INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ESTABILIDADE DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS EM DENTES ERODIDOS

Trabalho submetido por
Gabriela Lomeu e Silva
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2020

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ESTABILIDADE DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS EM DENTES ERODIDOS

Trabalho submetido por

Gabriela Lomeu e Silva

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutora Ana Vieira

setembro de 2020

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família
que é meu lar, minha paz e
minha esperança.

AGRADECIMENTOS

Sou grata pelo dom da vida e a oportunidade de aprofundar meus conhecimentos nesta ciência tão amada que é a Medicina Dentária.

Agradeço à minha família, que é meu maior suporte e base.

Agradeço à minha orientadora, Prof. Doutora Ana Vieira pelo empenho e dedicação.

Agradeço aos amigos que adoçam minha vida.

RESUMO

A erosão dentária é caracterizada pela dissolução irreversível dos tecidos mineralizados dos dentes. A origem das lesões pode ser intrínseca, como é o caso das lesões provocadas por ácido gástrico em pacientes com doença de refluxo gastroesofágico, ou extrínseca, quando provocadas por ácidos presentes na dieta alimentar. De acordo com a origem e com o grau de severidade da lesão, elege-se a estratégia terapêutica através de uma combinação apropriada de ações preventivas e/ou restauradoras. Atualmente, quando são necessários tratamentos restauradores, a escolha deve recair sobre a abordagem minimamente invasiva e aditiva. Portanto, esta revisão de literatura teve como objetivo discutir o atual panorama da estabilidade de união dos sistemas adesivos em dentes erodidos, já que esta etapa é crucial para o sucesso e longevidade da terapia restauradora.

Foi elaborada a pergunta PICO (Paciente ou Problema; Intervenção; Comparação; *Outcome*): "Forças de adesão a dentes erodidos são diferentes das forças de adesão a dentes não erodidos?", e realizou-se uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados MedLine/Pubmed, Library e ScienceDirect. Encontraram-se 68 artigos publicados em inglês, entre 2009 e 2020, com o uso de palavras-chave com ou sem combinações. Após aplicação dos critérios de inclusão/exclusão foram selecionados 8 artigos para a revisão.

Concluiu-se que a dentina erodida prejudica a resistência de união dos sistemas adesivos a longo prazo, o que não foi observado no caso do esmalte dentário. Desta maneira, foi sugerido o uso de adesivos com a técnica *self-etch* na adesão a dentina erodida.

PALAVRAS-CHAVE: erosão dentária, desgaste erosivo, adesão, sistemas adesivos

ABSTRACT

Dental erosion is characterized by the irreversible dissolution of the mineralized tissues of the teeth. The origin of the lesions can be intrinsic, as is the case of wear caused by gastric acid in patients with gastroesophageal reflux disease, or extrinsic, when caused by acids present in the diet. According to the etiology and the severity of the lesion, the therapeutic strategy is chosen through an appropriate combination of preventive and/or restorative actions. Currently, when there are areas treated with restoration, the choice should fall on the minimally invasive and additive approach. Therefore, this literature review aimed to discuss the current panorama of the bonding stability of adhesive systems in eroded teeth, as this step is crucial for the success and longevity of restorative therapy.

A PICO search question (Patient/Problem; Intervention; Comparison; *Outcome*): "Bond strength in eroded teeth is different from that of non-eroded teeth?" was established and a bibliographic research was carried out in the MedLine / Pubmed, Library and ScienceDirect databases. Sixty-eight papers published in English, between 2009 and 2020, were found using keywords with or without templates. After application of inclusion and exclusion criteria, 8 articles were selected for the review.

It was concluded that the long term results of bond strength to eroded dentine are worse than those to sound dentine. Erosion does not seem to affect the bond strength to enamel. The literature suggests the use of *self-etch* adhesives, when adhering to eroded teeth.

KEYWORDS: dental erosion, erosive wear, adhesion, adhesive systems

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO 9

II. METODOLOGIA 11

III. DESENVOLVIMENTO 13

1. Tecidos Mineralizados Dentários 13

1.1 Esmalte 13

1.2 Dentina 14

2. Sistemas adesivos 17

2.1 Adesão 17

2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos 19

2.2.1 Sistemas Adesivos Etch-and-rinse 20

2.2.2 Sistemas Adesivos Self-etch 22

2.2.3 Sistemas Universais 24

3. Erosão 25

3.1. Conceito: erosão versus corrosão 25

3.2. Etiologia e fatores de risco 26

3.2.1. Fatores nutricionais 28

3.2.2. Fatores relatados pelo paciente 29

3.3. Mecanismo de ação e aspetos químicos 31

3.3.1. Degradação química no esmalte 33

3.3.2. Degradação química na dentina 34

3.4. Diagnóstico 35

3.5. Abordagem terapêutica 37

4. Estabilidade de União dos Sistemas Adesivos em dentes erodidos 39

4.1. Fundamentos nos ensaios de microtração na avaliação da resistência adesiva 39

4.2. Hibridização adesiva em amostras dentárias erodidas 42

4.3. Tratamento superficial da dentina erodida prévio à adesão 48

IV. CONCLUSÃO 51

V. BIBLIOGRAFIA 52

VI. ANEXOS 59

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de seleção de artigos na pesquisa bibliográfica..... 12

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Resumo da revisão de literatura relacionada com hibridação adesiva em amostras dentárias erodidas. 43

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1 - Metodologia simplificada do estudo de Frattes (2017).

Anexo 2 - Metodologia simplificada do estudo de Cruz et al., (2015).

Anexo 3 - Metodologia simplificada do estudo de Siqueira et al. (2018).

Anexo 4 - Metodologia simplificada do estudo de Amsler et al. (2017).

LISTA DE ABREVIATURAS

ºC = graus Celsius

10 MDP = 10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato

BEWE = Basic Erosive Wear Examination

DDE = desgaste dentário erosivo

DOM = demineralized organic matrix

ED = erosão dentária

ER = etch-and-rinse

H^+ = ião hidrogénio

HAp = hidroxiapatite

MEV = microscopia eletrónica de varimento

mm = milímetros

MMPs = metaloproteinases da matriz

OH^- = ião hidróxido

ppm = partes por milhão

SBS = teste de cisalhamento

SA = sistema adesivo

SE = self-etch

TBS = teste de tração

TEGDMA = trietilenoglicol dimetacrilato

U = universal

UDMA = dimetacrilato de uretano

µm = micrómetro

µSBS = microcisalhamento

µTBS = microtração

I. INTRODUÇÃO

A erosão dentária é caracterizada pela perda precoce de tecido dentário rígido causada pela ação de ácidos de origem não bacteriana. Pode afetar todas as faixas etárias, mas ultimamente tem-se verificado um aumento da incidência globalmente principalmente em crianças e adolescentes (d'Incau & Saulue, 2012; Joshi, 2016).

Esta doença é multifatorial e é importante avaliar fatores nutricionais e fatores relatados pelo doente (Carvalho et al., 2015; Schlueter & Luka, 2018), já que está intimamente associada as mudanças de comportamento e hábitos da sociedade moderna. Exemplos são a popularidade do consumo excessivo de alimentos ácidos ou medicamentos que promovam a queda do fluxo salivar. Da mesma forma, doenças psicossomáticas que permitem o transito reverso do ácido gástrico para a cavidade oral, são os fatores mais relatados (Kanzow et al., 2016; Lussi et al., 2011).

É importante que o médico dentista esteja atento aos grupos de risco e seja capaz de diagnosticar, através de exame clínico e anamnese direcionada, os potenciais doentes, podendo por exemplo instruí-los sobre os riscos do consumo excessivo de alimentos ácidos a longo prazo, no caso de erosão extrínseca (Alaraudanjoki & Laitala, 2016; Attin & Wegehaupt, 2012).

A prevenção continua a ser o melhor tratamento. No entanto, em casos de desgaste severo as lesões irreversíveis e extensas na superfície dentária necessitam de intervenção restauradora (Kanzow et al., 2016; Loomans & Opdam, 2018). Nestes casos é preconizado um tratamento com mínimo de desgastes na estrutura dentária com objetivo de manter a estrutura dental viável. Portanto técnicas adesivas têm prioridade, e o sucesso destas restaurações está relacionado com a longevidade da qualidade do tratamento (Amsler et al., 2017; Münchow et al., 2013).

Consequentemente, a interface adesiva é uma das peças fundamentais no processo de descontinuidade do ciclo restaurador. É necessário que o clínico conheça os tipos de sistemas adesivos (SA) no mercado e eleja o se adeque melhor ao caso, assim como as possíveis técnicas prévias de tratamento do substrato erodido (Abad-Coronel et al., 2019; Sousa & Moro, 2014).

A qualidade do substrato erodido pode interferir na estabilidade de união e consequentemente na qualidade do tratamento restaurador. Isto porque quando a dentina é afetada forma-se uma camada espessa de matriz orgânica que poderá dificultar a infiltração do sistema adesivo em toda sua espessura e favorecer a degradação precoce da interface adesiva (Amsler et al., 2017; Migliau, 2017; Münchow et al., 2013).

Desta maneira é importante escolher estratégias minimamente invasivas que permitam evitar a degradação precoce da interface adesiva em dentes erodidos assim como potencializar a força de união entre o substrato dentinário erodido e o adesivo. Contudo ainda não há um consenso científico neste aspeto (Augusto et al., 2018; Giacomini et al., 2017; Siqueira et al., 2020). A presente tese pretende de alguma forma esclarecer esta temática ajudando o clínico nas escolhas dos protocolos adesivos a adotar no tratamento restaurador de pacientes com desgaste dentário severo.

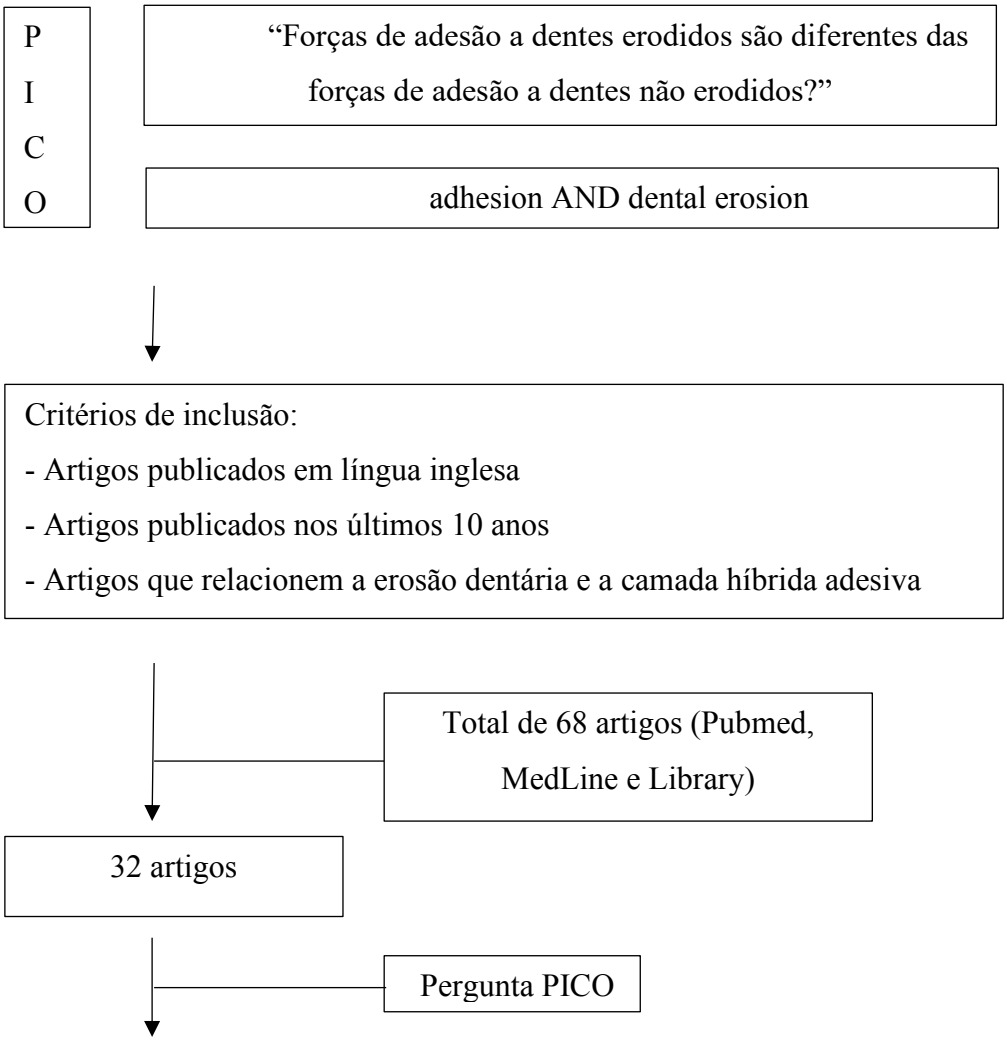
II. METODOLOGIA

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica estratégica nas bases de dados PubMed, MedLine e Library, durante o período de 2009 a 2020, utilizando as seguintes palavras-chave: “erosion”, “erosive wear”, “eroded enamel”, “eroded dentin”, “bond strength” e “dental adhesives”.

