

SISTEMAS ADESIVOS: UM OLHAR CRÍTICO SOBRE A CIÊNCIA POR TRÁS DA ADESÃO

 <https://doi.org/10.56238/sevened2024.034-008>

Álefi Marques Lopes da Silva

Mestrando, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FORP/USP)
alefi1968@gmail.com

Carolina Cardoso de Araujo

Mestranda, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FORP/USP)
carolinacodonto@outlook.com

Sarah de Araújo Mendes Cardoso

Mestranda, Piracicaba Dental School, State University of Campinas (UNICAMP)
s290973@dac.unicamp.br

Geovanna de Castro Bizarria

Mestranda, Piracicaba Dental School, State University of Campinas (UNICAMP)
geovannabizarria@gmail.com

José Lucas dos Santos Silva

Cirurgião-dentista, Faculdade de Odontologia CECAPE
joselucassilva52tg@gmail.com

Marcelo Lopes Silva

Mestre, Universidade Federal do Maranhão, UFMA
marcelopesilva@hotmail.com

Maria do Amparo Veloso Magalhães

Doutora, Universidade Luterana do Brasil
amparovm@bol.com.br

Maria Sarah Teresa Lima Verde Moura

Mestranda, Universidade Federal do Piauí
masarah144@gmail.com

Marine Olmos Villagomez

Mestranda, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FORP/USP)
marine.olmos@usp.br

Ousanas Wesllen Macedo da Costa

Graduando, Centro Universitário Santo Agostinho
ousanaswesllen@gmail.com

Nicollas Gabriel de Carvalho Lima

Graduando, Centro Universitário Santo Agostinho
nicollasgabriel128@gmail.com



RESUMO

Os sistemas adesivos desempenham um papel crucial na odontologia restauradora, proporcionando avanços significativos desde sua introdução até as tecnologias modernas. Historicamente, sua evolução reflete a busca por maior eficiência adesiva e simplificação dos protocolos clínicos. A estrutura dental, composta por esmalte e dentina, apresenta características distintas que influenciam a adesão. O esmalte é altamente mineralizado, com superfícies de alta energia, enquanto a dentina é menos mineralizada, possui maior conteúdo orgânico e fluido dentinário, apresentando desafios adicionais à adesão. Os sistemas adesivos interagem quimicamente com esses substratos, utilizando monômeros, solventes e iniciadores que promovem molhabilidade e copolimerização. Suas propriedades físicas, como viscosidade e capacidade de penetração, e mecânicas, como resistência ao cisalhamento, garantem a durabilidade das restaurações. A classificação dos sistemas adesivos, seja por número de etapas ou pela forma de interação com o substrato, oferece critérios para a seleção do material mais apropriado. A constante inovação nesses sistemas visa otimizar os resultados clínicos, promovendo restaurações estéticas, funcionais e duráveis. A integração entre conhecimento científico e prática clínica é essencial para o desenvolvimento contínuo de adesivos mais eficazes.

Palavras-chave: Adesivos Dentinários. Esmalte Dentário. Hidroxiapatita. Fotoiniciadores Dentários. Dentina.

1 INTRODUÇÃO

Com o avanço da odontologia restauradora moderna, diversos sistemas adesivos foram introduzidos ao longo dos anos, no entanto, persistem questões não resolvidas quanto à durabilidade da interface de ligação entre resina e dentina. A adesão às estruturas do esmalte tem se consolidado como um procedimento previsível e bem estabelecido, enquanto a adesão à dentina, devido à sua complexidade estrutural e histológica, continua a representar um desafio significativo. A heterogeneidade da dentina, caracterizada pela variabilidade em sua composição e estrutura, pode comprometer a eficácia dos sistemas adesivos, levando a resultados clínicos inconsistentes.

1.1 HISTÓRICO DOS SISTEMAS ADESIVOS

A história dos adesivos dentais remonta a 1949, quando o Dr. Hagger, um químico suíço atuando na DeTrey/Amalgamated Dental Company, solicitou a patente do primeiro adesivo dentário. Naquele momento, a dentina era o único substrato considerado para a adesão, em contraste com o esmalte. Em 1951, Hagger patenteou um material denominado “Cavity Seal”, destinado a ser utilizado em combinação com a resina de cura química “Sevriton”. Este produto incorporava um adesivo conhecido como dimetacrilato de ácido glicerolfosfórico, que era polimerizado por meio de um iniciador de ácido sulfínico, mais tarde denominado “Sevriton Cavity Seal”. O adesivo desenvolvido por Hagger utilizava monômeros ácidos, que possibilitam a gravação e interação em nível molecular com as superfícies dentárias, formando ligações físicas e químicas entre a restauração e o dente. O conceito proposto por Hagger foi rapidamente adotado por outros pesquisadores, resultando na evolução de diferentes gerações de adesivos dentais. Esse desenvolvimento marcou a primeira vez que a ligação à estrutura dentária se tornou comercialmente viável, através da formação de uma interface que se assemelha ao que atualmente é referido como camada híbrida (Söderholm, 2007; Sofan *et al.*, 2017; Rawls, 2023)

Em 1954, Buonocore realizou experimentos pioneiros sobre a adesão ao esmalte por meio de ataque ácido, focando na modificação da superfície do esmalte para promover a adesão com materiais de obturação. Em 1955, ele detalhou o uso de ácido fosfórico a 85% como agente para alterar a topografia superficial do esmalte, criando uma superfície ideal para colagem. Essa modificação não apenas facilitou a adesão de materiais restauradores, mas também aumentou a retenção de resina acrílica em fissuras e sulcos, estabelecendo uma base sólida para o desenvolvimento de técnicas adesivas em odontologia (Buonocore, 1955; Sofan *et al.*, 2017; Rawls, 2023).

2 ESTRUTURA DENTAL E SUBSTRATOS DE ADESÃO

2.1 ESMALTE DENTAL

O esmalte dental é o único tecido mineralizado com origem epitelial no corpo humano, sendo também o mais mineralizado. Ele é composto por 97% de hidroxiapatita, um mineral com estrutura cristalina, 2% de água e 1% de matéria orgânica, com predominância de proteínas, como amelogeninas e enamelinas, além de carboidratos e lipídios (Reis, 2021; Katchburian; Arana, 1999).

Esse tecido apresenta uma estrutura porosa e semipermeável, o que permite a passagem de fluidos e pequenas moléculas. Sua fórmula química é expressa por $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, o que reflete sua composição mineral. Entre suas características físicas estão uma alta densidade e dureza, um elevado módulo de elasticidade, mas também uma baixa resistência à tração e grande fragilidade (Reis, 2021; Katchburian; Arana, 1999).

Estruturalmente, o esmalte é formado por prismas de esmalte que seguem um trajeto ondulado. Quando analisados em diferentes cortes, esses prismas lembram formas como "buracos de fechadura" ou "raquetes de tênis". Cada prisma é formado por agrupamentos de bilhões de cristais finos com forma hexagonal. A composição mineral e a quantidade de matéria orgânica nas regiões prismática e interprismática são muito semelhantes (Reis, 2021; Katchburian; Arana, 1999).

Embora nem todos os prismas atinjam a superfície do esmalte, as áreas superiores possuem cristais dispostos de maneira mais densa e inclinada em relação ao esmalte abaixo. Esta camada superficial, chamada de camada aprismática, é resultado da atividade final dos ameloblastos. Sua espessura e extensão variam, geralmente diminuindo nas superfícies de desgaste com o tempo (Reis, 2021; Katchburian; Arana, 1999; Kidd *et al.*, 1984; Bertacci *et al.*, 2007; He *et al.*, 2011).

À medida que envelhecemos, o esmalte sofre uma perda gradual de espessura, que pode chegar a até um terço do seu valor original em pessoas com mais de 65 anos. Além disso, o esmalte de dentes envelhecidos tende a acumular uma camada superficial mais rica em fluoretos, aumentar sua mineralização e ter uma matriz interprismática mais reduzida. Isso faz com que o esmalte envelhecido seja menos suscetível a ácidos, o que pode afetar os tratamentos realizados sobre essa superfície (Reis, 2021; Kidd *et al.*, 1984; Bertacci *et al.*, 2007; He *et al.*, 2011).

2.2 DENTINA

Ao contrário do esmalte, a dentina é um tecido mineralizado de natureza conjuntiva, sendo responsável pela maior parte da estrutura do dente. Ela é coberta por esmalte na coroa e por cimento na raiz, e no seu interior abriga a polpa dentária, um tecido conjuntivo frouxo composto por células, fibrilas de colágeno, substância intercelular amorfa, nervos, vasos sanguíneos e linfáticos. A dentina, mineralizada, faz parte de um complexo tecidual com a polpa, tendo a mesma origem embrionária,

podendo ser vista como uma extensão da polpa, tanto do ponto de vista anatômico quanto funcional (Reis, 2021; Katchburian; Arana, 1999).

