugwuneri Z. Pulp chamber penetration by hydrogen peroxide following vital bleaching procedures. *J Endod.* 1987;13(8):375-377.

Chemin K, Rezende M, Loguercio AD, Reis A, Kossatz S. Effectiveness of and dental sensitivity to at-home bleaching with 4% and 10% hydrogen peroxide: a randomized, triple-blind clinical trial. *Oper Dent.* 2018;43(3):232-240.

Coldebella CR, Ribeiro AP, Sacono NT, Trindade FZ, Hebling J, Costa CA. Indirect cytotoxicity of a 35% hydrogen peroxide bleaching gel on cultured odontoblast-like cells. *Braz Dent J.* 2009;20(4):267-74.

Cordeiro D, Toda C, Hanan S, Arnhold LP, Reis A, Loguercio AD, Bandeira MCL. Clinical evaluation of different delivery methods of at-home bleaching gels composed of 10% hydrogen peroxide. *Oper Dent.* 2019;44(1):13-23.

Costa CA, Riehl H, Kina JF, Sacono NT, Hebling J. Human pulp responses to in-office tooth bleaching. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(4):e59-64.

de Geus JL, Wambier LM, Boing TF, Loguercio AD, Reis A. At-home bleaching with 10% vs more concentrated carbamide peroxide gels: a systematic review and meta-analysis. *Oper Dent.* 2018;43(4):E210-E222.

Dietschi D, Rossier S, Krejci I. In vitro colorimetric evaluation of the efficacy of various bleaching methods and products. *Quintessence Int.* 2006;37(7):515-526.

- Eimar H1, Siciliano R, Abdallah MN, Nader SA, Amin WM, Martinez PP, Celemin A, Cerruti M, Tamimi F. Hydrogen peroxide whitens teeth by oxidizing the organic structure. *J Dent*. 2012;40(Suppl 2):e25-33.
- Gomes MN, Rodrigues FP, Silikas N, Francci CE. Micro-CT and FE-SEM enamel analyses of calcium-based agent application after bleaching. *Clin Oral Investig*. 2018;22(2):961-970.
- Gomes MN, Francci C, Medeiros IS, De Godoy Froes Salgado NR, Riehl H, Marasca JM, Muench A. Effect of light irradiation on tooth whitening: enamel microhardness and color change. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(6):387-94.
- Gomes MN, Dutra H, Morais A, Sgura R, DeVito-Moraes AG. In-office bleaching during orthodontic treatment. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(2):83-92.
- Gonçalves MLL, Tavares ACDS, Mota ACCD, Penna LAP, Deana AM, Bussadori SK. In-office tooth bleaching for adolescents using hydrogen peroxide-based gels: clinical trial. *Braz Dent J*. 2017;28(6):720-725.
- Haddad Filho MS. *Endodontia de Vanguarda*. 1. ed. Nova Odessa: Napoleão, 2015.
- Hegedüs C1, Bistey T, Flóra-Nagy E, Keszthelyi G, Jenei A. An atomic force microscopy study on the effect of bleaching agents on enamel surface. *J Dent*. 1999;27(7):509-515.
- Hein DK1, Ploeger BJ, Hartup JK, Wagstaff RS, Palmer TM, Hansen LD. In-office vital tooth bleaching--what do lights add? *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24(4A):340-352.
- Jiang T, Guo YR, Feng XW, Sa Y, Yang X, Wang M, Li P, Wang YN. Hydrogen peroxide might bleach natural dentin by oxidizing phosphoprotein. *J Dent Res*. 2018;97(12):1339-1345.
- Joiner A1. The bleaching of teeth: a review of the literature. *J Dent*. 2006;34(7):412-9.
- Lee SS, Zhang W, Lee DH, Li Y. Tooth whitening in children and adolescents: a literature review. *Pediatr Dent*. 2005 Sep;27(5):362-8.
- Marson F, Briso ALF, Francci C, Loguercio AD, Conceição EN. Clareamento dental. In Mendes WB, Miyashita E, Oliveira GG. *Reabilitação Oral: previsibilidade e longevidade*. 1. ed. Nova Odessa, 2011.
- Marson FC, Sensi LG, Vieira LC, Araújo E. Clinical evaluation of in-office dental bleaching treatments with and without the use of light-activation sources. *Oper Dent*. 2008;33(1):15-22.
- Martins I, Onofre S, Franco N, Martins LM, Montenegro A, Arana-Gordillo LA, Reis A, Loguercio AD, da Silva LM. Effectiveness of in-office hydrogen peroxide with two different protocols: a two-center randomized clinical trial. *Oper Dent*. 2018;43(4):353-361.
- Nathoo SA. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(Suppl):6S-10S.
- Pinto MM, de Godoy CH, Bortoletto CC, Olivan SR, Motta LJ, Altavista OM, Lumi K, Sobral AP, Bussadori SK. Tooth whitening with hydrogen peroxide in adolescents: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*. 2014;14,15:395.
- Reis A, Loguercio AD. *Materiais Dentários Diretos: dos fundamentos à aplicação clínica*. 1. ed. São Paulo: Santos, 2007.

Tanaka R, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Micro-structural integrity of dental enamel subjected to two tooth whitening regimes. *Arch Oral Biol.* 2011;55(4):300-308.