Elaborou-se também a pergunta PICO (Paciente ou Problema; Intervenção; Comparação; *Outcome*) abaixo transcrita, e fez-se pesquisa na interface do MEDLINE/PubMed, através do endereço https://askmedline.nlm.nih.gov/ask/ask.php.

- “Forças de adesão a dentes erodidos são diferentes das forças de adesão a dentes não erodidos?”

O resultado da pesquisa pode ser observado na Figura 1.



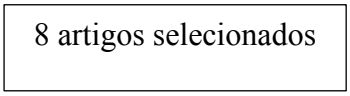


***Figura 1** - Esquema de seleção de artigos na pesquisa bibliográfica.*

III. DESENVOLVIMENTO

1. Tecidos Mineralizados Dentários

1.1 Esmalte

O esmalte dentário é o tecido mais externo da coroa anatómica do órgão dentário, recobrindo totalmente a dentina desta região. A espessura deste tecido é heterogénea nos dentes permanentes e, em média, tem cerca de 0,1mm na região cervical e 2mm na região oclusal. Além de contribuir para a morfologia e a cor final do elemento dentário, o esmalte dentário também protege a dentina e a polpa dentária (Lacruz et al., 2017; Wu et al., 2017).

Situado na camada mais superficial, atua como barreira isolante contra ações físicas, térmicas e químicas, o que o torna, inevitavelmente, mais suscetível a danos e a desgastes. Pelo fato de ser um tecido sem vitalidade, não é capaz de regenerar as lesões sofridas ao longo do tempo (Lacruz et al., 2017; Wu et al., 2017). Constitui o tecido mais duro presente no corpo humano devido ao alto grau de mineralização. Assim, é composto por 96% em peso de mineral, 3% em peso de água e 1% em peso de matéria orgânica. A porção inorgânica oferece alta rigidez e dureza, enquanto a matriz orgânica é responsável por amenizar o risco de falhas catastróficas neste tecido. Essa combinação permite que o esmalte exerça com excelência o papel de suportar as cargas mastigatórias com boa tenacidade à fratura (Paro et al., 2016; Wu et al., 2017). A matriz orgânica é formada, principalmente, por três proteínas estruturais não colagénicas: a amelogenina, a ameloblastina e a enamelina. Aproximadamente 90% desta matriz é formada por amelogenina, que contribui para a orientação e a elongação dos prismas de esmalte durante a fase de mineralização tecidual. Já as outras duas são classificadas como glicoproteínas, a ameloblastina compõe cerca de 8 a 10% e, o remanescente matricial, é preenchido pela enamelina (Lacruz et al., 2017; Wu et al., 2017).

A matéria inorgânica tem como estrutura básica os prismas de esmalte, que estão unidos entre si através da zona interprismática. Esta zona proporciona continuidade destas estruturas e promove unidade tecidual. Os prismas apresentam um trajeto que vai da junção amelo-dentinária até à camada superficial do esmalte e, neste percurso, orientam-

se paralelamente entre si e perpendicularmente com a superfície dentária (Lacruz et al., 2017; Poggio et al., 2010; Wu et al., 2017).

Cada prisma é secretado por um único ameloblasto, célula responsável pela estrutura do tecido e composição dos cristais. Com auxílio de microscopia eletrónica, observa-se uma mudança abrupta na orientação dos cristais de hidroxiapatite (HAp) no esmalte interprismático, enquanto que nos prismas esta orientação é mais homogénea (Lacruz et al., 2017; Poggio et al., 2010; Wu et al., 2017).

Os cristais de HAp que são representados pela fórmula química $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, estão sujeitos a constantes alterações na sua composição. Os centros de cálcio, por exemplo, são capazes de incorporar iões de potássio, sódio e magnésio. Enquanto o ião hidróxido (OH^-) é capaz de se difundir no tecido mineralizado e ser trocado por outros iões das soluções aquosas como, por exemplo, o fluoreto, carbonato ou até mesmo o cloreto (Lacruz et al., 2017; Paro et al., 2016).

A solubilidade dos cristais de HAp é maior na junção amelo-dentinária (JAD) e decresce, gradualmente, em direção a superfície do esmalte. Portanto, o esmalte dentário é considerado um tecido semipermeável, já que fluidos, iões e substâncias de baixo peso molecular são capazes de difundir pelas suas microporosidades.

Esta propriedade é crítica e demostra a alta capacidade de adaptação destes cristais em diversas soluções às quais o esmalte dental está exposto. Este mecanismo permite que este tecido sofra desmineralização e remineralização constantemente ao longo da vida (Lacruz et al., 2017; Wu et al., 2017).

1.2 Dentina

A dentina é o maior constituinte do dente humano e, é por isso considerada como a principal estrutura do órgão dentário. Na coroa anatómica é coberta por esmalte, já na porção radicular o recobrimento se dá por cemento. Na região central do dente encontra-se a polpa dentária, um tecido conjuntivo frouxo rico em terminações nervosas e altamente vascularizado. Esta é revestida e protegida pela dentina contra agressões químicas, térmicas e mecânicas.

Devido à conexão estrutural e organização funcional entre dentina e polpa, a dentina é considerada como uma extensão anatómica e fisiológica da polpa. Desta forma, estas estruturas juntas também são consideradas como complexo dentino-pulpar (Betancourt et al., 2019; Goldberg et al., 2011; Wu et al., 2017).

A dentina é formada aproximadamente por 70% em peso de mineral, 20% em peso de matriz orgânica e 10% em peso de água. A matéria orgânica e a água representam a maior parte do volume do tecido. Contudo estas proporções podem variar de acordo com a região do dente ou em resposta a processos fisiológicos, como envelhecimento, e processos patológicos, como lesões de cárie ou erosão dentária (Betancourt et al., 2019; Carvalho et al., 2012; Goldberg et al., 2011; Wu et al., 2017).

A matriz inorgânica consiste em cristais de HAp, com fórmula molecular semelhante à do esmalte, que se localizam nas lacunas entre as fibras da matriz de colagénio. A maior parte da matriz orgânica é organizada por proteínas fibrosas colagénicas, das quais aproximadamente 90% é colagénio tipo I. A restante porção da matriz orgânica é formada por proteínas não colagénicas. É sugerido que estas estão envolvidas tanto na associação das fibras colagénicas, como na proteção contra a degradação da rede colagénica (Migliau, 2017).

O principal componente da microestrutura deste tecido é o túbulo dentinário, que se estende da interface do esmalte até a polpa. O aspeto deste trajeto é sinuoso com disposição radial, com exceção nas de pontas de cúspide, nos bordos incisais e na zona radicular que apresenta percurso retilíneo (Carvalho et al., 2012).

O interior dos túbulos contém fluido dentinário e prolongamentos apicais das células odontoblásticas, que são responsáveis pela síntese e pelo estado de mineralização tecidual. Estes túbulos apresentam formato de cone invertido com diâmetro gradativamente maior no sentido da polpa (Betancourt et al., 2019; Carvalho et al., 2012).

Como resultado, na zona próximo à polpa há maior percentagem de túbulos por área (corresponde cerca de 22% da área dentinária) que na região da JAD (aproximadamente 1% da área dentinária). Consequentemente, a humidade próxima à polpa também é maior, já que esta estrutura tubular confere passagem/permeabilidade de fluidos, solventes e

bactérias para a polpa do dente (Betancourt et al., 2019; Carvalho et al., 2012; Goldberg et al., 2011).

O interior dos túbulos é constituído por dentina do tipo peritubular. Esta dentina é encontrada nas suas paredes como um anel, que contém baixo teor de colagénio e alta concentração de minerais.

Já a dentina intertubular é encontrada na interface com a polpa e ao redor da dentina peritubular, ou seja, entre os túbulos. Esta é rica em fibras de colagénio, que formam uma estrutura tridimensional favorável à deposição de cristais de HAp. Contudo, quando comparada com a dentina peritubular é menos mineralizada.

Com auxílio da microscopia eletrónica, é possível perceber que os cristais de HAp estão associados às fibras colagénicas de forma paralela ao eixo das mesmas. Entretanto, esta organização encontra-se de forma aleatória ao preencher os espaços interfibrilares (Goldberg et al., 2011; Migliau, 2017).

Como exposto anteriormente, ao longo da vida do dente este tecido sofre modificações fisiológicas. O processo de envelhecimento leva à obliteração contínua dos túbulos dentinários por deposição de matéria inorgânica (diminui a permeabilidade), aumento da espessura do tecido, por deposição contínua de dentina secundária, e à diminuição da densidade dos odontoblastos (Betancourt et al., 2019).

A dentina colabora para a homeostase do dente através de características intrínsecas como permeabilidade, sensibilidade, vitalidade e capacidade de reparação. Além disso, participa na absorção de cargas transmitidas pelo esmalte pela considerável elasticidade intrínseca conferida pelo arranjo da rede de colagénio (Goldberg et al., 2011; Wu et al., 2017).

2. Sistemas adesivos

2.1 Adesão

A adesão dentária revolucionou a Medicina Dentária, assim como estabeleceu um marco histórico com o primeiro estudo desenvolvido por Buonocore em 1955. Basicamente, consiste na união de um substrato com o tecido dentário parcialmente desmineralizado. A técnica adesiva é iniciada com o condicionamento do tecido mineralizado, por componentes ácidos, seguido pela hibridização e polimerização de resinas fluidas (Migliau, 2017). Como resultado, forma-se uma camada híbrida na superfície do tecido, que como o nome sugere, apresenta componentes distintos na sua composição. Os prolongamentos resinosos penetram no interior do tecido dentário condicionado, o que permite uma ancoragem para o substrato restaurador (Migliau, 2017; Sousa & Moro, 2014).

Antes da "Era Adesiva" os preparos cavitários eram baseados na anatomia dentária: talhados de forma padronizada, com referência na superfície do dente preexistente. Muitas vezes, era necessário recorrer a formas de retenção adicional para reter e estabilizar o material restaurador. Este processo resultava em preparos com grandes desgastes de tecido mineralizado saudável.

Atualmente, preconiza-se preparos dentários baseados na viabilidade do tecido mineralizado remanescente, com mínimo desgaste, e na morfologia da restauração final. Com isso, realizam-se talhes com formas de conveniência e desgastes que oferecem espaço suficiente para resistência estrutural de peças protéticas indiretas.

Com o avanço da técnica adesiva, passou a ser possível realizar acréscimos estratégicos de materiais restauradores de forma direta independentemente do formato da cavidade. Isto porque a retenção dos materiais passou a ser consequência do mecanismo de união dos SA e não das características intrínsecas de retenção mecânica do preparo cavitário, como era anteriormente (Arielli et al., 2016; Carvalho et al., 2012; Migliau, 2017; Schlichting et al., 2011).

É importante ressaltar, que a adesão dentária é baseada em um mecanismo de troca. Ou seja, para ocorrer a infiltração de monómeros resinosos é necessário que haja primeiro

a desmineralização dos cristais de HAp na área alvo do tecido (Arielli et al., 2016; Sousa & Moro, 2014).

Os tecidos mineralizados do dente apresentam componentes inorgânicos semelhantes. Todavia a dentina contém diferenças significativas, de composição e morfologia, quando comparada com o esmalte dentário. Assim, estes dois tecidos formam padrões de desmineralização distintos e, consequentemente, geram uma resposta desigual quando submetidos ao mesmo mecanismo adesivo (Betancourt et al., 2019; Sousa & Moro, 2014).

A homogeneidade do esmalte maduro e a hipermineralização torna-o favorável a adesão, que é considerada duradoura e confiável. Quando o esmalte é condicionado por ácido forte, formam-se microporosidades na camada superficial devido a desmineralização dos prismas de esmalte (Betancourt et al., 2019; Sousa & Moro, 2014).