A dentina é composta por 70% de hidroxiapatita na forma de cristais alongados, 20% de material orgânico (com 85% de colágeno tipo I) e 10% de água, quando analisada em peso. Em termos de volume, a dentina é formada por 45% de mineral, 33% de matéria orgânica e 22% de água (Reis, 2021; Xu; Wang, 2012).

Do ponto de vista estrutural, a dentina é formada por túbulos dentinários, além de dentina peri ou intra tubular e intertubular. Durante o processo de dentinogênese, a dentina vai se formando ao redor dos prolongamentos dos odontoblastos, os quais se retraem em direção à polpa. A presença contínua desses prolongamentos na região em mineralização resulta na formação dos túbulos, que são preenchidos por fluido dentinário. Esses túbulos percorrem toda a espessura da dentina, com um trajeto sinuoso, e seus diâmetros variam de 2,5 μm , próximo à polpa, a 1 μm na junção amelodentinária (JAD). A densidade dos túbulos também varia, sendo de aproximadamente 45.000/mm² perto da polpa e 20.000/mm² na JAD. Em termos percentuais, a presença de túbulos pode variar de 1% da área total perto da JAD até 22% próximo à polpa. O fluido dentinário, mantido sob pressão, se movimenta em resposta a estímulos, como toque, mudanças de temperatura ou alterações osmóticas, o que está diretamente relacionado à sensibilidade da dentina (Reis, 2021; Pashley, 1991; Giannini *et al.*, 2001).

A dentina peritubular forma a parede dos túbulos dentinários, sendo hipermineralizada e com espessura variável, maior próxima à polpa e sem fibrilas de colágeno. Com a deposição contínua de dentina peritubular ao longo da vida, a luz dos túbulos tende a diminuir, podendo ser completamente obliterada devido a estímulos mecânicos ou a processos cariogênicos. A dentina intertubular compõe a maior parte da dentina, ocupando os espaços entre as colunas de dentina peritubular. Ela é formada por fibrilas de colágeno dispostas perpendicularmente aos túbulos, com os cristalitos de apatita se depositando ao longo das fibrilas, com seus eixos paralelos a elas (Reis, 2021; Xu; Wang, 2012; MARSHALL *et al.*, 1997).

Embora a composição mineral da dentina intertubular e peritubular seja similar, a razão entre mineral e matriz é três vezes maior na dentina peritubular, indicando uma mineralização mais intensa nessa área. Em relação ao conteúdo orgânico, a dentina intertubular é composta quase exclusivamente por colágeno, enquanto a dentina peritubular contém proteínas não colágenas elas (Reis, 2021; Xu; Wang, 2012; Marshall *et al.*, 1997).

Com o envelhecimento, ocorre uma redução gradual no diâmetro dos túbulos dentinários devido à contínua deposição de mineral em seu interior. Esse processo começa por volta da terceira década de vida e pode resultar na obliteração completa dos túbulos, fazendo com que a dentina se torne esclerótica. Assim, à medida que envelhecemos, há um aumento no conteúdo mineral da dentina (Porter *et al.*, 2005; Arola *et al.*, 2017).

2.3 ADESÃO E SUBSTRATOS DENTAIS: DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA AO COMPORTAMENTO CLÍNICO

Adesivos dentais são soluções de monômeros de resina que tornam a interação do substrato dental da resina possível (Perdigão, 2007; Sofan *et al.*, 2017; Tekce *et al.*, 2023). Os sistemas adesivos são compostos de monômeros com grupos hidrofílicos e hidrofóbicos. Os primeiros aumentam a molhabilidade dos tecidos duros dentais, enquanto os últimos permitem a interação e copolimerização com o material restaurador. A composição química dos adesivos também inclui iniciadores de polimerização, inibidores ou estabilizadores, solventes e, em alguns casos, cargas inorgânicas (Van; Kirsten, 2007; Sofan *et al.*, 2017).

A parte mineralizada do dente constitui uma estrutura complexa composta por diferentes tecidos duros, que apresentam ultramorfolgia e composição distintas. O esmalte dental é formado por uma matriz cristalina sólida e dura, predominantemente composta por hidroxiapatita (HAp), que apresenta fortes forças intermoleculares e uma superfície de alta energia, além de conter água e material orgânico. Em contrapartida, a dentina é um composto biológico de HAp que envolve fibras de colágeno. A dentina é intrinsecamente úmida e possui menor dureza em comparação ao esmalte, caracterizando-se por forças intermoleculares reduzidas e superfícies de baixa energia (Susin *et al.*, 2007; Sofan *et al.*, 2017; Rawls, 2023)

Adicionalmente, a dentina distingue-se do esmalte por apresentar uma camada de esfregaço, um conteúdo orgânico significativo e a presença de fluido nos túbulos dentinários. A densidade dos túbulos dentinários varia com a profundidade da dentina; assim, a concentração de água na dentina é menor na porção superficial e maior na porção profunda. Na dentina superficial, que contém uma menor densidade de túbulos, a permeação da resina na dentina intertubular é responsável pela maior parte da força de união. Na dentina profunda, onde os túbulos dentinários são mais numerosos, a permeabilidade intratubular das resinas contribui para uma maior força de união, evidenciando a importância da interação entre os materiais restauradores e a estrutura dentinária (Susin *et al.*, 2007; Sofan *et al.*, 2017; Rawls, 2023).

2.4 ADESÃO

O mecanismo fundamental de adesão à estrutura dentária pode ser descrito como um processo de substituição, no qual o componente mineral do dente, a hidroxiapatita, é substituído por resinas sintéticas. Este processo de adesão ocorre em duas etapas principais:

- 1) A remoção da hidroxiapatita para criar microporos na superfície dentária;
- 2) A infiltração de monômeros de resina nos microporos, seguida de sua polimerização. Como resultado, os prolongamentos de resina estabelecem um intertravamento micromecânico com o tecido duro do dente.

Além disso, podem ocorrer interações químicas entre os monômeros de resina e o substrato dentário, especialmente na presença de grupos funcionais ácidos ou quelantes, que podem promover ligações químicas adicionais, aumentando a força de adesão e a durabilidade da interface restauradora (Hardan *et al.*, 2023; Rawls, 2023)

2.5 COESÃO

Esse conceito refere-se à força de atração intermolecular entre as moléculas que compõem o material adesivo. Essa propriedade é crucial para a integridade estrutural e a resistência do adesivo em condições de uso clínico. Em sistemas adesivos dentários, a coesão é determinante para a eficácia da adesão, uma vez que uma alta coesão garante que o adesivo mantenha sua integridade sob estresses mecânicos e químicos. Durante a aplicação do adesivo, a coesão contribui para a formação de uma interface robusta entre o adesivo e as superfícies dentárias, como esmalte e dentina. Essa propriedade é fundamental para a estabilidade da união adesiva, pois uma coesão inadequada pode resultar em falhas de adesão, como deslaminação ou degradação do material ao longo do tempo (von Fraunhofer, 2012; Rawls, 2023)

Além disso, a coesão está intimamente relacionada às propriedades reológicas do adesivo, como viscosidade e fluidez, que influenciam a penetração do material nos microporos da estrutura dental. Em suma, a coesão é um fator determinante que afeta a resistência, a durabilidade e o desempenho dos sistemas adesivos dentários, impactando diretamente a eficácia da união entre o material restaurador e a estrutura dental.

2.6 INTERFACE ADESIVA E BIOFILME

Os microrganismos presentes na cavidade oral aderem às superfícies dos dentes, formando a placa dentária, que consiste em uma comunidade diversa organizada em forma de biofilme. Os biofilmes se formam e interagem de maneira distinta com os diferentes microambientes da cavidade oral, sendo essa interação influenciada por alterações na ecologia da placa dentária, no material restaurador, bem como na química e nas características da superfície. Além disso, bactérias orais podem induzir a biodegradação de materiais à base de resina por meio da atividade de esterases, resultando na liberação de subprodutos hidrolisados de monômeros. Particularmente em sistemas adesivos, a atividade de esterases de bactérias cariogênicas podem degradar resinas polimerizadas, especialmente em sistemas autocondicionantes, que possuem uma composição química mais hidrofílica (Bourbia *et al.*, 2013).