Uboldini AL, Baesso ML, Medina Neto A, Sato F, Bento AC, Pascotto RC. Hydrogen peroxide diffusion dynamics in dental tissues. *J Dent Res.* 2013;92(7):661-5.



## Currículo dos autores

### **Alexander Cassandri Nishida**

Cirurgião-Dentista graduado pela FOU SP. Mestre e Doutor em Materiais Dentários – FOU SP. Professor das Disciplinas de Biomateriais e Dentística – UNINOVE. Professor do Departamento de Dentística – FOU SP.

<http://lattes.cnpq.br/8929334281924758>

### **Alexandre Moraes**

Cirurgião-Dentista graduado pela UMC. Mestre em Dentística – UNG. Doutor em Biofotônica – UNINOVE. Professor das Disciplinas de Biomateriais, Dentística e Clínica Integrada – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/8122909058808743>

### **André Guaraci De Vito Moraes**

Cirurgião-Dentista graduado pela FOU SP. Mestre e Doutor em Materiais Dentários – FOU SP. Professor das Disciplinas de Biomateriais e Clínica Integrada – UNINOVE. Professor do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral – FOU SP. Pesquisador Sênior Associado do Departamento de Biomateriais e Biomecânica – OHSU.

<http://lattes.cnpq.br/9998389437138562>

### **Lilyan Cardoso Yamasaki**

Cirurgiã-Dentista graduada pela FOU SP. Doutora em Materiais Dentários – FOU SP. Professora das Disciplinas de Biomateriais e Dentística – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/2621670332084729>

### **Luciano Bonatelli Bispo**

Cirurgião-Dentista graduado pela FOBUSP. Especialista em Dentística – CFO. Mestre e Doutor em Dentística – FOU SP. Professor das Disciplinas de Biomateriais e Dentística – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/8230868342664909>

### **Marcelo de Oliveira dos Reis**

Cirurgião-Dentista graduado pela UFAM. Especialista em Saúde Coletiva – UCAM. Especialista em Ortodontia – CEPROEDUCAR. Cirurgião-Dentista do Exército Brasileiro. Professor da Disciplina de Ortodontia – UNINORTE.

<http://lattes.cnpq.br/0590618180524261>

### **Mauricio Neves Gomes**

Cirurgião-Dentista graduado pela FOAUNESP. Especialista em Dentística – CETAO. Mestre e Doutor em Materiais Dentários – FOUSP. Cirurgião-Dentista da Força Aérea Brasileira e ICESP.

<http://lattes.cnpq.br/1352205294766107>

### **Paulo Sérgio Lopes dos Prazeres**

Cirurgião-Dentista graduado pela UNIP. Mestre em Materiais Dentários – FOUSP. Professor das Disciplinas de Biomateriais e Clínica Integrada – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/0909787472868933>

### **Ravana Angelini Sfalcin**

Cirurgiã-Dentista graduada pela UNICAMP. Especialista em Odontopediatria – APCD. Mestre e Doutora em Materiais Dentários – UNICAMP. Professora das Disciplinas de Biomateriais, Dentística e Odontopediatria – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/5385372827990295>

### **Ricardo Sgura**

Cirurgião-Dentista graduado pela FOUSP. Especialista em Dentística – UFF. Mestre e Doutor em Materiais Dentários – FOUSP. Professor das Disciplinas de Biomateriais e Clínica Integrada – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/7540963784525911>

### **Talita Christine Camilo Lopez**

Cirurgiã-Dentista graduada pela UNINOVE. Mestre em Dentística – FOUSP. Doutora em Biofotônica – UNINOVE. Professora das Disciplinas de Biomateriais e Anatomia Dental – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/4852962859551252>

### **Waldyr Romão Júnior**

Cirurgião-Dentista graduado pela UMESP. Mestre e Doutor em Materiais Dentários – FOUSP. Diretor de Saúde – UNINOVE.

<http://lattes.cnpq.br/2357831290704281>



Este livro traz aos seus leitores um texto acessível sobre a apresentação comercial, a composição, as propriedades, a manipulação, as indicações e as contraindicações dos principais biomateriais odontológicos diretos. Todas essas características são discutidas de forma objetiva trazendo ao leitor os aspectos teóricos essenciais para que seja possível realizar a correta manipulação dos materiais. Em posse desses conhecimentos, o dentista e/ou sua equipe alcançarão os melhores resultados nos tratamentos odontológicos realizados devido a obtenção da melhor performance dos biomateriais em função na cavidade oral. Vale ressaltar que atualmente não basta apenas conhecer bem as propriedades dos materiais, mas também a relação deles com os tecidos vivos. Portanto, o uso do termo biomateriais parece ser realmente a melhor tradução para definir a atuação da ciência dos materiais dentários hoje em dia. As propriedades biológicas também são discutidas neste livro.

Entretanto, não basta ao profissional da odontologia deter apenas os conceitos teóricos, mas sim saber aplicá-los na prática. Negligenciar a manipulação adequada pode significar o fracasso da terapêutica adotada. Tentando satisfazer essa exigência, associamos ao texto um guia prático ilustrado que demonstra o passo a passo da manipulação de cada um dos biomateriais mais utilizados durante a rotina clínica. Portanto, será possível associar a teoria com a prática com o objetivo de instruir os profissionais da odontologia de forma completa, fazendo do exercício da profissão uma empolgante e compensadora experiência.

André De Vito