Por outro lado, a heterogeneidade da composição dentinária estabelece alguns desafios para formar uma ligação uniforme, reprodutível e confiável. Espera-se que haja uma desmineralização dos cristais de HAp e exposição da rede de colagénio para permitir a penetração e retenção do SA (Carvalho et al., 2012; Sousa & Moro, 2014).

O desenvolvimento técnico-científico tem como objetivo maior qualidade e longevidade na interface adesiva. Assim distintos protocolos e passos clínicos de adesão têm sido desenvolvidos. Os SA são referenciados como "sistema" pois apresentam um conjunto de componentes básicos que juntos permitem o mecanismo de união. Os principais são os monómeros com grupos hidrofílicos e hidrofóbicos.

Os monómeros hidrofílicos (*primer)* têm a função básica de aumentar a capacidade de molhamento/escoamento e facilitar a infiltração do material na matriz orgânica dentinária. Enquanto os grupos hidrofóbicos (*bond)*, proporcionam a copolimerização e a união com o material restaurador na camada superficial desta interface (Migliau, 2017).

Desta forma, o protocolo clínico consolidado cientificamente para o esmalte é composto por duas etapas clínicas: o condicionamento ácido e a aplicação de *bond*. As porosidades, produzidas pelo ataque ácido, são preenchidas por monómeros resinosos hidrofóbicos através de capilaridade e, com o auxílio de microscopia eletrónica, conseguem observar-se os prolongamentos resinosos que se infiltram nos prismas, *microtags*, e ao redor dos prismas, *macrotags* (Arielli et al., 2016; Migliau, 2017).

Por outro lado, para realizar procedimentos de adesão na dentina são necessárias três etapas: condicionamento ácido, infiltração de monómeros hidrofílicos, que deve ser seguida da aplicação dos monómeros hidrofóbicos (Sousa & Moro, 2014).

Deve ressaltar-se o fato do grande volume de matriz orgânica, associado à humidade intrínseca da dentina nos túbulos dentinários tornar a adesão dentinária mais complexa que a adesão ao esmalte. A humidade na dentina, após o ataque ácido, é necessária para manter as fibras de colagénio expandidas, o que contribui para uma maior facilidade de infiltração do adesivo (Giacomini et al., 2017). Por outro lado, a humidade em excesso pode promover a separação entre os monómeros hidrofóbicos e hidrofílicos na dentina pré-condicionada, originando a formação de uma camada híbrida heterogénea com presença de bolhas e espaços vazios, o que prejudica diretamente a resistência de união da interface (Augusto et al., 2018; Carvalho et al., 2012).

Com o intuito de melhorar este processo foi adicionado solvente aos *primers*, que através de desidratação química promove o deslocamento da água da estrutura colagénica, permitindo a expansão dos espaços interfibrilares, o que facilita a difusão e molhabilidade dos monómeros e promove a formação de uma camada híbrida com melhor qualidade. Apesar dessas substâncias funcionarem como transportadores de monómeros resinosos para a estrutura de colagénio, uma falha operacional durante a evaporação do solvente pode resultar na diluição e perturbação das propriedades do adesivo, e comprometer a polimerização adequada deste.

A estabilidade de união desta interface adesiva é um ponto crítico, cuja eficiência está diretamente relacionada com o sucesso clínico e longevidade da restauração. Por isso, há grande empenho científico para desenvolver métodos de preservação desta camada, já que a degradação adesiva é um mecanismo que ocorre frequentemente e ainda não há procedimento estabelecido capaz de a evitar (Amsler et al., 2017; Jeon et al., 2020; Migliau, 2017).

2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos

Na literatura há muitas classificações em relação aos SA: por gerações, por número de passos clínicos e pela estratégia adesiva empregada no procedimento clínico. Esta revisão

de literatura adotará esta última, pois nesta categorização já está evidente o modo de ação do SA (Abad-Coronel et al., 2019).

Atualmente, há três subtipos: *etch-and-rinse (ER), self-etch (SE)* e universal (U). No caso dos sistemas ER há necessidade de um passo clínico isolado para a desmineralização tecidual através de um ácido forte, já nos SE o condicionamento ácido é simultâneo à aplicação dos monómeros hidrofílicos através de *primers* acídicos. Os sistemas U, ou multimodo, podem ser utilizados das duas formas, tanto como ER como SE (Abad-Coronel et al., 2019; Sousa & Moro, 2014).

De acordo com o condicionamento ácido tecidual, estes diferentes SA podem remover ou dissolver a *smear layer* ou lama dentinária, a qual tem espessura aproximada de 0,5–2µm. Além de se localizar sobre a camada superficial dentinária, ela também é encontrada na entrada dos túbulos dentinários, e neste sítio forma o *smearplug*. Esta é composta por resquícios de tecido dentário proveniente de talhos com instrumentos cortantes ou abrasivos, biofilme, sangue, saliva e fragmentos de óleo (Carvalho et al., 2012; Migliau, 2017). A obliteração da entrada dos túbulos dentinários promove a redução drástica da permeabilidade dentinária e, com isso, pode ser considerada como fator protetivo para a polpa. Contudo, a *smear layer* também dificulta a interação entre o adesivo e a dentina, pois atua como uma barreira física.

Desta maneira, a escolha do SA é realizada de acordo com a necessidade clínica e as características do substrato, fundamentada com o conhecimento do material.

2.2.1 Sistemas Adesivos *Etch-and-rinse*

Esta classe é composta pelos SA mais antigos, que necessitam de um condicionamento ácido prévio sobre o substrato dentário a aderir, independentemente da sua natureza. Atualmente preconiza-se a utilização de um ácido forte, nomeadamente o ácido orto-fosfórico (H_3PO_4) numa concentração entre 35 a 37%. Após sua atuação este deverá ser totalmente removido através de lavagem vigorosa com jatos de ar-água.

Como dito anteriormente, o tecido mais sensível a esta técnica é a dentina. Isto porque o esmalte e a dentina apresentam sensibilidade distinta para a técnica de condicionamento

ácido total. Daí serem utilizados diferentes protocolos de acordo com o tecido dentário em causa (Abad-Coronel et al., 2019; Arielli et al., 2016; Carvalho et al., 2012).

O esmalte, após o condicionamento ácido, pode manter-se totalmente seco sem danos teciduais, enquanto que com a dentina deve evitar-se o sobrecondicionamento ácido, manter-se húmida, evitando a sobressecagem da área. O sucesso destes passos clínicos depende fortemente da correta execução técnica do clínico, podendo acumular mais erros operacionais por apresentar mais passos clínicos.

O objetivo final do condicionamento ácido dentinário, com uso do ácido orto-fosfórico, é desmineralizar a dentina e disponibilizar uma rede tridimensional de fibras de colagénio favorável para a adesão. A manutenção dos espaços interfibrilares é conseguida através do seu preenchimento com a água de lavagem. Isto porque a água permite a formação de pontes de hidrogênio com peptídeos de colagénio e dificulta a formação de pontes de hidrogênio entre os peptídeos, evitando o colapso da malha de colagénio, e a consequente má infiltração da resina no tecido dentinário desmineralizado (Sousa & Moro, 2014).

Com auxílio de microscopia eletrónica, constata-se a remoção total da *smear layer* e dos *smearplugs*, que revela abertura nítida dos túbulos dentinários. Logo, há o aumento da permeabilidade dentinária e da capilaridade, o que altera o teor de humidade na camada superficial da dentina condicionada (Carvalho et al., 2012).

O sobre condicionamento dentinário promove uma desmineralização mais profunda na dentina, porém os monômeros resinosos não são capazes de infiltrar toda a espessura recém desmineralizada. Desse modo, algumas fibras de colagénio permanecem expostas, sendo mais suscetíveis à degradação ao longo do tempo, o que compromete diretamente a durabilidade da adesão (Arielli et al., 2016). Já a secagem excessiva dentinária (*overdry*) pós-condicionamento total contribui significativamente para o colapso de fibras de colagénio desmineralizadas, diminuindo a porosidade da matriz orgânica, e consequentemente a difusão de monómeros resinosos na dentina intertubular (Abad-Coronel et al., 2019; Augusto et al., 2018).

Estes SA podem ser comercializados em dois frascos ou em um único frasco. Aqueles que apresentam duas embalagens têm o *primer* separado do *bond*. Já os adesivos simplificados combinam os dois monómeros na mesma solução, o que confere redução

do tempo de trabalho. Ao comparar as duas formas comerciais, constata-se que estes adesivos de frasco único têm capacidade reduzida na processo de infiltração na dentina desmineralizada, conferindo um processo de hibridação de inferior qualidade ao ser comparados aos seus homólogos de dois frascos (Carvalho et al., 2012; Migliau, 2017).

As etapas da técnica ER podem ser utilizadas para incorporar benefícios terapêuticos em cada passo clínico. Como, por exemplo, o acréscimo de inibidores de metaloproteinases da matriz (MMPs) nas etapas de ataque ácido ou inclusão de flúor no resíduo hidrofóbico (Carvalho et al., 2012).

2.2.2 Sistemas Adesivos Self-etch

Esta classe de SA dispensa a aplicação isolada de ácido no substrato dentário. O condicionamento ácido é realizado através de um *primer* acídico, formado essencialmente de monómeros funcionais com pH ácido. Portanto, há redução do tempo de protocolo clínico e, em comparação com a técnica ER, há menor risco de erros operatórios na etapa de condicionamento ácido dentinário. Esta classe de SA é considerada como uma das mais promissoras do mercado atual (Abad-Coronel et al., 2019; Arielli et al., 2016; Migliau, 2017).

A aplicação do sistema *self-etch* no tecido dentinário é vantajosa, pois estes SA desmineralizam a dentina e infiltram os seus monômeros, simultaneamente. Migliau (2017) sugere que a profundidade da penetração do adesivo e a profundidade do condicionamento são bastante semelhantes. Outro ponto importante é que a desmineralização é autolimitada, gradualmente, pelo efeito tampão do conteúdo mineral da dentina (Carvalho et al., 2012).

De acordo com pH da solução, classificam-se os adesivos em forte (pH≤1), intermediário (pH = 1,5) e leve/suave (pH≥2). Esta informação é relevante pois a acidez intrínseca e a características do tecido dentário alvo afetam diretamente a morfologia da camada híbrida, a qual é parcialmente removida (Arielli et al., 2016; Carvalho et al., 2012; Migliau, 2017).

Os adesivos SE fortes permitem uma desmineralização profunda. No esmalte o padrão de dissolução da matéria inorgânica é comparável ao produzido pelo ácido orto-fosfórico,

enquanto que na dentina os cristais de HAp residual são praticamente todos eliminados. Desta forma, estes adesivos realizam condicionamento ácido tecidual semelhante ao ER, ou seja, formam interfaces adesivas semelhantes, mas com baixos valores de resistência adesiva.

Já os adesivos SE leves não são suficientes para formar uma adesão ao esmalte satisfatória. Já que têm menor potencial para formar as *tags* resinosas, há consequentemente menor retenção micromecânica no substrato. Por isso, é indicado um passo de condicionamento prévio e isolado através do ácido orto-fosfórico, sendo este mecanismo denominado de ataque ácido seletivo no esmalte.

Na dentina estes SA condicionam superficialmente, provocando uma dissolução parcial dos cristais de HAp e da *smear layer*. Normalmente os *smearplugs* não são completamente removidos do túbulo dentinário. Desta maneira, esta estrutura também é utilizada como substrato de ligação. Assim há menor fluxo de fluido dentinário no local condicionado do que os adesivos ER e, consequentemente, diminuem os riscos de sensibilidade pós operatória (Abad-Coronel et al., 2019; Arielli et al., 2016).

Além do grau de acidez, a composição química do adesivo afeta diretamente a performance clínica dos sistemas adesivos SE, já que monómeros funcionais podem ser adicionados na solução para promover ligações químicas aos cristais de HAp, nomeadamente, o 10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP). De acordo com a literatura científica, a adesão química, formada pelo 10-MDP, contribui para a estabilidade e efetividade do processo adesivo. O mecanismo ocorre quando um adesivo SE leve, pH $\geq$ 2, condiciona o substrato dentinário e estabelece um padrão de desmineralização parcial dos cristais HAp. Os cristais remanescentes ao redor das fibras de colagénio atuam como possível local para ligação química com as moléculas de 10-MDP, proporcionando para além da adesão mecânica, a união química (Abad-Coronel et al., 2019). Carvalho et al. (2012) relata que mesmo na técnica SE é possível haver, abaixo da camada híbrida, zonas de dentina parcialmente desmineralizada, que não são infiltradas por monômeros resinosos adequadamente.