Derivados de fosfato de metacrilatos presentes em alguns adesivos, como o 10-MDP, podem liberar polímeros ácidos que inibem o crescimento bacteriano devido ao seu pH extremamente baixos. Dessa forma, tanto a hidrofílicidade do sistema adesivo quanto o seu pH podem influenciar o

crescimento bacteriano. Outro fator corresponde a tempos curtos de fotoativação que podem resultar em um menor grau de conversão de monômeros em polímeros, deixando mais monômeros residuais não polimerizados nos materiais e, conseqüentemente, aumentando a colonização por *Streptococcus mutans*. Além disso, a colonização por *S. mutans* é menor em superfícies de resina polida ou em resinas compostas nanopreenchidas (Ionescu *et al.*, 2012; Brambilla *et al.*, 2014). Por outro lado, superfícies de resina composta com depressões profundas, grandes irregularidades ou exposição da matriz de resina são mais propensas à formação de biofilme.

Embora o manuseio adequado dos materiais maximize seu desempenho, fatores intrínsecos (como química, mecanismo de ligação e biologia) e extrínsecos (como o ambiente oral) influenciarão a longevidade das restaurações adesivas. A contaminação por saliva e sangue durante o procedimento restaurador diminui a resistência da união e deve ser evitada. Caso ocorra uma contaminação acidental, existem estratégias experimentalmente testadas para minimizar os efeitos negativos, incluindo o acondicionamento da superfície, o enxágue e a secagem da área contaminada, além da aplicação de camadas adicionais de adesivo (Cobanoglu *et al.*, 2013; Szesz *et al.*, 2016).

3 COMPONENTES DOS SISTEMAS ADESIVOS

3.1 MONÔMEROS FUNCIONAIS

Os adesivos dentais contêm monômeros de resina semelhantes aos presentes nos materiais restauradores compostos, a fim de assegurar uma ligação covalente eficaz entre o adesivo e o compósito de revestimento. Os monômeros são considerados os componentes mais importantes do adesivo. Monômeros de resina que possuem dois ou mais grupos polimerizáveis são essenciais para formar uma rede altamente reticulada, garantindo a resistência e a estabilidade da camada adesiva. Monômeros funcionais normalmente possuem um grupo funcional, como grupos hidroxila, e um único grupo polimerizável, permitindo a formação de cadeias poliméricas lineares. Um exemplo é o hidroxietil metacrilato (HEMA), um monômero hidrofílico que promove a difusão da resina na rede de colágeno úmido e é comumente encontrado em sistemas adesivos modernos (Moszner *et al.*, 2005; Van *et al.*, 2007).

Em sistemas adesivos autocondicionantes, os grupos funcionais presentes nos monômeros de resina geralmente são ácidos e desempenham um papel fundamental na corrosão das superfícies de esmalte e dentina. Exemplos de monômeros funcionais ácidos incluem o anidrido de 4-metacrilóioxietil trimelitato, o 10-metacrilóioxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP) e o 2-(metacrilóioxietil)fenil hidrogenofosfato. Esses grupos funcionais, como carboxila ou fosfato, não apenas promovem o autocondicionamento, mas também podem formar ligações iônicas com o cálcio da hidroxiapatita (Yoshida *et al.*, 2004; Van *et al.*, 2018).

O monômero MDPB (metacriloxidodecylpiridínio brometo), patenteado pela Kuraray, é um composto do agente antibacteriano brometo de dodecylpiridínio e um grupo metacrilato (Imazato *et al.*, 1995). Em contraste com a maioria dos monômeros funcionais, esta molécula é bastante hidrofóbica, assim, etanol e acetona são os solventes mais adequados para este monômero. O 10-MDP é o monômero ácido mais popular e altamente estável, característica atribuída à longa cadeia carbonila que conecta os grupos funcional e polimerizável em sua estrutura. Além disso, o grupo funcional fosfato tem a capacidade de formar ligações iônicas robustas com a hidroxiapatita, graças à baixa solubilidade dos sais de cálcio formados (Bedran-Russo *et al.*, 2017; Fehrenbach *et al.*, 2021). Esse monômero possui a capacidade de formar ligações iônicas robustas com o cálcio, devido à baixa solubilidade do sal de cálcio formado em sua própria solução. Neste estudo, o 10-MDP foi identificado como o monômero mais promissor para estabelecer ligação química com a hidroxiapatita do esmalte ou dentina (Türkün, 2003).

Alguns monômeros possuem natureza mais hidrofóbica como bisfenol A-glicidil metacrilato, trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA), uretano dimetacrilato e bisfenol-A dimetacrilato etoxilado. É preciso que haja diferença no peso molecular entre os monômeros de resina, pois os monômeros de baixo peso molecular ajudam a dissolver os de alto peso molecular, aprimorando a molhabilidade da mistura de resina (Moszner *et al.*, 2005).

3.2 SOLVENTES

A incorporação de solventes nos adesivos é essencial para sua pois a umidade natural da dentina só permite uma boa molhabilidade quando aplicada uma ligação hidrofílica. Ao adicionar monômeros hidrofílicos de um lado e um solvente de outro, o comportamento de escoamento do adesivo é significativamente aprimorado (Van *et al.*, 2007).

Solventes são incorporados às misturas adesivas para diminuir a viscosidade e facilitar a infiltração do adesivo resinoso, como exemplo são usados etanol, acetona e água, ambos possuem baixo custo, sua ampla disponibilidade e sua boa biocompatibilidade. Nos sistemas de condicionamento ácido e enxágue, o etanol desempenha um papel crucial na infiltração dos monômeros de resina na rede de colágeno úmido, além de auxiliar na evaporação do excesso de água por meio da formação de agregados de água e etanol (Chiba *et al.*, 2016).

A presença de solvente residual nas camadas adesivas pode comprometer a polimerização do adesivo, diminuindo suas propriedades mecânicas e acelerando a degradação ao longo do tempo. Assim, é fundamental realizar uma secagem completa e minuciosa do adesivo com ar, ultrapassando o tempo recomendado pela maioria dos fabricantes, para garantir a remoção do excesso de solvente antes da fotopolimerização (Bail *et al.*, 2012). Dessa forma, é possível afirmar que a evaporação eficiente do solvente é uma etapa essencial anterior à fotopolimerização.

3.3 FOTOINICIADORES

Os sistemas adesivos precisam ser fotoativados antes da aplicação do compósito resinoso, com o objetivo de alcançar um grau ideal de conversão, garantir boa resistência mecânica da camada adesiva e evitar o afinamento excessivo dessa camada devido à aplicação do compósito (Yoshida; Greener, 1994). Os iniciadores geralmente são moléculas que possuem ligações atômicas com baixa energia de dissociação que formarão radicais que desencadearão a reação de polimerização.

O sistema fotoiniciador desempenha participações significativas na obtenção da força de união e na formação de uma interface adesiva estável. O sistema fotoiniciador tradicionalmente utilizado, composto por canforoquinona e amina, apresenta características hidrofóbicas e, por isso, pode sofrer separação de fases, levando a uma polimerização insuficiente da porção mais hidrofílica dos sistemas adesivos (Abedin *et al.*, 2015). A quantidade de iniciador incorporada aos sistemas adesivos varia conforme o tipo de iniciador e o sistema adesivo, mas normalmente é bastante reduzida, situando-se entre 0,1% e 1% em peso.

Uma característica essencial dos fotoiniciadores é o comprimento de onda de pico de absorção e o espectro de absorção. Fotoiniciadores que absorvem no espectro de luz visível são geralmente preferidos. A absorção desses fotoiniciadores deve estar alinhada aos perfis de emissão das unidades de cura odontológica (Hazlewood; Davies, 1996). Além disso, o comprimento de onda máximo de absorção pode variar conforme o solvente em que o fotoiniciador está dissolvido, geralmente deslocando-se para comprimentos de onda menores à medida que a polaridade do solvente aumenta (Sun; Chae, 2000).

Estudos sobre o uso de sistemas fotoiniciadores alternativos levaram à introdução de compostos como o óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoi)fosfina e o cloreto de 2-hidroxi-3-(3,4-dimetil-9-oxo-9H-tioxanten-2-iloxi)-N,N,N-trimetil-1-propanamínio (QTX) (Dressano *et al.*, 2016).

3.4 SILANO E SILANIZAÇÃO

Um agente de acoplamento de silano é altamente eficaz na promoção da união entre materiais restauradores à base de sílica. Suas indicações em odontologia abrangem, mas não se limitam a cimentação de restaurações cerâmicas e metálicas indiretas, laminados cerâmicos, reparos de cerâmicas, compósitos de resina reforçados com fibra de vidro, além de compósitos de resina com carga reforçada, como cimentos e materiais de preenchimento (Blatz *et al.*, 2003; Lee, 2015; Matinlinna *et al.*, 2018).