Tal como os sistemas ER, os sistemas SE podem apresentar-se em ou dois frascos ou frasco único. Contudo, os SA com um único frasco (*all in one*) são altamente hidrofílicos, conferindo maior vulnerabilidade à absorção e hidrólise de água. Além disso, comparados

com os adesivos de dois frascos, há maior chance da infiltração incompleta por monómeros resinosos. Estes aspetos comprometem seriamente a estabilidade da sua interface ao longo do tempo (Abad-Coronel et al., 2019; Carvalho et al., 2012; Migliau, 2017).

2.2.3 Sistemas Universais

Estes SA são os mais recentes dentre a classe de SA e foram introduzidos na prática clínica em 2011. Apresentam bastante versatilidade na técnica de aplicação, pois podem ser aplicados tanto pela técnica ER como pela técnica SE. Este é o motivo pelo qual também podem ser denominados de multimodo ou multiuso.

Os adesivos universais seguem o conceito "*all-in-one*". Esta nova versatilidade dos SA foi projetada, originalmente, para o uso com a técnica de aplicação de acordo com a situação clínica ou preferência pessoal do operador (Amsler et al., 2017; Arielli et al., 2016; Frattes et al., 2017). Contudo, Migliau (2017) chama a atenção para o desafio de otimizar a qualidade da interface adesiva com um único frasco capaz de ser utilizado em duas técnicas e em dois substratos dentários de natureza diferente.

Em média o pH dos adesivos universal é maior ou igual a 2, portanto não são capazes de proporcionar uma profundidade de camada híbrida semelhante ao ER com o uso do ácido orto-fosfórico isolado. Estes assemelham-se aos adesivos SE leves pelo pH, o que justifica o bom desempenho na dentina. Nesta classe também pode também haver a incorporação de monómeros funcionais que realizam ligações químicas ao substrato. Assim, além da retenção micromecânica há a ligação química do cálcio da HAp ao SA, sendo na grande maioria o 10-MDP a molécula responsável por esta ligação (Arielli et al., 2016).

Com a introdução no mercado dos SA universais, fica evidente o interesse dos clínicos por materiais dentários que otimizem o tempo clínico, que diminuem a sensibilidade pós-operatória, simplifiquem as etapas clínicas e que sejam multifuncionais. Já que estes adesivos prometem liberdade na escolha da técnica de aplicação sem alterar a efetividade adesiva (Frattes, 2017).

3. Erosão

3.1. Conceito: erosão versus corrosão

Não há unanimidade na comunidade científica para a nomenclatura que melhor define a perda precoce da estrutura dentária, mediada por ácidos de origem não bacteriana. Portanto, é necessário citar as terminologias mais suportadas pela literatura atual (Dzakovich & Oslak, 2017).

Erosão dentária (ED) é referida como um processo de natureza puramente química, que resulta na desmineralização parcial do esmalte ou da dentina pela ação de ácidos não microbianos (Huysmans et al., 2011; Margaritis & Nunn, 2012; Vukosavljevic et al., 2014). Esta perda de mineral ocorre de maneira lenta e gradual, de acordo com Schlichting et al. (2011).

O desgaste dentário erosivo (DDE) é definido como um processo mecânico-químico, ou seja, a erosão dentária coexiste com um desgaste mecânico na superfície do dente. Neste caso, a perda de tecidos mineralizados é acelerada (Attin & Wegehaupt, 2014; Huysmans et al., 2011; Margaritis & Nunn, 2012).

É frequente o uso dos termos "erosão" e "desgaste dentário erosivo" na literatura como sinónimos (Huysmans et al., 2011). Grippo et al. (2012) discorda destas terminologias e sugere, enfaticamente, a suplantação das mesmas a favor de "corrosão", apesar destes conceitos estarem bem difundidos na comunidade científica.

Segundo este autor, "corrosão" refere-se ao desgaste de ação química, o que melhor define o desgaste da superfície dentária, por fatores de origem ácida. Esta terminologia agrega outros processos importantes, nomeadamente os efeitos de proteólise e piezoelétricos, que também atuam na degradação química e bioquímica do tecido dentário. Ou seja, "biocorrosão dentária" compreende a degradação química, bioquímica e eletroquímica do esmalte e da dentina (Attin & Wegehaupt, 2014; Grippo et al., 2012).

Este mesmo autor reforça que o termo "erosão" para a tribologia, também utilizado em outras áreas científicas, como na Engenharia, denota desgaste de ação mecânica. Ou seja, compreende um mecanismo físico que causa desgaste por atrito através do movimento de líquido (Grippo et al., 2012).

Por outro lado, (Dzakovich & Oslak, 2017) relatam que "corrosão", cientificamente, é uma reação de redução da oxidação através da quebra de ligações covalentes. Assim, pode ser descrita através de uma equação química.

A oxidação da hidroxiapatite pode ocorrer a 4000 graus em forno de cremação. O autor conclui que não seria possível descrever uma equação química de corrosão intraoral, já que transcende os padrões biológicos da cavidade oral humana. Além disso, a hidroxiapatite apresenta ligações iónicas e não ligações covalentes.

Dzakovich & Oslak (2017) descrevem a erosão dentária como a quebra das ligações iónicas da HAp, é dependente do pH e ocorre dentro dos parâmetros biológicos.

Por trás deste dinamismo e evolução semântica, há um crescente interesse científico neste tipo de lesão de origem não cariosa, em parte devido ao aumento da sua incidência e prevalência em todas as faixas etárias (Joshi, 2016). Esta revisão utilizará os termos "erosão", "desgaste dentário erosivo" e "corrosão", apesar dos dois primeiros estarem mais difundidos na literatura atual (Attin & Wegehaupt, 2014).

3.2. Etiologia e fatores de risco

As fontes ácidas, relacionadas com a degradação química do dente, apresentam origem endógena ou exógena. Através deste conceito, classifica-se esta patologia em erosão intrínseca e erosão extrínseca, respetivamente (Kanzow et al., 2016; T.S Carvalho et al., 2015; Moazzez & Bartlett, 2014; Schlueter & Luka, 2018; West & Joiner, 2014).

A erosão intrínseca, como o nome sugere, está relacionada com fontes ácidas oriundas do próprio organismo. As lesões formam-se principalmente com o contato frequente do conteúdo gástrico com as superfícies dentárias durante um período prolongado, o qual alcança a cavidade oral via episódios de refluxo ou vómitos (Alaraudanjoki et al. 2016; Moazzez & Bartlett, 2014; Schlueter & Luka, 2018). Além do ácido clorídrico, enzimas

proteolíticas também podem estar associadas ao início e à progressão da erosão dentária logo após o vómito (Schlueter et al., 2012).

Portanto, condições sistémicas crónicas, patológicas ou psicossomáticas, relacionadas com este trânsito reverso do conteúdo gástrico podem estar associadas a DDE. Consequentemente o refluxo gastroesofágico, o alcoolismo crónico, a ruminação, e o vómito causado por distúrbios alimentares, como bulimia ou anorexia nervosa, são quadros clínicos com potencial favorável para o desenvolvimento desta doença (Carvalho et al., 2015; Schlueter et al., 2012).

A erosão extrínseca é mediada por agentes ácidos não produzidos no organismo do indivíduo, os quais entram em contato com os dentes através da cavidade oral. Este processo ocorre, por exemplo, através da dieta (bebidas e alimentos ácidos), exposição ocupacional a gases e líquidos ácidos, uso contínuo de medicamentos de natureza ácida por via oral ou, até mesmo, uso de drogas ilícitas (Kanzow et al., 2016).

A exposição de mais de um tipo fonte ácida no mesmo indivíduo aumenta o risco patológico e, se a doença já estiver instalada, acentua a severidade do processo erosivo (Alaraudanjoki et al., 2016; Lussi et al., 2011; West & Joiner, 2014).

A patogénese desta doença está diretamente ligada às propriedades químicas dos ácidos, mas estas não são os únicos determinantes. O DDE é multifatorial, ou seja, é determinado pelo somatório de diferentes aspetos. Por consequência, as diversas interações entre estes fatores causam diferentes níveis de atividade da doença.

Este princípio justifica a disparidade da suscetibilidade da doença entre grupos dentários no mesmo indivíduo ou entre diferentes indivíduos incluídos no mesmo grupo de risco. Torna-se fundamental que o médico dentista compreenda a influência de cada um destes fatores para o diagnóstico e controlo desta doença (Alaraudanjoki et al., 2016; Carvalho et al., 2016; Dionysopoulos et al., 2019; Laurance-Young et al., 2011; Lussi et al., 2011; Shellis et al., 2014; Steiger-Ronay et al., 2018; West & Joiner, 2014).

Apesar da convergência científica sobre o mecanismo patogénico da DDE (Laurance-Young et al., 2011), não é consensual a classificação dos fatores biológicos e físico-químicos envolvidos na etiologia da perda precoce de tecido mineralizado dentário por erosão. Lussi et al. (2009) inicialmente os classificaram em três fatores: químicos,

biológicos e comportamentais. Posteriormente, Lussi et al., (2011) apontou duas categorias: fatores nutricionais e fatores relatados pelo paciente. Apesar desta aparente diferença categórica, não houve alterações conceituais significativas entre elas, tanto a nível dos determinantes etiológicos, quanto a nível da patogénese.

Pelo fato do consenso da *European Federation of Conservative Dentistry* publicado em 2015, ter favorecido a última classificação citada, também adotaremos a mesma nesta revisão de literatura (Carvalho et al., 2015).

3.2.1. Fatores nutricionais

Nem toda a fonte ácida causa erosão. O potencial erosivo de um ácido é determinado pelas suas propriedades químicas, tais como o potencial de hidrogénio (pH), a acidez titulável, a capacidade de tamponamento, o grau de saturação, o tipo de ácido e o conteúdo de mineral da solução (Furtado et al., 2010; West & Joiner, 2014).

O pH é uma grandeza físico-química relacionada com a concentração de protões de hidrogénio (H^+) livre, dissociados numa solução aquosa, que permite determinar se uma solução inicialmente é ácida (pH < 7), ou básica (pH ≥ 7). Assim, torna-se possível aferir as variações de H^+ em determinada solução (Furtado et al., 2010; Laurance-Young et al., 2011).

A capacidade de tamponamento está relacionada com a competência de uma solução resistir à variação de pH ao se adicionar ácidos ou bases. No contexto de erosão dentária, ácidos não dissociados presentes em bebidas, podem-se difundir no tecido mineralizado dentário e, a capacidade tampão da bebida pode contribuir para a manutenção da concentração inicial de H^+, o que permite que o pH ácido inicial se mantenha e a dissolução local continue ativa.

Já acidez titulável é a concentração total de todas as espécies ácidas que se dissociam para fornecer iões H^+ entre os valores de pH inicial e final (Shellis et al., 2014), logo, permite medir a acidez total da solução com a disponibilidade real de H^+ (protões livres e ácidos não dissociados). Assim, este parâmetro é mais fiável, quando

comparado o pH isolado, na avaliação do potencial erosivo de um alimento ou bebida (Farias et al., 2012; Furtado et al., 2010).

Conclui-se que bebidas ácidas com alta acidez titulável e maior capacidade de tamponamento proporcionam um pH ácido na cavidade oral por mais tempo. O que corrobora para maior dissolução mineral dos dentes, antes da neutralização do pH. Assim soluções com pH similar, mas com diferentes tipos de ácidos, podem apresentar potencial erosivo diferente (Furtado et al., 2010).

O gradiente de concentração do fluido aquoso circundante ao dente é também um parâmetro relevante neste ponto. Caso a composição desta solução contenha fatores de mitigação como, por exemplo, alto gradiente de concentração de iões de cálcio, fosfato e fluoretos, a dissolução mineral da superfície dentária é atenuada mesmo em pH baixos, sendo os iões cálcio os mais efetivos. Da mesma maneira, o contrário também é verdadeiro (Carvalho et al., 2016).

Lussi et al., (2011) conclui que não há pH crítico definido para erosão e é um erro estabelecer uma relação com o pH crítico da degradação da hidroxiapatite no processo carioso (por volta de 5,5). Pois, no processo carioso, é possível determinar a composição da camada circundante à superfície do dente (biofilme bacteriano), enquanto que a solução na ED é específica e suscetível aos componentes presentes na composição das fontes exógenas, assim como, a frequência e a forma de consumo pelo indivíduo (Barbour, 2014; Lussi et al., 2011). No entanto, há muitos autores que consideram o pH de 5,5 como referência para a dissolução da hidroxiapatite também em lesões de erosão (Borjian et al., 2010).

3.2.2. Fatores relatados pelo paciente

A recolha de informações, através da história clínica e da anamnese do doente, deve ser realizada de maneira direcionada e assertiva para que o profissional compreenda a dinâmica atual da saúde geral, hábitos comportamentais e perfil psicossocial de cada doente. Como dito anteriormente, os fatores etiológicos da erosão dentária variam de indivíduo para indivíduo (Alaraudanjoki & Laitala, 2016). Consequentemente, este

procedimento é tão necessário como a avaliação dos sinais e sintomas na cavidade oral durante o exame clínico (Kanzow et al., 2016).

Kanzow et al. (2016) relata a dieta acídica como a provável maior causa na origem do DDE e, frequentemente, está relacionada com o estilo de vida do doente. Sempre que necessário, os doentes devem ser orientados para o uso consciente destes produtos. Exemplos são o consumo excessivo de bebidas gaseificadas ou de doces ácidos por crianças e adolescentes, alto consumo de bebidas energéticas ou isotónicas por desportistas, pessoas aderentes a dietas não balanceadas com frutas ou sumos cítricos em demasia como, por exemplo, o "*shot*" de limão matinal.

Além da dieta é importante avaliar a administração oral de medicamentos de natureza acídica, na forma de comprimidos mastigáveis e bebidas efervescentes (ácido ascórbico e ácido acetilsalicílico), a exposição de trabalhadores a líquidos ácidos como provadores de vinho e nadadores (piscinas com baixo pH devido a manutenção inadequada). E, apesar de menos frequente, há também risco de trabalhadores em fábricas de baterias que são expostos a vapores ácidos sem equipamentos adequados de proteção, os quais podem apresentar desgastes erosivos severos (Carvalho et al., 2015; Kanzow et al., 2016).

Outros fatores importantes são determinados pelo hábito e método de consumo do agente ácido, como no caso de indivíduos que tendem a bochechar ou manter bebida ácidas na boca, prolongando o tempo de exposição do ácido com a superfície dentária (Lussi et al., 2011; West & Joiner, 2014).

A combinação entre tipo de ácido, duração e frequência da exposição da superfície dentária, desempenha um papel crucial no desenvolvimento deste tipo de lesões. Porém para que o risco seja clinicamente significante, a exposição deverá ser frequente e por um longo período de tempo (Carvalho et al., 2015; Dionysopoulos et al., 2019; Lussi et al., 2011).

Carvalho et al., (2015) descreve como principal disparidade no grau severidade destas lesões, a diferença entre vulnerabilidade de dissolução mineral dos tecidos duros e propriedades protetoras da saliva. A saliva atua como um fator biológico protetor contra a perda precoce de tecido mineralizado dentário. Este processo ocorre por várias vias, de

acordo com as diversas propriedades da saliva, destacando-se a neutralização e tamponamento dos ácidos na cavidade oral.

O estímulo ácido gera um aumento fisiológico no fluxo salivar (West & Joiner, 2014), o que permite que as substâncias ácidas sejam diluídas, mecanismo que favorece a neutralização da solução. Em simultâneo, a presença de minerais na saliva também contribui para o tamponamento. Por isso, se a saliva estiver num estado supersaturado em relação ao mineral do esmalte (cálcio e fosfato), a remineralização deste tecido é favorecida depois de um desafio erosivo.

As proteínas salivares atuam na formação da película adquirida na superfície dentária. Esta funciona como uma membrana semipermeável ou barreira de difusão, já que não é totalmente removida da superfície do esmalte nos desafios ácidos por curto prazo.

Portanto, a diminuição do volume salivar (seja por exercícios físicos extenuantes, alterações sistémicas ou efeitos colaterais medicamentosos) ou alterações na qualidade do fluxo salivar podem desequilibrar esta proteção fisiológica e contribuir para DDE (Carvalho et al., 2015; West & Joiner, 2014).

Dentes que se localizam próximos dos principais ductos de excreção salivar, tais como a face lingual dos dentes inferiores, apresentam menor suscetibilidade à erosão. Ou seja, observam-se diferentes graus de erosão em diferentes localizações na boca do mesmo doente.

Outro fator a avaliar com atenção são os mecanismos de desgaste mecânico (abrasão, atrito e ou fricção) associado ao substrato dentário vulnerável a ataques ácidos. Portanto, pode ocorrer a influência de tecidos moles como a língua, abrasão pela limpeza excessiva dos dentes ou por hábitos parafuncionais (Frattes, 2017; West & Joiner, 2014).

3.3. Mecanismo de ação e aspetos químicos

O mecanismo da ED é complexo, dinâmico e ocorre através da dissolução química de cristais de HAp, decorrente do efeito ácido na superfície dentária livre de placa bacteriana (Lussi et al., 2011).

Inicialmente, há desmineralização da matriz inorgânica do tecido com padrão superficial semelhante ao do ataque ácido, ou seja, ocorre uma desmineralização parcial que é reversível (Kanzow et al., 2016). Durante este estado transitório a região torna-se vulnerável a forças mecânicas, e consequentemente suscetível ao desgaste acelerado do tecido. Se houver perda da estrutura do tecido dentário, classifica-se como lesão irreversível (Lussi et al., 2011).

A degradação é realizada por agentes quelantes de aniões, que são capazes de se ligar ao cálcio e formar um complexo com o mesmo, e por iões hidrogénio (H^+), que são libertados em solução aquosa provenientes dos ácidos (Borjian et al., 2010; (Shellis & Addy, 2014). Os iões H^+, dissociados na camada aquosa adjacente à superfície dentária, promovem uma redução do pH do meio e interagem com os aniões presente nesta solução. Em seguida, difundem-se nos tecidos mineralizados e dissolvem os cristais do dente ao combinar-se com os iões carbonato e fosfato, já que o equilíbrio da solução do meio foi destabilizado (Borjian et al., 2010; Shellis & Addy, 2014). Com o consumo de iões H^+, observa-se um aumento do pH e da concentração de iões de hidróxilo (OH^-) na solução. Concomitantemente, os iões cálcio e fosfato são libertados no meio (Shellis & Addy, 2014)(Borjian et al., 2010). A dissolução interrompe-se quando a solução se encontrar saturada, o que é facilitado pela baixa solubilidade do mineral. E, como dito anteriormente, o resultado geral é o produto do aumento da atividade iónica da HAp na superfície do tecido (Carvalho et al., 2016; Shellis & Addy, 2014).

O grau de dissolução do mineral é influenciado não só por fatores químicos (grau de saturação, fatores de mitigação, efeito tampão, pH, fluoreto), como por fatores físicos (temperatura, fluxo e adesão). A temperatura e a taxa de fluxo são determinados pela frequência e método de consumo de um produto (Furtado et al., 2010; Shellis & Addy, 2014; Steiger-Ronay et al., 2018).

Segundo Furtado et al., (2010), bebidas ácidas com temperaturas elevadas estão relacionadas com o aumento do risco de erosão dentária *in vivo*. Isto porque o aumento da temperatura favorece termodinamicamente a dissociação do ácido, o que favorece a descida do pH da solução. Estas bebidas possuem distintos padrões de adesão à superfície dentária, quanto maior esta capacidade, maior tempo de aderência e, consequentemente, também é maior risco do desafio erosivo. Entretanto o atrito das mucosas como, por

exemplo, a língua e a muscosa jugal, atuam de forma contrária a esta aderência atenuando em parte esta propriedade (Furtado et al., 2010).

Kanzow et al., (2016) descreve que o processo de DDE se inicia no esmalte e, se houver persistência do desafio erosivo, há progressão da dissolução mineral camada a camada subjacente com possibilidade de alcançar a dentina e causar severas exposições dentinárias. Por este motivo, em estados mais severos o doente pode relatar hipersensibilidade dentinária, assim como queixas estéticas e funcionais.

3.3.1. Degradação química no esmalte

Quando o tecido dentário atacado pelos agentes erosivos é o esmalte, a dissolução mineral ocorre de maneira irregular e parcial na superfície imediatamente exposta ao agressor. Em seguida, a desmineralização estende-se internamente, formando lesões subsuperficiais. Este processo é denominado na língua inglesa de "*near-surface desmineralization*" (Lussi et al., 2011).

Isto resulta numa camada superficial desmineralizada, que é designada como camada amolecida ou "*softened layer*" (Attin & Wegehaupt, 2012; Dionysopoulos et al., 2019; Shellis & Addy, 2014; West & Joiner, 2014). Esta zona amolecida, no esmalte, apresenta cerca de 2-5 μm de espessura. Este processo resulta da difusão da solução erosiva no esmalte, tornando os cristais parcialmente desmineralizados, durante o desafio erosivo (Dionysopoulos et al., 2019; Shellis & Addy, 2014).

A região mais suscetível à desmineralização, ou seja, com maior solubilidade, é a zona interprismática. Portanto, o efeito erosivo atinge, inicialmente as junções para depois afetar, propriamente, os prismas de esmalte (Shellis & Addy, 2014).

O dano tecidual é influenciado pela suscetibilidade do tecido mineralizado à dissolução (Lussi et al., 2011), sendo diretamente proporcional ao tempo de exposição e inversamente proporcional ao pH dos ácidos atuantes na superfície dentária (West & Joiner, 2014). Shellis & Addy (2014) retratam que esta exposição apresenta maior impacto quando é frequente, com duração curta, ao desafio erosivo.

Praticamente qualquer ação mecânica causará danos adicionais na perda da camada amolecida (Attin & Wegehaupt, 2012; Ganss et al., 2014). Desta maneira, desgaste de atrição ou abrasão são relevantes no processo, ou seja, até a escovagem, neste momento, pode remover facilmente as superfícies desmineralizadas do tecido duro dentário (Attin & Wegehaupt, 2012).

3.3.2. Degradação química na dentina

O processo de dissolução mineral na dentina envolve não só a dissolução da matriz inorgânica, como também a da matriz orgânica. Portanto, o mecanismo é diferente do descrito para o esmalte.

Assim como na desmineralização do esmalte, a lesão também se estende em profundidade em relação à superfície exposta ao desafio erosivo. Os agentes ácidos promovem uma rápida desmineralização da porção inorgânica, entretanto, a matriz orgânica não é atacada e permanece insolúvel e semelhante a uma estrutura esponjosa. Esta zona é denominada de "*Demineralized Organic Matrix*" (DOM) (Boteon et al., 2017; Shellis & Addy, 2014).

A região mais suscetível à dissolução mineral é a zona peritubular, seguida da zona intratubular, pois nesta última a interpelação das fibras de colagénio com os cristais dificulta a difusão dos agentes erosivos. Entre o tecido lesionado, completamente desmineralizado, e o íntegro há um limite relativamente nítido (Lussi et al., 2011; Shellis & Addy, 2014).

A DOM é importante porque atua como barreira contra a dissolução mineral da matriz orgânica ao dificultar a difusão iónica dos agentes erosivos e dos ingredientes ativos libertados na estrutura pelo processo de desmineralização. Estes processos contribuem para a diminuição da desmineralização ao longo do tempo (Boteon et al., 2017; Ganss et al., 2014; Shellis & Addy, 2014; Vukosavljevic et al., 2014). Além disso, esta estrutura é considerada estável contra forças mecânicas quando mantida hidratada. A dentina coronária completamente desmineralizada apresenta resistência à tração de 9 a 17 MPa, e ao cisalhamento, de acordo com a direção em relação aos túbulos dentinários de 26 a 32 MPa. Entretanto quando a perda desta camada ocorre, possivelmente por hidrólise

enzimática, este processo é bastante durável e persiste por algum tempo mesmo após o desafio ácido ter acabado (Ganss et al., 2014; Lussi et al., 2011; Shellis & Addy, 2014).

A hidrólise enzimática da DOM pode ocorrer através de enzimas hospedeiras, como MMPs e cisteína-catepsinas presentes na saliva e na dentina. A atividade catalítica destas enzimas é ativada em meio com pH ácido, promovendo a degradação do colagénio exposto, tanto em pH ácido como em pH básico (Boteon et al., 2017).