Para primers de silano pré-hidrolisados (pré-ativados) em frasco único, a solução pode se tornar turva ao longo do tempo após a primeira abertura e, conseqüentemente, não pode mais ser utilizada. Isso ocorre devido à formação excessiva de oligômeros ou polímeros de siloxano, que são quimicamente inativos. Como alternativa, foi desenvolvido o sistema de silano de dois frascos para

prolongar a vida útil e aumentar a reatividade inicial. Nesse sistema, um frasco contém monômero de silano não hidrolisado dissolvido em etanol, enquanto o outro contém ácido acético aquoso. Ambos são misturados imediatamente antes do uso, permitindo que o silano seja hidrolisado de forma eficaz (Piascik *et al.*, 2009; Lung; Matinlinna, 2012; Nihei, 2016).

3.4.1 Entenda como funciona o silano:

- a. Um agente de acoplamento de silano, que é um trialcóxissilano, contém dois grupos funcionais nas extremidades de sua estrutura molecular, e que conectam uma matriz de resina não polimerizada e um substrato inorgânico (superfície);
- b. Fórmula do silano bifuncional: $L-(CH_2)_k-Si(OR)_3$
 - * L é um grupo organofuncional (por exemplo, metacrilato, acrilato, isocianato, epóxi),
 - * k é um grupo ligante (espaçador) que separa o grupo organofuncional,
 - * O átomo de Si e OR é um grupo alcóxil hidrolisável (metoxi, etoxi).
- c. À temperatura ambiente, o silano é ativado por ácido (ácido acético) para formar silanol (SiOH) antes que eles possam se ligar ao substrato inorgânico;

3.4.2 Etapas de união do substrato de resina com agentes de acoplamento de silano:

- a. Formação da união do silano e do substrato — ativada por ácido
- b. Formação da união da resina e do silano — ativada por fotopolimerização

O silano é ativado por ácido para formar grupos silanol que reagem com os grupos hidroxila (OH) da superfície do substrato por uma reação de condensação:



A reação entre os grupos organofuncionais do silano (com uma ligação C=C) e os grupos funcionais dos monômeros da resina, também contendo ligações C=C, é induzida pelos radicais livres reativos gerados durante a fotoativação dos componentes iniciadores presentes na matriz da resina. Como resultado, o compósito de resina e a superfície do substrato são conectados de forma eficiente pelo agente de acoplamento de silano (Eggmann *et al.*, 2023).

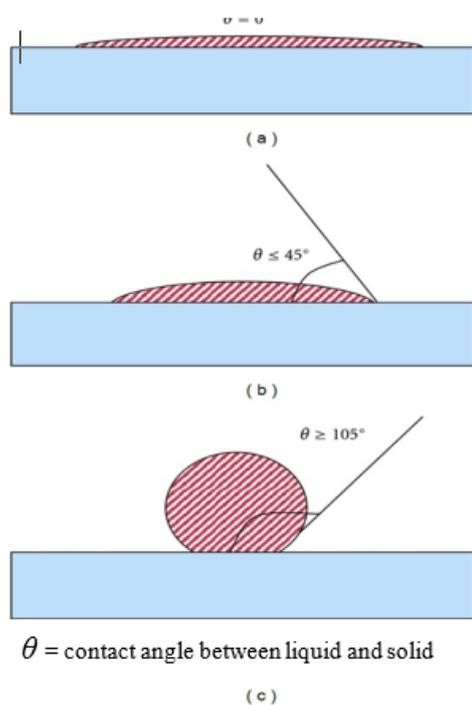
3.5 PROPRIEDADES FÍSICAS DOS SISTEMAS ADESIVOS

As propriedades físicas e mecânicas dos sistemas adesivos são essenciais para a compreensão de seu desempenho na odontologia. Essas propriedades influenciam a eficácia da adesão, a durabilidade das restaurações e a resistência a diferentes tipos de estresses.

3.6 MOLHABILIDADE, ÂNGULO DE CONTATO, TENSÃO SUPERFICIAL E ENERGIA DE SUPERFÍCIE

Materiais que molham uns contra os outros tendem a ter uma área de contato maior do que aqueles que não molham, no entanto, a molhabilidade depende das energias de superfície relativas dos materiais adesivos e substratos. Molhamento é a capacidade de um líquido formar uma interface com uma superfície sólida e o grau de molhamento é avaliado como o ângulo de contato θ (imagem 1) formado entre o líquido e a superfície do substrato sólido. Isso é determinado tanto pela tensão superficial do líquido quanto pela natureza e condição da superfície do substrato. Quanto menor o ângulo de contato e menor a tensão superficial do líquido, maior o grau de molhamento, ou seja, a gota de líquido se espalhará pela superfície do substrato desde que esta esteja limpa e não contaminada (von Fraunhofer, 2012; Rawls, 2023). Observe a imagem abaixo:

Fig. 1 - Ângulos de contato líquido/superfície para superfícies limpas, levemente contaminadas e contaminadas



Fonte: von Fraunhofer, 2012.

Observe que uma superfície limpa permite um bom molhamento, ou seja, o ângulo de contato θ é próximo de 0° (**figura 1a**)

Já com uma superfície levemente contaminada (**figura 1b**) haverá um ângulo de contato maior (θ é maior que 0° , mas menor que 90° , ou seja, $0^\circ < \theta < 90^\circ$)

Já com o ângulo de contato entre o líquido e uma superfície contaminada ou com baixa energia superficial excederá 90° (**figura 1c**)

A condição ilustrada na figura 1c é frequentemente denominada desumidificação, caracterizando-se pela formação de gotículas de líquido na superfície do substrato. O ângulo de contato (θ) é uma função da adesão dispersiva, que se refere à interação entre as moléculas do adesivo e as do substrato, e da coesão dentro do adesivo líquido. Quando a adesão à superfície do substrato é intensa e a coesão dentro do líquido é fraca, observa-se um elevado grau de molhamento, comumente classificado como condições liofílicas. Em contraste, uma combinação de fraca adesão e alta coesão, conhecida como condições liofóbicas, resulta em ângulos de contato elevados e em um molhamento

deficiente da superfície do substrato, levando à formação de gotículas na superfície, em vez da formação de uma película contínua de fluido. Essa dinâmica entre adesão e coesão é fundamental para entender o comportamento de molhamento dos líquidos em interfaces sólidas, com implicações significativas na eficácia de sistemas adesivos em odontologia e outros campos de aplicação (von Fraunhofer, 2012).

3.7 VISCOSIDADE

A viscosidade ideal do adesivo dentinário é um parâmetro crítico que influencia diretamente o desempenho do material na adesão à dentina. A viscosidade de cada sistema adesivo desenvolvido é diferente e desempenha um papel importante na molhabilidade e velocidade de espalhamento em uma superfície sólida (Eick *et al.*, 1972; Silikas; Watts, 1999; Rosales-Leal *et al.*, 2001; Hisamatsu *et al.*, 2002).

A viscosidade é a medida da resistência de um líquido ao fluxo e, no contexto dos adesivos dentinários, é crucial para a penetração do adesivo nas microestruturas da dentina. Uma viscosidade adequada permite que o adesivo alcance as superfícies e se integre bem ao substrato. A viscosidade ideal para adesivos dentinários geralmente varia entre 200 e 500 cP (centipoise) em temperatura ambiente. Essa faixa permite que o adesivo flua facilmente, penetre nas microfissuras da dentina e forme uma interface adesiva eficaz (Eick *et al.*, 1972; Silikas; Watts, 1999; Rosales-Leal *et al.*, 2001; Hisamatsu *et al.*, 2002; Pazinato *et al.*, 2006).

Baixa viscosidade: Adesivos com viscosidade mais baixa (menor que 200 cP) tendem a apresentar excelente capacidade de molhamento e penetração nas microestruturas dentárias. Eles são mais eficazes em criar uma interface adesiva, mas podem ser difíceis de controlar durante a aplicação, resultando em vazamentos ou excessos de material. **Alta Viscosidade:** Adesivos com viscosidade alta (acima de 500 cP) podem ser mais fáceis de manusear e controlar, mas apresentam limitações na penetração nas microestruturas da dentina. Isso pode resultar em uma adesão inadequada e menor resistência à desintegração.

3.8 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS SISTEMAS ADESIVOS

As propriedades mecânicas dos sistemas adesivos desempenham um papel crítico na determinação de sua eficácia e durabilidade nas aplicações odontológicas. Essas propriedades são determinantes na resistência da interface entre os materiais restauradores e os substratos dentários, influenciando diretamente a longevidade das restaurações. A capacidade dos adesivos de resistir a diferentes tipos de estresse mecânico, como cisalhamento, tração e compressão, é essencial para assegurar a integridade estrutural das uniões adesivas sob condições funcionais. Assim, a compreensão detalhada das propriedades mecânicas dos sistemas adesivos é fundamental para a otimização de

materiais e técnicas que visam melhorar os resultados clínicos e prolongar a durabilidade das restaurações dentárias (Bourgi *et al.*, 2024; Spencer *et al.*, 2010). A seguir um quadro resumo a respeito das propriedades mecânicas.