3.4. Diagnóstico

A prevalência de lesões dentárias erosivas tem aumentado rapidamente nas últimas décadas, principalmente, nos países desenvolvidos (Joshi, 2016). Por esta razão, d'Incau & Saulue (2012) atenta para um problema a nível de saúde pública.

Contudo a estimativa real da prevalência da erosão dentária é difícil determinar devido às diferentes metodologias empregadas nas publicações científicas com variações nos índices, tamanhos das amostras e desenhos gerais de estudos. Além disso os dados recolhidos sobre esta doença não estão uniformemente disponíveis globalmente, nomeadamente, na América do Norte, América do Sul, África, Ásia e grande parte do Sudeste da Europa (Schlueter & Luka, 2018).

O diagnóstico da erosão dentária é cada vez mais frequente na rotina clínica do médico dentista, fazendo-se por recolha de dados da história médica, do exame clínico na cavidade oral e de exames complementares. Em alguns casos é necessário encaminhar o doente a outros profissionais da área de saúde para exames de diagnóstico sistémicos. Isto porque lesões erosivas com origem intrínseca, por exemplo, indicam a presença de distúrbios gastrointestinais ou alimentares. Desta maneira, não se deve negligenciar o encaminhamento para o médico assistente ou psicólogo, já que é necessário atuar diretamente na causa etiológica. Além disso, testes salivares podem ser empregados para determinar o fluxo salivar, bem como a capacidade de tampão da saliva (Kanzow et al., 2016).

A anamnese e a história médica devem identificar ao máximo os potenciais fatores de risco. Logo, o quadro de saúde sistémica e os hábitos do indivíduo devem ser investigados

com enfoque nas possíveis fontes intrínsecas e extrínsecas desta patologia. Deste modo deve incluir questões-chave sobre hábitos nutricionais (com o intuito de investigar a frequência e o consumo de dieta acídica), doenças sistémicas, uso de medicamentos ou drogas, distúrbios alimentares, estilo de vida do doente, ocupação profissional e nível de stresse do doente no dia-a-dia.

O exame clínico é necessário para determinar se a perda de estrutura dentária é patológica (desgaste dentário atípico para a idade do paciente) ou fisiológica, para realizar diagnóstico diferencial dos outros tipos de desgaste, ou até mesmo, para determinar se há combinação de DDE com outros desgastes mecânicos. Esta etapa deve ser realizada criteriosamente e exige do examinador um olhar clínico treinado (Alaraudanjoki & Laitala, 2016).

As lesões iniciais erosivas são de difícil deteção mesmo quando estas são as únicas formas de desgaste presente na cavidade oral. No entanto o diagnóstico precoce, assim como em outras patologias, é de extrema importância já que estas lesões são irreversíveis e progressivas (Alaraudanjoki & Laitala, 2016).

Os sinais clínicos iniciais estão relacionados pela ausência de placa bacteriana macroscópica, com aspeto polido da superfície dentária submetida ao ataque ácido, em consequência da suavização da microanatomia. A macroanatomia também poderá estar alterada com lesões amplas, rasas e sem ângulos nítidos, também conhecidas como em formato de pires ou de "U".

A persistência do desafio ácido, no esmalte, diminui a espessura deste tecido e resulta em uma aparência de dentes com cor mais saturada, formação de diastemas, bordos incisais finos e fraturados. Até que, em casos mais severos, o esmalte na região é perdido e inicia-se o comprometimento do tecido dentinário.

A proeminência dos bordos das restaurações de amálgama em relação ao substrato dentário, denominado de "ilhas de amálgama", ocorre principalmente na face oclusal dos dentes posteriores, as quais representam o resultado da diferença de comportamento destas estruturas à ação dos ácidos.

Pacientes expostos a fontes intrínsecas ácidas, frequentemente, exibem na face palatina dos dentes desgastes semelhantes ao talhe protético com terminação em chanfre. Já os

doentes expostos a ácidos extrínsecos apresentam, mais frequentemente, DDE nas faces vestibular e oclusal dos dentes anteriores superiores (Kanzow et al., 2016).

Estas lesões podem ser sintomáticas ou assintomáticas. Nos casos de hipersensibilidade dentária os pacientes normalmente procuram ajuda por este sintoma. Queixas estéticas, nos quadros com desgastes com perdas significativas de esmalte, são também um motivo de procura de ajuda do médico dentista, já que os doentes notam os dentes mais "amarelados". A complexidade do quadro clínico está relacionada diretamente ao grau de severidade da doença (Loomans & Opdam, 2018).

Tanto a avaliação quanto a monitorização dos doentes são necessários para determinar a extensão da lesão, severidade do desgaste dentário e ritmo de progressão da doença. Alguns índices podem auxiliar não só o diagnóstico (se a lesão é inicial, severa ou avançada), mas também nas diretrizes de gestão e controlo da progressão da doença, como no caso do *Basic Erosive Wear Examination* (BEWE).

Contudo, os índices utilizam indicadores através pontuação ou nota, o que é um dado pontual de um quadro patológico extremamente dinâmico. Como dito anteriormente, fatores biológicos como a composição salivar são fatores importantes, principalmente o fluxo salivar e a capacidade de tamponamento (Joshi, 2016a; Kanzow et al., 2016; Loomans & Opdam, n.d.; Vukosavljevic et al., 2014).

3.5. Abordagem terapêutica

A gestão das lesões dentárias erosivas é realizada de acordo com os fatores etiológicos envolvidos, grau de severidade e complexidade do desgaste. Portanto, a abordagem terapêutica pelo médico dentista requer um diagnóstico consistente e, se necessário assim como na fase do diagnóstico, fazer o tratamento em equipas multidisciplinares para tratar as possíveis causas relacionadas a condições sistémicas ou hábitos (Warreth et al., 2020).

Além da prevenção e dos tratamentos restauradores, o controle e monitorização do paciente são essenciais, principalmente quando não é possível identificar ou eliminar todas as causas. A instrução do paciente sobre o mecanismo de patogénese é parte do tratamento e responsabilidade do profissional durante o atendimento. Esta tem como

objetivo consciencializar o paciente e realçar a sua importância na colaboração durante o tratamento. Toda e qualquer tomada de decisão no plano de tratamento deve ser realizada com o acordo do doente ou responsável legal (Loomans & Opdam, 2018).

A prevenção é a terapêutica ideal, sobretudo em pacientes jovens, já que deste modo evita tratamentos mais extensos ou irreversíveis. Isto porque, como dito anteriormente, o esmalte dentário é acelular e não apresenta capacidade de autoregeneração, logo, qualquer dano neste tecido é irreversível. O autoexame nestes casos é mais difícil, pois muitas lesões são assintomáticas ou acometem as faces palatinas e, muitos pacientes não notam o seu aparecimento inicial (Poggio et al., 2010; Warreth et al., 2020).

No entanto, a abordagem preventiva considerada como *gold standard* é a aplicação tópica de flúor (Warreth et al., 2020). Inclusive há evidência científica que dentífricos com concentração de 1100ppm de flúor apresentam capacidade de travar o desgaste dentinário decorrente de erosão e erosão mais abrasão. Concentrações mais altas de flúor, que as anteriormente citadas, não apresentaram maior eficácia neste tipo de intervenção terapêutica (Ainoosah et al., 2020). Da mesma maneira, os vernizes de flúor foram estudados como uma terapia para evitar a formação de lesões erosivas. Ainoosah et al. (2020) demostrou, através de um estudo *in vitro,* que a aplicação de verniz de flúor na superfície dentária pode impedir a perda desta camada por desafios ácidos com duração de até 70 min. Outros estudos, também *in vitro*, relataram os benefícios do gel de fluoreto de fosfato acidificado modificado, o qual contém como principais componentes a nano-hidroxiapatite, caseína-fosfopeptídeo-stabi nanocomplexos de fosfato de cálcio amorfo e biovidro (Warreth et al., 2020).

Deve ter-se em conta que, apesar destes estudos apresentarem resultados promissores, é necessário que estudos clínicos robustos confirmem a eficácia destes materiais emergentes na prevenção do DDE. Isto porque a proteção completa da superfície dentária contra o aparecimento da erosão, pela aplicação desses materiais, nem sempre ocorre (Ainoosah et al., 2020; Warreth et al., 2020).

Nos casos que seja necessária intervenção restauradora, por motivos estéticos e/ou funcionais, preconiza-se técnicas operatórias que minimizem e/ou evitem o desgaste dentário. Desta maneira, tratamentos restauradores baseados no princípio da adesão

dentária, que podem ter auxílio de Ortodontia, demostram ser os mais indicados principalmente em pacientes jovens.

Desgastes iniciais podem ser tratados com selantes ou resina composta. Estes formam uma barreira física, a qual impede o contato direto da superfície dentária com o agente erosivo. Desta forma, protege-se a estrutura remanescente do dente da progressão desta patologia e previne-se quadros de hipersenssibilidade dentária.

Desgastes severos ou avançados necessitam de tratamentos mais complexos como uso de peças protéticas indiretas com provável reabilitação oral extensa, que poderá exigir a expertise de um especialista em Reabilitação Oral (Atem et al., 2019; Frattes et al., 2017; Rios et al., 2019).

Hábitos parafuncionais relacionados a desgaste patológico dentário também requerem a atenção do profissional. Por exemplo o bruxismo deve ser igualmente tratado e controlado, já que além de danos na estrutura dentária pode prejudicar os tratamentos restauradores e resultar em falhas prematuras do material (Loomans & Opdam, 2018).

Além disso, o controlo destes pacientes é parte da terapêutica e é importante que eles estejam conscientes desta premissa. Além dos índices, é possível acompanhar as mudanças e perceber a dinâmica e evolução do DDE através de modelos de estudo, seja em gesso ou formato digital (Joshi, 2016).

4. Estabilidade de União dos Sistemas Adesivos em dentes erodidos

4.1. Fundamentos nos ensaios de microtração na avaliação da resistência adesiva

Com o progresso técnico-científico das técnicas restauradoras adesivas na Medicina Dentária, tornou-se possível realizar reabilitações dentárias mais conservadoras, as quais proporcionam maior preservação da estrutura dental sadia. Portanto, a manutenção da integridade da união entre a restauração e o dente é fundamental e desempenha um papel importante na longevidade destas restaurações adesivas (El Mourad, 2018).

As pesquisas clínicas dispõem de condições mais próximas da realidade da cavidade oral, contudo, a realização dos estudos *in vivo* sobre adesão dentária é complexa. Pois há questões éticas, alto custo, dependência da colaboração dos pacientes e em alguns momentos, torna-se inviável como, por exemplo, pesquisas *in vivo* de resistência à fratura de materiais dentários. Além disso, as variáveis e os fatores envolvidos na cavidade oral são muitos, como as diversas e simultâneas tensões biomecânicas nas restaurações. Por isso especificar os motivos exatos das falhas pode ser difícil (Sirisha et al., 2014).

Os ensaios *in vitro* simulam com certa limitação as condições clínicas, já que não há uma metodologia científica laboratorial disponível que replique, com exatidão, a complexidade biomecânica da cavidade oral. Contudo, num ambiente laboratorial é possível fornecer um parâmetro específico com as demais variáveis controladas ou constantes, comparar avaliações do comportamento do material dentário, ou de diversos materiais, num curto espaço de tempo.

E, por conta destas vantagens, as investigações em laboratório são frequentemente desenvolvidas por fabricantes de materiais dentários, os quais podem recolher dados de determinado parâmetro e, se necessário, atenuar as deficiências e desenvolver melhorias do produto. No entanto, deve ter-se em conta que os resultados não especificam com precisão o comportamento clínico de um material específico em boca. Pois como dito anteriormente, a completa dinâmica que as forças e as tensões exercem sobre a restauração e dente, ainda não foi alcançada por nenhum teste mecânico atual. Mas elas auxiliam no direcionamento de orientações e de guias para o uso clínico.

Os testes mecânicos são frequentemente usados na investigação com sistemas adesivos em substrato dentário. Estes baseiam-se na incidência de forças de deslocamento sobre a interface de união, com objetivo de representar esforços semelhantes sofridos pela restauração durante sua função em boca (Farias et al., 2012; Münchow et al., 2013). Os mais comuns são de tração e cisalhamento. No caso do teste de cisalhamento, a força é empregada paralelamente à superfície a ser testada e, no teste de tração, a força é empregada perpendicularmente. Os testes de cisalhamento e de resistência a tração eram os mais aceites até meados da década de 90, mas a partir do final da década de 80 estas metodologias foram contestadas na literatura. Com o aprimoramento da composição dos materiais, da técnica de manipulação e do conhecimento das características do substrato dentário foi verificado que amostras com áreas relativamente extensas na interface de

adesão (áreas transversal aderidas de 7 a 28mm^2) distribuem as tensões nesta região de maneira heterogénea, o que gera alta concentração de tensão na dentina mesmo com uma carga homogénea empregada (Ribeiro, Silva, Fernandes & Vale 2013).

Desta forma, a incidência deste tipo de stresse na interface adesiva de união não oferece uma previsão clara do local do início de fratura e, como resultado, há um número crescente de fraturas coesivas. Estas ocorrem prematuramente ao invés da falha adesiva, que é o real objetivo do teste. Com isso, a força máxima capaz de promover a quebra da interface adesiva não é determinada. Ou seja, estes ensaios não apresentam alto grau de confiabilidade para avaliar o comportamento do sistema adesivo com biomateriais (Ribeiro et al., 2013).

A redução da área adesiva das amostras demonstrou ter influência nos resultados dos testes de resistência de união. Esta alteração proporcionou queda na ocorrência de falhas coesivas e, consequente, apuração de valores mais altos de resistência de união. Isto porque estas amostras diminutas apresentam menor probabilidade de pontos críticos e defeitos na amostra. Consequentemente, a carga incide na interface de adesão com distribuição de tensão de forma mais homogénea (Münchow et al., 2013; Sirisha et al., 2014).

Alguns autores caracterizam os microtestes mecânicos com superfície de união inferior a 3mm^2 (Sirisha et al., 2014), enquanto outros os classificam com regiões inferiores a 2mm^2 (Münchow et al., 2013). O teste de microcisalhamento é descrito como um teste de fácil execução, todavia gera elevada concentração de tensão próxima ao sítio de estudo. Assim, além da falha na interface adesiva, há o deslocamento do substrato dentinário. Daí serem observadas fraturas coesivas na dentina ou fraturas mistas (Münchow et al., 2013). Já o teste de microtração tensiona a região de interesse perpendicularmente, desta maneira, ocorre a falha da resina composta e do substrato da dentina por forças com sentido oposto. Assim a tensão é distribuída de forma mais equilibrada e a avaliação da resistência de união adesiva é mais fiável (Münchow et al., 2013).

Foi demonstrado que as fraturas coesivas são significativamente menores com testes de microtração, principalmente quando comparadas com os testes de cisalhamento. Neste panorama, a microtração tem sido mais frequentemente utilizada nos estudos que

relacionam a resistência de interfaces adesivas entre materiais resinosos e substrato dentário (Sirisha et al., 2014; (Münchow et al., 2013).

É importante salientar que alguns fatores são capazes de influenciar os valores finais dos resultados do teste resistência da união aos substratos dentários. Estes são as propriedades e preparação da amostra, a metodologia do estudo, bem como o tipo de teste selecionado cisalhamento ou tração, macro ou microteste. Logo os dados obtidos devem ser avaliados criticamente, com objetivo de evitar interpretação incorreta da capacidade de união dos adesivos (Münchow et al., 2013; Sirisha et al., 2014).

Diante das diversas possibilidades de testes mecânicos é fundamental que se compreendam as vantagens e limitações intrínsecas de cada um para que haja uma avaliação crítica dos estudos. Da mesma maneira, o investigador deve procurar selecionar o teste que seja mais adequado para analisar as hipóteses do estudo. O melhor método é aquele que cumpre aos requisitos dos objetivos do trabalho e, principalmente, das hipóteses levantadas.

4.2. Hibridização adesiva em amostras dentárias erodidas

Não há consenso científico sobre como a interface de adesão é influenciada pelo emprego de diferentes SA em dentes erodidos e como esta camada se mantém estável durante o tempo, seja imediata ou a longo prazo (Carvalho et al., 2012). Paralelamente, as disparidades nas metodologias das investigações *in vitro*, as quais podem ser analisadas nas tabelas de 1 a 4 na secção dos Anexos, dificultam a comparação entre os estudos.

Nesta revisão de literatura, os 4 artigos considerados mais revelantes foram selecionados e resumidos na Tabela 1.

Autores	Ano	Número da amostra	Objetivo	Resultados principais
Frattes	2017	n = 88	Avaliar a influência do da estratégia ER e SE na resistência de união de um sistema adesivo universal autocondicionante em	No esmalte dentário erodido foi observado melhoria significativa na resistência de união. Enquanto, na dentina erodida, foi constatado

			dente hígido e corroído.	redução na resistência de união.
Cruz et al.	2015	n = 60	Avaliar a resistência de união imediata e a longo prazo de diferentes sistemas adesivos à dentina hígida e erodida.	A dentina erodida afeta a qualidade de adesão ao longo do tempo, independentemente do tipo de adesivo utilizado.
Siqueira et al.	2018	n = 300	Avaliar a resistência de união e nanoinfiltração de diferentes adesivos universais (SE e ER) para dentina erodida	Nas amostras erodidas reduziu a resistência de adesão e aumentou a nanoinfiltração na interface adesiva. O desempenho dos sistemas adesivos universais não depende da estratégia da técnica empregada (SE e ER).
Amsler et al.	2017	n = 480	Avaliar o efeito da humidade relativa e contaminação da saliva na resistência de união, a curto e longo prazo, de SA autocondicionantes na dentina normal e erodida.	A dentina artificialmente erodida apresentou a resistência adesiva prejudicada em ambos os adesivos pesquisados.

Tabela 1 *- Resumo da revisão de literatura relacionada com hibridação adesiva em amostras dentárias erodidas. (Adaptado de Amsler et al., 2017; Cruz et al., 2015; Frattes, 2017& Siqueira et al., 2018).*

Através de imagens de microscopia eletrónica de varrimento, foram observadas diferenças histológicas, entre o subgrupo submetido ao desafio ácido por ácido cítrico e por refrigerante, em amostras de dentina de molares humanos após os ciclos erosivos (Siqueira et al., 2020).

O substrato dentinário tratado com ácido cítrico mostrou túbulos mais aumentados, perda parcial mineral da dentina peritubular e a camada *smear layer* da amostra totalmente removida. Enquanto, que a dentina erodida com o refrigerante apresentou um grau de desmineralização menor do que da amostra tratada com ácido cítrico. Ou seja, foram observados uma maior mineralização da dentina intertubular e diâmetros menores dos túbulos dentinários. Portanto, o ácido cítrico demostrou ser mais agressivo no processo

de desmineralização do substrato e, consequentemente, a dentina erodida com ácido cítrico resultou numa maior redução dos valores de μTBS quando comparada com a dentina erodida com refrigerante (Siqueira et al., 2020).

Frattes (2017) avaliou *in vitro* a influência do ataque ácido prévio, com ácido fosfórico a 37%, na resistência de união do adesivo Single Bond Universal (3M ESPE; St Paul, MN, EUA) nas duas estratégias adesivas, SE e ER, em amostras de esmalte e dentina, tanto com tecido sadio e como erodido artificialmente (metodologia simplificada na Tabela 1 na secção dos Anexos). Este estudo concluiu que as amostras submetidas ao desafio erosivo associado ao passo isolado de condicionamento ácido aumentaram significativamente a resistência de união com este adesivo no esmalte alterado artificialmente, mas não na dentina.

Segundo Frattes (2017), este resultado deve-se ao fato de as amostras de esmalte erodido já apresentarem uma superfície com desmineralização parcial, a qual submetida ao condicionamento ácido promove um aumento adicional na rugosidade desta superfície dentária. Assim há mais retenção micromecânica e, consequentemente, maior entrelaçamento do adesivo com o substrato resultando num aumento na resistência da união com o uso da técnica ER.

No entanto, nas amostras de dentina o resultado não foi o esperado, uma vez que não houve diferença significativa na resistência adesiva do substrato dentinário hígido e do artificialmente erodido, independentemente do processo usado (remoção total ou parcial da *smear-layer*) e da técnica adesiva aplicada nas amostras.

Desta maneira, o estudo atribuiu os resultados à alta capacidade de difusão do adesivo, Single Bond Universal, na rede de colagénio. O desafio erosivo poderá não ter produzido uma DOM espessa o suficiente para prejudicar a infiltração dos monómeros resinosos. O que está em concordância com a pesquisa de Augusto et al. (2018), que também não encontrou diferenças para dentina.

Como citado anteriormente, de acordo com o desafio ácido na dentina ocorre a dissolução dos minerais peri e intertubulares em diferentes graus de severidade e, consequentemente, de exposição da matriz orgânica na zona. Caso haja desmineralização acentuada forma-se uma camada desmineralizada mais profunda, a qual se torna gradualmente mais

mineralizada em direção às camadas mais internas até apresentar constituição mineral normal.

A maior espessura da DOM favorece a formação de uma camada híbrida também espessa. Os monómeros resinosos do adesivo não alcançam tão profundamente o tecido dentinário como o ácido, consequentemente, a infiltração e polimerização destes monómeros é prejudicada. Assim, formar-se-ão áreas na camada híbrida com ao alto teor de água e pobres em monómeros adesivos. Caso haja ainda o colapso das fibras de colagénio desmineralizadas, a interação com o adesivo é ainda mais dificultada (Augusto et al., 2018).

Sugere-se que em condições de erosão, o pH ácido do agressor somatizado aos monómeros ácidos de alguns SA contribuem para o aumento da ativação e expressão de MMPs e catepsinas de cisteína. Assim, a exposição a estas enzimas, provoca uma maior perda de minerais no tecido, conduzindo ao aumento na degradação hidrolítica do colagénio na camada híbrida (Atem et al., 2019). O resultado é a formação de uma camada híbrida porosa e defeituosa comparada com a camada da dentina sadia. Isto poderá explicar os valores mais baixos de resistência à tração e valores mais altos de nanoinfiltração na dentina erodida, já que a maior exposição de matriz orgânica promove regiões mais vulneráveis à degradação ao longo do tempo (Augusto et al., 2018; Cruz et al., 2015; Siqueira et al., 2020; Zimmerli et al., 2012).

Estes achados estão em concordância com o estudo de Cruz et al., (2015) que avaliou a estabilidade de união, imediata e com 6 meses, de amostras de incisivos bovinos, erodidos artificialmente e com tecido são, com diferentes tipos de sistemas adesivos, nomeadamente, Adper Single Bond 2 (3M ESPE, Saint Paul, EUA), Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão) e Adapter Easy One (3M ESPE, Saint Paul, EUA). A resistência adesiva foi avaliada com o teste mecânico de microcisalhamento (metodologia simplificada deste estudo consta na Tabela 2 na secção dos Anexos).

Este estudo observou, que os valores de resistência ao microcisalhamento em amostras com dentina artificialmente erodida foram inferiores aos obtidos para dentina sadia. Assim, conclui-se que a dentina erodida compromete a qualidade da interface adesiva ao longo do tempo. E independentemente do adesivo usado, observou-se a deterioração da interface de união, após 6 meses de envelhecimento em água. Assim, apesar das diferentes

composições dos SA utilizados no estudo, nomeadamente a presença do 10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP) no Clearfil SE Bond, não foi notado diferença na eficácia da adesão entre os diferentes adesivos. Da mesma forma, era esperado que o Adapter Easy One apresentasse melhor desempenho na amostra com dentina erodida. Isto porque a presença de *primer* autocondicionante leve (pH = 2,7) contribui para menor profundidade da camada desmineralizada superficial, o que facilita a infiltração dos monómeros resinosos. Contudo, isto também não foi verificado e é importante que estudos futuros testem essa hipótese.

Siqueira et al., (2018) analisou a performance *in vitro* de dez adesivos universais através de testes mecânicos de microtracionamento na dentina artificialmente erodida e sadia com base na resistência de união inicial no substrato dentário erodido, e não somente na degradação posterior dos constituintes da interface adesiva de uma dentina saudável. O estudo usou os seguintes adesivos ER e SE: All-Bond Universal (Bisco; Schaumburg, IL, EUA), Ambar Universal (FGM Prod Odont; Joinville, SC, Brasil), Clearfil Universal (Kura-ray Noritake; Tóquio, Japão), Futurabond U (VOCO; Cuxhaven, Alemanha), One Coat 7 Universal (Colorado; Altstätten, Suíça), Peak Universal Bond (Ultradent; South Jordan, UT, EUA), Prime & Bond Elect (Dentsply Sirona; Konstanz, Alemanha), Scotchbond Universal (3M Oral Care), Tetric n-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) e Prime & Bond One Select (Dentsply Sirona).