Quadro 1: Propriedades mecânicas dos sistemas adesivos

PROPRIEDADES	DESCRIÇÃO
RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	Capacidade de um material resistir à força que tende a puxá-lo em direções opostas. No contexto dos sistemas adesivos, isso se refere à força máxima que a interface adesiva pode suportar antes de falhar devido à tração. Essa propriedade é comumente medida por ensaios de tração, onde uma amostra de adesivo é esticada até a falha. Os resultados são expressos em megapascals (MPa). Uma alta resistência à tração é fundamental para garantir que a união entre a restauração e a estrutura dental permaneça intacta durante as forças oclusais, como a mastigação. Isso é especialmente importante em restaurações de dentes posteriores, onde as forças podem ser significativas.
RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO	Capacidade do adesivo de resistir a forças que tendem a deslizar as superfícies adesivas uma sobre a outra. Essa força é crítica em situações em que as restaurações estão sujeitas a forças laterais. Testes de cisalhamento são realizados, aplicando uma carga até que a interface adesiva falhe. Os resultados também são expressos em MPa. A alta resistência ao cisalhamento é necessária para garantir a durabilidade das restaurações, especialmente em áreas como dentes posteriores que estão frequentemente sujeitos a forças de mastigação. Um adesivo com baixa resistência ao cisalhamento pode levar a falhas prematuras, como descolamento.
FLEXIBILIDADE	Capacidade de um material se deformar sob pressão ou tensão sem se quebrar. Para adesivos, isso se traduz em como eles podem acomodar forças sem causar fratura. Pode ser avaliada por ensaios de flexão ou deformação, onde a quantidade de deformação sob uma carga é medida. O módulo de elasticidade pode também ser calculado. A flexibilidade é vital em restaurações que precisam se adaptar a movimentos naturais da boca. Um adesivo muito rígido pode se romper sob pressão, enquanto um adesivo flexível pode ajudar a distribuir forças de forma mais uniforme, evitando fraturas tanto na restauração quanto no dente.
DUREZA	Resistência de um material a deformações permanentes ou arranhões. É uma medida importante que indica a resistência à abrasão e ao desgaste. Pode ser medida utilizando escalas como Shore (A ou D) ou Vickers. O teste de Shore é particularmente útil para adesivos, enquanto o teste de Vickers é mais comum em materiais sólidos. Adesivos com dureza adequada ajudam a resistir ao desgaste que ocorre durante a mastigação e a limpeza, mantendo a integridade da restauração. Uma dureza muito baixa pode resultar em desgaste acelerado, enquanto uma dureza excessivamente alta pode afetar a capacidade de adaptação ao dente.
MÓDULO DE ELASTICIDADE	É uma medida da rigidez do material, definindo a relação entre a tensão aplicada e a deformação resultante. O módulo de elasticidade é calculado a partir de testes de compressão ou tração, onde se mede a deformação sob carga. Os resultados são expressos em MPa. Um módulo de elasticidade adequado é fundamental para que o adesivo suporte as forças de mastigação sem se romper ou se deformar excessivamente. Adesivos muito rígidos podem não se adaptar bem ao substrato dentário, enquanto adesivos muito flexíveis podem não fornecer a resistência necessária.
COEFICIENTE DE DILATAÇÃO TÉRMICA	Mede a mudança de volume de um material em resposta a variações de temperatura. Em sistemas adesivos, essa propriedade é crítica para a compatibilidade com os substratos dentários. O coeficiente

	<p>é frequentemente determinado por meio de testes que medem a mudança dimensional de uma amostra quando exposta a variações de temperatura. Um coeficiente de dilatação térmica que corresponda ao dos substratos dentários é essencial para evitar tensões que possam levar a falhas na interface adesiva. Tensões excessivas devido a diferenças de dilatação térmica podem resultar em microfissuras, descolamento ou falhas na restauração.</p>
<p>ADESÃO À SUPERFÍCIE DENTÁRIA</p>	<p>Força de ligação entre o adesivo e a superfície do dente, que pode incluir esmalte e dentina. É influenciada por fatores como a rugosidade da superfície e a presença de umidade. A adesão é frequentemente avaliada por meio de testes de resistência à tração ou cisalhamento na interface adesiva, onde se mede a força necessária para separar as superfícies. Uma adesão eficaz é fundamental para a longevidade da restauração. Uma união fraca pode levar ao desbotamento ou falha da restauração, especialmente em áreas que suportam carga. A preparação adequada da superfície dental e o uso de adesivos compatíveis são essenciais para otimizar essa propriedade.</p>

Fonte: Autores, 2024

4 CLASSIFICAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

Os procedimentos restauradores costumavam ser realizados através da obtenção de uma cavidade baseada em retenções macro mecânicas que comprometiam a estrutura dentária sadia. Com o avanço da tecnologia, surgiram os sistemas adesivos que revolucionaram significativamente a odontologia operatória, pois permitiram a realização de procedimentos dentários minimamente invasivos (Cadenaro *et al.*, 2019).

Os adesivos dentários são compostos por moléculas de baixo peso (monômeros) que se convertem em moléculas de alto peso (polímeros) que ocasionam em uma forte ligação entre a camada adesiva e o compósito resinoso (Hilton *et al.*, 2013; Cadenaro *et al.*, 2019). Todos os sistemas adesivos são materiais à base de resina capazes de permitir a adesão de materiais restauradores ao esmalte e à dentina, por meio de um processo denominado copolimerização na interface adesivo-composto. Este processo é similar para todos os sistemas adesivos (Truffier-Boutry *et al.*, 2003; Endo *et al.*, 2007; Cadenaro *et al.*, 2019).

Os adesivos dentários eram frequentemente referidos e categorizados em gerações, que demonstravam a técnica de manuseio ou avanços em formulações em vez de novos conceitos de adesão ou mecanismos (Bedran-Russo *et al.*, 2017). Essas práticas levaram a muitas classificações complexas e confusas que geraram determinadas dificuldades aos clínicos para seleção e uso adequado dos adesivos odontológicos (Souza-Júnior *et al.*, 2010). Os sistemas adesivos usados atualmente podem ser classificados em sistemas de condicionamento ácido prévio ou técnica convencional, autocondicionantes e universais com base na camada de esfregaço, remoção, reação química e as etapas envolvidas em sua aplicação. No entanto, a seleção de qual seria a melhor abordagem adesiva ainda é motivo de debate e pesquisas científicas (Reis *et al.*, 2021; Alsaed, 2022).

4.1 CONDICIONAMENTO ÁCIDO

O condicionamento ácido é um procedimento clínico amplamente aceito devido à sua estrutura química e por aumentar a vida útil das restaurações de resina composta ao diminuir a possibilidade de ocorrer pigmentações marginais, lesões cáries secundárias e sensibilidade pós-operatória. Os efeitos e resultados do procedimento de ataque ácido podem variar amplamente, a depender se o substrato se trata de esmalte ou dentina (O'Brien, 1998; Yoshikawa *et al.*, 1999; Ogata *et al.*, 2001; Carvalho *et al.*, 2004; Souza-Júnior *et al.*, 2010).

O ácido fosfórico (normalmente 35–37%) é o condicionador ácido de escolha para estruturas dentárias, embora haja relatos na literatura do uso de outros ácidos como o clorídrico e maléico (Reis *et al.*, 2021). Em 1955, Michael Buonocore introduziu a técnica de condicionamento ácido em esmalte, o que permanece simples e confiável pelas características da estrutura e do desempenho do processo sobre ela (Pashley *et al.*, 2011; Alsaed, 2022).

O ácido fosfórico em esmalte, aumenta a área de superfície, a energia de superfície e a molhabilidade, que são propriedades físicas importantes para a infiltração da resina e a formação de tags resinosos após a fotoativação, que desencadeará a conversão de monômeros em polímeros. A resistência da ligação é altamente estável pelas características do esmalte (alta fase inorgânica e teor mínimo de água), desta forma, pode-se afirmar que o pré-condicionamento do esmalte fornece a maior resistência de ligação do esmalte para todos os adesivos dentários contemporâneos (Luhrs *et al.*, 2008; Bedran-Russo *et al.*, 2017).

Em contrapartida, o desempenho do ataque ácido na dentina é diferente do esmalte, haja visto que são estruturas com composições diferentes. Este condicionamento promove a remoção da camada de smear-layer, elimina o conteúdo mineral da zona mais superficial e reduz o teor de hidroxiapatita nas camadas subjacentes, portanto, o diâmetro dos túbulos dentinários dilata, e a permeabilidade dentinária e pressão intrapulpar aumentam, expondo o tecido conjuntivo que possui fibras de colágeno. Essas modificações decorrentes deste ataque ácido, resultam em um substrato menos mineralizado, mais poroso, úmido e rugoso (Reis *et al.*, 2021).

4.2 PRIMER

O primer penetra na superfície da dentina desmineralizada, tornando-a mais hidrofóbica para receber a aplicação da resina adesiva (adesivo) no substrato. Os componentes do primer dos sistemas adesivos possuem em sua composição monômeros hidrofílicos e solventes orgânicos, que tem como objetivo aumentar a molhabilidade e a infiltração da resina adesiva no substrato dentinário (Van Landuyt *et al.*, 2007; Hilton *et al.*, 2013; Breschi *et al.*, 2018; Cadenaro *et al.*, 2019).

4.3 RESINA ADESIVA (ADESIVO)

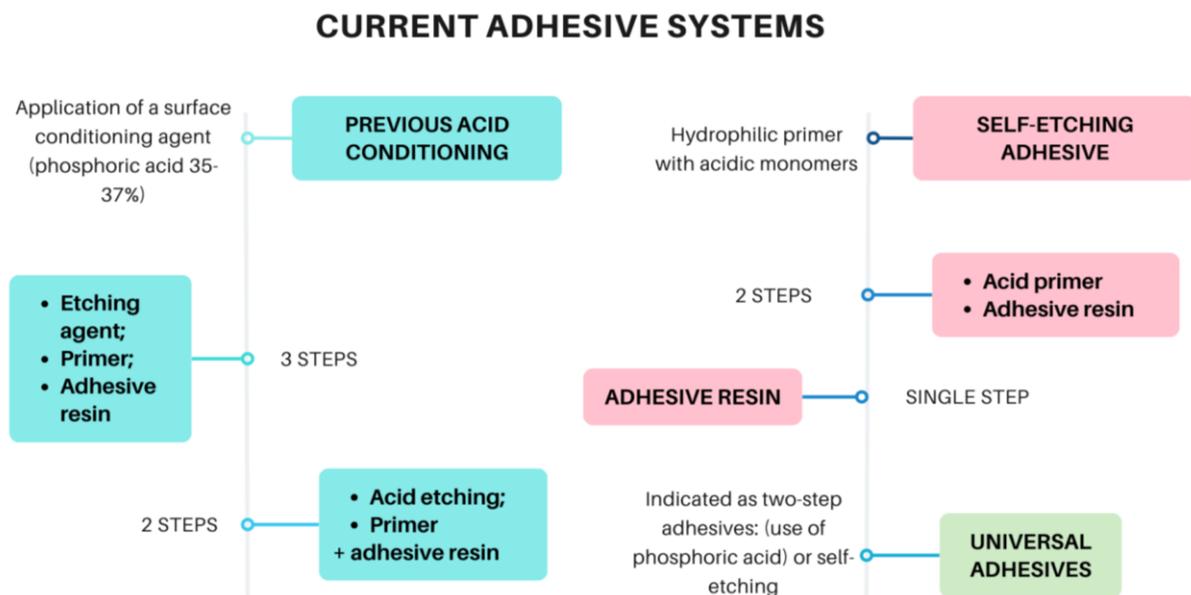
O adesivo também é chamado de agente de ligação, resina de ligação ou resina adesiva é composto por monômeros hidrofóbicos que penetram a superfície desmineralizada previamente pelo ácido, criando uma interação micromecânica com o esmalte e a dentina. Essa interação forma a base da interface aderida entre a estrutura dentária e o material restaurador ou de cimentação, que deve ter características de insolubilidade e resistência à degradação decorrentes da cavidade oral (Swift; Perdigão; Heymann, 1995; Malacarne *et al.*, 2006; Liu *et al.*, 2011; Hilton *et al.*, 2013; Breschi *et al.*, 2018; Cadenaro *et al.*, 2019).

4.4 SISTEMAS ADESIVOS ATUAIS

4.4.1 Sistema de Condicionamento Ácido Prévio ou Técnica Convencional

O processo de adesão para os sistemas de condicionamento prévio (técnica convencional) é desencadeado com a aplicação de um agente condicionador de superfície (ácido fosfórico 35-37%) para eliminar resíduos da superfície do dente e torná-lo mais áspero. Logo após, o primer é aplicado, pois ele atua como um agente bifuncional e possui a função de aumentar a fixação entre o substrato e o material restaurador (Peumans *et al.*, 2010; Alsaeed, 2022). Por fim, a resina adesiva (composta de um monômero, fotoiniciador e preenchimentos) é utilizada. Dependendo do seu tipo (autocura, fotocura, ou cura dupla), os adesivos podem necessitar ser fotoativados (Alsaeed, 2022). Na figura 2 pode-se observar a classificação atual dos sistemas adesivos.

Figura 2: Sistemas adesivos contemporâneos



Fonte: Autores, 2024.

4.4.2 Sistema de condicionamento ácido prévio (técnica convencional) de 3 passos:

Os sistemas condicionamento ácido prévio (técnica convencional) contêm três componentes (agente de ataque, primer e resina adesiva), embalados em frascos individuais e aplicados em sequência em esmalte e dentina. Eles são considerados o padrão-ouro em decorrência da sua alta durabilidade e força de ligação superior, que pode chegar a atingir até 51,39 MPa (Armstrong *et al.*, 2003; De Munck *et al.*, 2005; Alsaeed, 2022).

Por conta da sua composição orgânica, a ligação à dentina é mais desafiadora se comparada ao esmalte. Além do que, durante o processo de condicionamento ácido, existe o risco de desmineralização da dentina, o que resulta na exposição das fibras colágenas ou proteínas de colágeno (como as metaloproteinases da matriz MMP) que induzem a degradação da camada híbrida (enzimática) (Alsaeed, 2022).

Este consiste sequencialmente nas seguintes etapas:

1. Aplicação do agente de ataque ácido
2. Aplicação do primer
3. Aplicação resina adesiva (adesivo)

4.4.3 Sistema de condicionamento ácido prévio (técnica convencional) de 2 passos:

No sistema de duas etapas, é feito o ataque ácido, seguido da aplicação do primer e resina adesiva (adesivo), contudo, o primer e resina adesiva encontram-se no mesmo frasco. Costuma ser frequentemente utilizado na prática clínica para minimizar o número de etapas no procedimento restaurador. Porém, apesar do benefício em relação à provável redução do tempo clínico, a resistência de ligação alcançada por este sistema é mais fraco se comparado ao sistema anterior (3 etapas), e possuem maior degradação ao longo do tempo por serem mais hidrofílicos em comparação ao sistema de ataque total de 3 passos, que traz implicações clínicas a longo prazo (Armstrong *et al.*, 2003; Alsaeed, 2022).

1. Aplicação do ataque ácido
2. Aplicação do primer e resina adesiva (adesivo)

4.4.4 Sistema Adesivo Autocondicionante

A tecnologia de adesivos dentários evoluiu nas últimas décadas em direção a formulações complexas com procedimentos clínicos mais simplificados. A demanda por sensibilidade técnica reduzida, menor tempo clínico e menor incidência de sensibilidade pós-operatória tornaram os sistemas adesivos autocondicionantes uma abordagem promissora quando comparados aos sistemas de condicionamento ácido prévio (técnica convencional) (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão; Geraldini; Hodges, 2003; Giannini *et al.*, 2015).

Para simplificar o procedimento de adesão em uma etapa, a solução adesiva tornou-se mais hidrofílica devido ao aumento da concentração de monômero ácido. Contudo, o aumento da concentração deste monômero compromete a ligação resina à dentina, uma vez que uma hibridização semipermeável é formada. Uma camada híbrida mais permeável à água acaba por comprometer o selamento dentinário, o que resulta na degradação prematura das ligações e consequentemente da restauração (Tay; Pashley, 2001; Sá *et al.*, 2012; Giannini *et al.*, 2015)

Os atuais sistemas adesivos autocondicionantes são divididos baseado no número de etapas de aplicação clínica: adesivos de dois passos ou um passo:

4.4.5 Sistema Adesivo Autocondicionante (2 passos)

Os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos incluem o uso de um ácido e um primer de caráter hidrofílico, que combina monômeros ácidos que atacam e preparam o substrato do dente de maneira simultânea e após a evaporação do solvente, uma camada de agente hidrofóbico e de ligação sela a dentina. Em suma, há um frasco que inclui o ácido e o primer, e outro frasco que comporta a resina adesiva (adesivo) de maneira separada (Chigira *et al.*, 1994; Watanabe; Nakabayashi; Pashley, 1994; Tay; Pashley, 2001, Giannini *et al.*, 2015).

1. Aplicação do ácido e primer
2. Aplicação da resina adesiva (adesivo)

4.4.6 Sistema Adesivo Autocondicionante (1 passo)

Os sistemas adesivos autocondicionantes de um passo são adesivos tudo-em-um, que combinam o ácido, primer e a resina adesiva no mesmo frasco (De Munck *et al.*, 2005; Giannini *et al.*, 2015). Este contém monômeros funcionais ácidos, monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos, água e solventes orgânicos em uma única substância (Wang; Spencer, 2004; Giannini *et al.*, 2015).

1. Aplicação do ácido, primer e resina adesiva (todos no mesmo frasco).

4.4.7 Sistemas Adesivos Universais

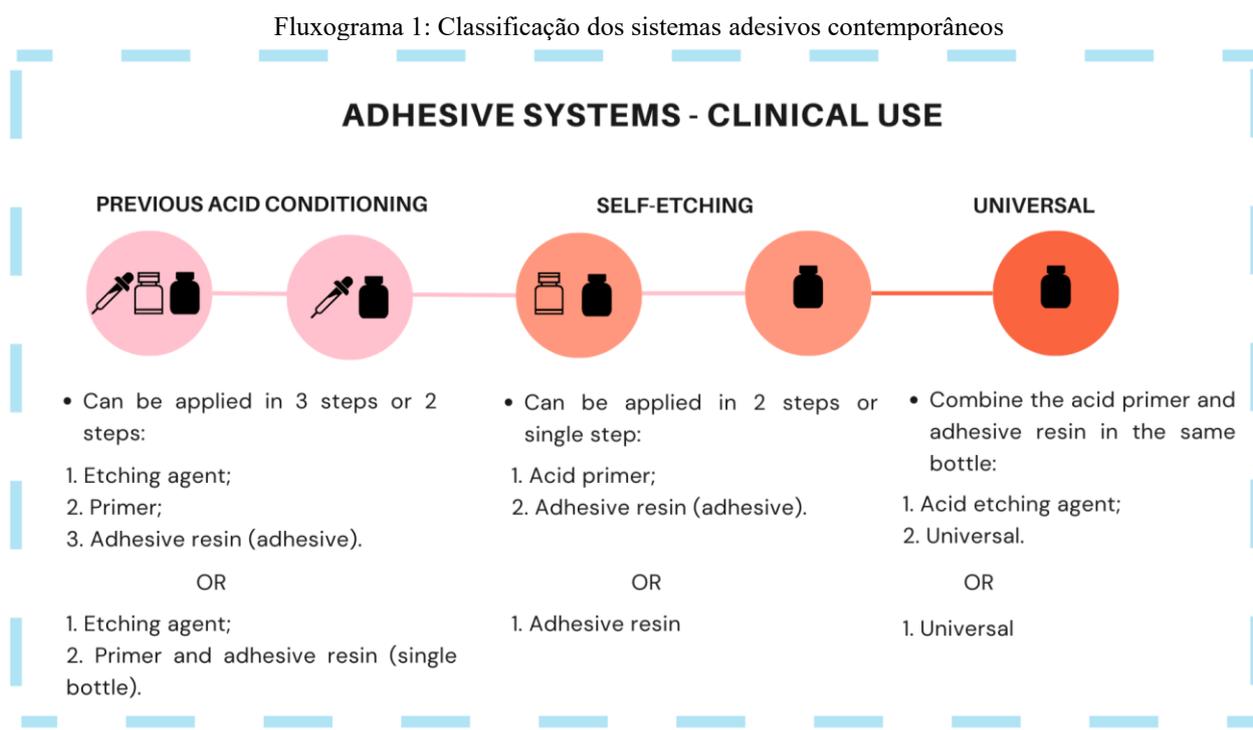
Os sistemas adesivos universais, conhecidos como “multimodo” ou “multiuso” representam os adesivos mais comuns no mercado. Este adesivo possui em sua composição, um fosfato de di-hidrogenofosfato de 10-metacriloiloxidecil (MDP) que estimula uma adesão sólida à superfície dentária por formar um sal de Ca² não-solúvel. Este sistema tem éster de fosfato de penta-acrilato de dipentaeritritol e ácido polialquenoico, que são importantes na ligação química ao material resinoso (Tay; Pashley, 2001; Alsaed, 2022).

Esta proposta tem como objetivo simplificar o uso deste material, por serem de passo único. Podem ser indicados pelos respectivos fabricantes como adesivos de duas etapas: quando o ácido

fosfórico é usado para condicionar o esmalte e a dentina previamente (técnica convencional) ou autocondicionante. Os clínicos também podem usar esses adesivos com o condicionamento seletivo do esmalte, técnica de condicionamento, na qual apenas o esmalte é condicionado com o ácido fosfórico (Hanabusa *et al.*, 2012; Perdigão; Loguercio, 2014; Avelar *et al.*, 2019).

1. Aplicação do ácido, primer e resina adesiva (todos no mesmo frasco).

O fluxograma a seguir apresenta os sistemas adesivos classificados de acordo com a composição apresenta anteriormente e seus respectivos usos clínico.



Fonte: Autores, 2024.

5 CONCLUSÃO E RELEVÂNCIA CLÍNICA

Os avanços na ciência dos sistemas adesivos representam um marco na odontologia restauradora, melhorando a previsibilidade e durabilidade das restaurações. A análise do histórico dos sistemas adesivos destaca a evolução tecnológica que transformou as práticas clínicas. A complexidade da estrutura dental, com as diferenças entre esmalte e dentina, exige abordagens específicas para otimizar a adesão.

O estudo das interações químicas entre os sistemas adesivos e os substratos dentais é essencial para aprimorar os resultados clínicos. Os componentes dos sistemas adesivos, como monômeros e solventes, são cruciais para o desempenho do material, influenciados por suas propriedades físicas e mecânicas. A classificação dos sistemas adesivos, baseada em critérios como número de etapas de aplicação, orienta a seleção do material mais adequado para cada situação clínica. Assim, a integração



entre ciência e prática promove o desenvolvimento de adesivos cada vez mais eficazes, garantindo restaurações estéticas e funcionais de longa duração.



REFERÊNCIAS

- ABEDIN, F. et al. Polymerization behavior of hydrophilic-rich phase of dentin adhesive. *Journal of dental research*, v. 94, n. 3, p. 500-507, 2015.
- ALSAEED, Y. A. Bonding CAD/CAM materials with current adhesive systems: An overview. *The Saudi Dental Journal*, v. 34, n. 4, p. 259-269, 2022.
- ARMSTRONG, S. R. et al. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 5, n. 1, 2003.
- AROLA, D. D; GAO, S; ZHANG, H; MASRI, R. The tooth: Its structure and properties. *Dentistry Clinics of North America*, v. 61, p. 651-668, 2017.
- AVELAR, W. V. et al. Sistemas adesivos universais: composição, indicações, vantagens e desvantagens. *SALUSVITA*, v. 38, n. 1, p. 155-175, 2019.
- BAIL, M. et al. Effect of air-drying on the solvent evaporation, degree of conversion and water sorption/solubility of dental adhesive models. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v. 23, p. 629-638, 2012.
- BEDRAN-RUSSO, A. et al. An overview of dental adhesive systems and the dynamic tooth–adhesive interface. *Dental Clinics*, v. 61, n. 4, p. 713-731, 2017.
- BERTACCI, A; CHERSONI, S; DAVIDSON, C. L; PRATI, C. In vivo enamel fluid movement. *European Journal of Oral Sciences*, v. 115, p. 169-173, 2007.
- BLATZ, M. B; SADAN, A; KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 89, n. 3, p. 268-274, 2003.
- BOURBIA, M. et al. Cariogenic bacteria degrade dental resin composites and adhesives. *Journal of dental research*, v. 92, n. 11, p. 989-994, 2013.
- BRAMBILLA, E. et al. Hydrophilicity of dentin bonding systems influences in vitro *Streptococcus mutans* biofilm formation. *Dental Materials*, v. 30, n. 8, p. 926-935, 2014.
- BRESCHI, L. et al. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dental Materials*, v. 34, n. 1, p. 78-96, 2018.
- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. v. 34, n. 6, p. 849-853, 1955.
- CADENARO, M. et al. The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dental Materials*, v. 35, n. 1, p. 1-22, 2019.
- CARVALHO, R. M. et al. Sistemas adesivos: Fundamentos para aplicação clínica. *Bio Odontol*, v. 2, p. 6-86, 2004.
- CHIBA, A. et al. The effects of ethanol on the size-exclusion characteristics of type I dentin collagen to adhesive resin monomers. *Acta biomaterialia*, v. 33, p. 235-241, 2016.



CHIGIRA, H. et al. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. *Journal of Dental Research*, v. 73, n. 5, p. 1088-1095, 1994.

COBANOGLU, N. et al. Bond strength of self-etch adhesives after saliva contamination at different application steps. *Operative dentistry*, v. 38, n. 5, p. 505-511, 2013.

DE MUNCK, J. et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, v. 84, n. 2, p. 118-132, 2005.

DE SÁ, R. B. C. et al. Effects of water storage on bond strength and dentin sealing ability promoted by adhesive systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 14, n. 6, 2012.

DRESSANO, D. et al. Effect of diphenyliodonium hexafluorophosphate on the physical and chemical properties of ethanolic solvated resins containing camphorquinone and 1-phenyl-1, 2-propanedione sensitizers as initiators. *Dental Materials*, v. 32, n. 6, p. 756-764, 2016.

EGGMANN, F. et al. Influence of universal adhesives and silane coupling primer on bonding performance to CAD-CAM resin-based composites: A laboratory investigation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, v. 36, n. 4, p. 620-631, 2024.

ENDO, T. et al. Effect of oxygen inhibition of self-etching adhesives on enamel-dentin polymer bond. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 9, n. 1, 2007.

FEHRENBACH, J; ISOLAN, C. P; MÜNCHOW, E. A. Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater.* v. 37, n. 10, p.1463-1485.

GIANNINI, M. et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian Dental Journal*, v. 26, p. 3-10, 2015.

GIANNINI, M; CARVALHO, R. M; MARTINS, L. R; DIAS, C. T; PASHLEY, D. H. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 3, p. 315-324, 2001.

HANABUSA, M. et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, v. 40, n. 6, p. 475-484, 2012.

HAZLEWOOD, C; DAVIES, M. J. Benzoyl peroxide-induced damage to DNA and its components: direct evidence for the generation of base adducts, sugar radicals, and strand breaks. *Archives of biochemistry and biophysics*, v. 332, n. 1, p. 79-91, 1996.

HE, B; HUANG, S; ZHANG, C; JING, J; HAO, Y.; XIAO, L; ZHOU, X. Mineral densities and elemental content in different layers of healthy human enamel with varying teeth age. *Archives of Oral Biology*, v. 56, p. 997-1004, 2011.

HILTON T. J. et al. Adhesion to enamel and dentin. In: Hilton T, Ferracane J, Broome J, editors. *Summitt's fundamental of operative dentistry: a contemporary approach*. 4th ed. Hanover Park, IL: Quintessence Books; 2013.

IMAZATO, S; RUSSELL, R. R. B; MCCABE, J. F. Antibacterial activity of MDPB polymer incorporated in dental resin. *Journal of Dentistry*, v. 23, n. 3, p. 177-181, 1995.



IONESCU, A. et al. Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *S. treptococcus mutans* biofilm development. *European journal of oral sciences*, v. 120, n. 5, p. 458-465, 2012.

KATCHBURIAN, E; ARANA, V. *Histologia e embriologia oral*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

KIDD, E. A; RICHARDS, A; THYLSTRUP, A; FEJERSKOV, O. The susceptibility of 'young' and 'old' human enamel to artificial caries in vitro. *Caries Research*, v. 18, p. 226-230, 1984.

LEE, Y. et al. Effect of dental silane primer activation time on resin-ceramic bonding. *Journal of Adhesion Science and Technology*, v. 29, n. 11, p. 1155-1167, 2015.

LIU, Y. et al. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *Journal of dental research*, v. 90, n. 8, p. 953-968, 2011.

LÜHRS, A. K. et al. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Operative Dentistry*, v. 33, n. 2, p. 155-162, 2008.

LUNG, C. Y. K; MATINLINNA, J. P. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental materials*, v. 28, n. 5, p. 467-477, 2012.

MALACARNE, J. et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental materials*, v. 22, n. 10, p. 973-980, 2006.

MARSHALL, G. JR; MARSHALL, S; KINNEY, J; BALOOCH, M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, v. 25, p. 441-458, 1997.

MATINLINNA, J. P.; LUNG, C. Y. K; TSOI, J. K. H. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental materials*, v. 34, n. 1, p. 13-28, 2018.

MOSZNER, N; SALZ, U; ZIMMERMANN, J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dental materials*, v. 21, n. 10, p. 895-910, 2005.

NIHEI, T. Dental applications for silane coupling agents. *Journal of oral science*, v. 58, n. 2, p. 151-155, 2016.

O'BRIEN, W. J. *Dental Materials and their selection*. Quintessence Books. 2nd ed. Chicago; 1998.

OGATA, M. et al. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Operative Dentistry*, v. 26, n. 1, p. 27-35, 2001.

PASHLEY, D. H. et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, v. 27, n. 1, p. 1-16, 2011.

PASHLEY, D; PASHLEY, E. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *American Journal of Dentistry*, v. 4, p. 5-9, 1991.

PERDIGAO, J; GERALDELI, S; HODGES, J.S. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *The Journal of the American Dental Association*, v. 134, n. 12, p. 1621-1629, 2003.



- PERDIGÃO, J; LOGUERCIO, A. D. Universal or multi-mode adhesives: why and how?. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 16, n. 2, 2014.
- PEUMANS, M. D. M. J. et al. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, v. 26, n. 12, p. 1176-1184, 2010.
- PHILLIPS, R. W. Phillips' Science of Dental Materials. 13. ed. St. Louis: Elsevier, 2023.
- PIASCIK, J. R. et al. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dental Materials*, v. 25, n. 9, p. 1116-1121, 2009.
- PORTER, A. E. et al. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin. *Biomaterials*, v. 26, p. 7650-7660, 2005.
- REIS, A. *Materiais Dentários Diretos - Dos Fundamentos à Aplicação Clínica*. 2. ed. Rio de Janeiro: Santos, 2021. E-book. p. 143. ISBN 9788527737470.
- REIS, A. *Sistemas Adesivos*. In: REIS, Alessandra. *Materiais Dentários Diretos - Dos Fundamentos à Aplicação Clínica*. 2. ed. Rio de Janeiro: Santos, 2021, p. 181-213.
- SILVA E SOUZA JUNIOR, M. H. et al. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, v. 18, p. 207-214, 2010.
- SÖDERHOLM, KARL-JOHAN M. Dental adhesives how it all started and later evolved. *The journal of adhesive dentistry*. v. 9, n. 2, p. 227-230, 2007.
- SOFAN, E; SOFAN, A; PALAIA, G; TENORE, G; ROMEO, U; MIGLIAU, G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol*. v. 8, n. 1, p.1-17, 2017.
- SUN, G. J.; CHAE, K. H. Properties of 2, 3-butanedione and 1-phenyl-1, 2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer*, v. 41, n. 16, p. 6205-6212, 2000.
- SWIFT, E. J; PERDIGÃO, J; HEYMANN, H.O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence International-English Edition*, v. 26, p. 95-95, 1995.
- SZESZ, Anna et al. Selective enamel etching in cervical lesions for self-etch adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, v. 53, p. 1-11, 2016.
- TAY, F. R; PASHLEY, D. H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, v. 17, n. 4, p. 296-308, 2001.
- TRUFFIER-BOUTRY, D. et al. Interfacial layer characterization in dental composite. *Journal Of oral Rehabilitation*, v. 30, n. 1, p. 74-77, 2003.
- TÜRKÜN, Ş. L. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *Journal of dentistry*, v. 31, n. 8, p. 527-534, 2003.
- VAN LANDUYT, K. L. et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of dental research*, v. 87, n. 8, p. 757-761, 2008.



VAN LANDUYT, K. L. et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, v. 28, n. 26, p. 3757-3785, 2007.

VAN MEERBEEK, B. et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington-*, v. 28, n. 3, p. 215-235, 2003.

WANG, Y; SPENCER, P. Physicochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *Journal of Dentistry*, v. 32, n. 7, p. 567-579, 2004.

WATANABE, I; NAKABAYASHI, N; PASHLEY, D.H. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of Dental Research*, v. 73, n. 6, p. 1212-1220, 1994.

XU, C.; WANG, Y. Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentine revisited. *Archives of Oral Biology*, v. 57, p. 383-391, 2012.

YOSHIDA, Y. et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*, v. 83, n. 6, p. 454-458, 2004.

YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *Journal of Dental Research*, v. 78, n. 4, p. 898-905, 1999.