Foi constatado que os adesivos sem 10-MDP apresentaram menores valores de μTBS e maiores valores de nanoinfiltração, tanto na dentina sadia quanto na erodida, quando comparado com os adesivos que apresentam 10-MDP na sua composição. O estudo apontou como possível causa a ausência desta molécula nesses adesivos também classificados como universais.

Sabe-se que os monómeros acídicos dos adesivos autocondicionantes causam uma dissolução da camada superficial na dentina e da dentina subjacente a esta. Esta zona condicionada será a região penetrada pelos monómeros resinosos. Como resultado forma-se uma camada híbrida sem exposição das fibras de colagénio, diminuindo o risco do colapso da rede de colagénio (Frattes, 2017).

Conclui-se, que apesar dos adesivos universais apresentarem os mesmos mecanismos de ligação quando aplicados na técnica ER ou SE, as disparidades entre eles como, por

exemplo a composição de monómero ácido e hidrofilicidade, pode ser a principal causa da discrepância no desempenho destes produtos nos subgrupos da amostra estudada (dentina sadia, dentina erodida artificialmente com ácido cítrico e dentina erodida artificialmente com refrigerante de cola) (Siqueira et al., 2018).

No entanto, há outros componentes que também parecem afetar o processo de hibridização adesiva e trazer diferenças de resultados. O Prime & Bond Elect (Dentsply Sirona; Konstanz, Alemanha) é classificado como adesivo universal com ausência de 10-MDP e que contém acetona. Este SA apresentou μTBS menor dos adesivos sem 10-MDP avaliados na investigação. Isto porque a rápida evaporação da acetona o impede de formar uma camada uniforme na superfície da dentina. Assim não há obliteração dos túbulos dentinários quando aplicado em uma única camada, conforme recomendado pelo fabricante (Siqueira et al., 2018).

O Prime & Bond One Select apresenta-se como adesivo intermediário forte (pH entre 1 e 2) com baixo desempenho clínico. É especulado que se mantém a desmineralização da dentina mesmo após a fotopolimerização através de monómeros não polimerizados, ácidos e agressivos nos adesivos SE. O resultado da hidrólise da ligação éster do monômero ácido, que resulta na produção de um forte ácido fosfórico (Siqueira et al., 2018).

O Peak Universal Bond é um adesivo que também não contém 10-MPD e obteve desempenho com resultados intermediários em relação à resistência da união. Fato que pode ser explicado pela alta viscosidade deste SA em relação aos sistemas universais.

Amsler et al. (2017) investigou *in vitro* a influência da contaminação por saliva e da humidade relativa (45 % e 85%), a curto e a longo prazo, na resistência de união do Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão) e do Scotchbond Universal (3M Oral Care) no substrato dentinário sadio e artificialmente erodido (metodologia simplificada deste estudo consta na Tabela 4 na secção dos Anexos).

Conclui-se que na dentina sadia ambos os adesivos SE apresentaram resistência adesiva estável a longo e a curto prazo, enquanto a dentina alterada apresentou diminuição na resistência da interface adesiva nos SA analisados.

Foi constatado nesta investigação, que as amostras submetidas ao desafio erosivo do ácido cítrico obtiveram maior alteração superficial do substrato e, por consequência, menor valor de μTBS para ambos os adesivos testados. O agente erosivo de pH mais baixo (2,3) foi empregado por um longo período de exposição. Estes dados estão em concordância com o estudo de Siqueira et al., (2018) anteriormente citado.

A menor resistência adesiva nos casos mais graves de erosão dentária, é sugerida como resultado da má penetração dos adesivos na camada dentinária desmineralizada e má hibridização. Da mesma forma, a molécula 10-MDP dispõe de poucos cristais de hidroxiapatite para realizar a ligação química na dentina erodida em relação à dentina saudável.

Em relação à interferência da humidade relativa do ar e da saliva na resistência adesiva, investigada neste estudo, os resultados foram distintos nos diferentes substratos. Na dentina saudável, não houve efeito negativo em ambos adesivos, Clearfil SE Bond e Scotchbond Universal. Já na dentina erodida artificialmente, ocorreu diminuição na resistência adesiva para ambos os adesivos. Contudo a longo prazo as amostras obtiveram estabilidade na resistência de união das interfaces.

4.3. Tratamento superficial da dentina erodida prévio à adesão

Alguns pré-tratamentos superficiais no substrato dentinário erodido, antes dos passos de hibridização adesiva, têm com objetivo influenciar positivamente o desempenho da interface adesiva, principalmente a longo prazo. Ainda não há um consenso sobre quais as técnicas que contribuem, significativamente para a melhoria da qualidade do substrato erodido. Contudo, estas estratégias baseiam-se na diminuição da degradação da matriz de colagénio na dentina (Augusto et al., 2018; Giacomini et al., 2017; Siqueira et al., 2020).

Giacomini et al., (2017) sugere que haja maior empenho na investigação científica para a identificação de métodos que melhorem a desproteinização, com o objetivo de remover as fibras de colagénio expostas (DOM) e expor os cristais de HAp, os quais podem potencialmente reagir com o monómero adesivo. Desta forma, melhoraria a retenção micromecânica do adesivo e diminuiria a degradação da interface adesiva (Augusto et al.,

2018). Esta técnica pode utilizar como inibidores proteolíticos vários agentes, tais como o hipoclorito, a clorohexidina e epigalocatequina-3-galato1.

A primeira estratégia de desproteinização utilizou o hipoclorito de sódio, o qual é responsável por degradar o colagénio exposto ao redor dos túbulos. Para este fim pode-se usar o hipoclorito de sódio a 10% sobre dentina, previamente condicionada. O uso de concentrações inferiores a 10% promoveu uma dissolução incompleta da matriz orgânica. Esta faixa atuou como uma barreira física e dificultou a penetração do adesivo no tecido.

Portanto é necessário mais evidência científica consistente para confirmar se esta solução contribui para o aumento da resistência de união adesiva em dentes erodidos (Augusto et al., 2018).

A clorohexidina é amplamente utilizada na área de Medicina dentária, principalmente devido à sua ação inespecífica, substantividade, fácil utilização e baixo custo. Contudo, sugere-se que esta substância afetou negativamente a resistência de união.

Giacomini et al., (2017) sugeriu que a presença de precipitados gerados na camada superficial pela ação da clorohexidina poderá ter reduzido a profundidade do condicionamento dentinário. Além disso, foi sugerida também a possível interação da clorohexidina com os minerais da dentina. Portanto, haveria competição com a molécula 10-MDP, presente em SA autocondicionantes. Desta forma, é sugerida uma possível interferência química e física (Atem et al., 2019; Siqueira et al., 2020).

O epigalocatequina-3-galato está presente no chá verde, é solúvel em água, apresenta propriedades antimicrobianas e capacidade de reticulação dentinária. Além disso é considerado um inibidor irreversível de enzimas colagénicas, pois estabelece com estas estruturas e ligações do tipo covalente (Giacomini et al., 2017). Contudo, o pré-condicionamento da dentina erodida por esta substância não alterou a resistência adesiva do substrato dentinário. É importante ressaltar que este produto se limitou a conter a progressão do desafio erosivo, e a sua utilização para pré-tratamento superficial de amostras erodidas antes da hibridização nunca foi testado (Atem et al., 2019).

Há outros agentes de reticulação em estudo para este fim. Nomeadamente as proantocianidinas não citotóxicas e a riboflavina. Estes são utilizados como alternativa para aumentar a resistência do colagénio à degradação. Estes alteram a dinâmica tecido-

água, através do deslocamento da molécula de água, durante a reticulação do colagénio, e da remoção de proteoglicanos, que estão fortemente ligados às fibras de colagénio. Consequentemente, há maior facilidade na difusão dos monómeros resinosos devido à maior acessibilidade das fibras de colagénio. Assim forma-se uma camada híbrida com uma zona de impregnação adequada destes monómeros na dentina erodida. Isto resulta na melhoria das propriedades nanomecânicas desta interface adesiva e, por meio de seus efeitos de reticulação, aumenta a sua resistência à biodegradação causada por enzimas colagenolíticas. Contudo, eles não podem impedir a degradação do polímero presente no adesivo (Siqueira et al., 2020).

A técnica de desproteinização em erosão de dentina parece ser promissora, todavia ainda não está consolidada cientificamente (Giacomini et al., 2017). Desta forma, a asperização, ou preparo superficial da dentina erodida tem sido recomendada através do uso de pontas diamantadas de grão fino na zona dentinária afetada, o que promoveria uma rugosidade mínima e removeria a camada superficial mais atingida pelo desafio ácido. Esta técnica associada a adesivos auto-condicionantes leves tem demostrado ser vantajosa, apesar do desgaste dentário realizado (Schlichting et al., 2011; Zimmerli et al., 2012).

IV. CONCLUSÃO

A erosão dentária é uma doença multifatorial que afeta a morfologia externa dentária e causa uma perda precoce da estrutura dentária. A prevalência tem aumentado na sociedade em todas as faixas etárias. Pode estar associada a outros tipos de desgastes mecânicos, como atrição e abrasão, os quais aceleram ainda mais a perda de tecido duro dentário.

É importante que o médico dentista realize um diagnóstico precoce com objetivo de desacelerar ou parar com os DDE, evitando danos irreversíveis estéticos e funcionais. Através de técnicas adesivas é possível tratar ou prevenir as lesões com o mínimo de intervenção operatória.

O esmalte erodido como substrato para adesão apresenta um aumento da rugosidade superficial, o que contribuiu para o aumento da retenção micromecânica dos SA. É indicado o uso de condicionamento ácido prévio deste substrato para melhores resultados na resistência de união do SA. O substrato dentinário erodido prejudica a resistência de união dos SA a longo prazo, independentemente da técnica de aplicação (ER ou SE).

Voltando à pergunta PICO elaborada no início desta Tese: "Forças de adesão a dentes erodidos são diferentes das forças de adesão a dentes não erodidos?", é possível concluir que as forças de adesão a dentes erodidos são menores no substrato dentinário e maiores quando o substrato é esmalte dentário.

Devido às diferentes metodologias nos trabalhos científicos disponíveis, torna-se difícil concluir qual SA e qual técnica adesiva confere melhor estabilidade de união entre dentina erodida e adesivo. Contudo é sugerido o uso de SA com a técnica de SE, que além da ligação mecânica estabeleçam ligações químicas com o substrato através, por exemplo, da molécula 10-MDP.

O condicionamento da superfície com brocas diamantadas de grão fino é ainda o tratamento prévio de eleição para adesão a dentina erodida.

V. BIBLIOGRAFIA

Abad-Coronel, C., Naranjo, B., & Valdiviezo, P. (2019). Adhesive systems used in indirect restorations cementation: Review of the literature. *Dentistry Journal*, *7*(3), 1–18. https://doi.org/10.3390/dj7030071

Ainoosah, S. E., Levon, J., Eckert, G. J., Hara, A. T., & Lippert, F. (2020). Journal of Dentistry : X E ff ect of silver diamine fl uoride on the prevention of erosive tooth wear in vitro. *Journal of Dentistry: X*, *3*(March), 100015. https://doi.org/10.1016/j.jjodo.2020.100015

Alaraudanjoki, V., Laitala, M. L., Tjäderhane, L., Pesonen, P., Lussi, A., Ronkainen, J., & Anttonen, V. (2016). Influence of Intrinsic Factors on Erosive Tooth Wear in a Large-Scale Epidemiological Study. *Caries Research*, *50*(5), 508–516. https://doi.org/10.1159/000448292

Amsler, F., Peutzfeldt, A., Lussi, A., & Flury, S. (2017). Long-term bond strength of self-etch adhesives to normal and artificially eroded dentin: Effect of relative humidity and saliva contamination. *Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(2), 169–176. https://doi.org/10.3290/j.jad.a38101

Arielli, A. M. D., Pereira, K. F., Prado, N. A. S., & Rabello, T. B. (2016). Sistemas adesivos atuais. *Revista Brasileira de Odontologia*, *73*(3), 242–246.

Atem, C., Araújo, G. De, Florêncio, V., & Rabelo, J. (2019). Effect of Metalloproteinase Inhibitors on Bond Strength of a Self-etching Adhesive on Erosively Demineralized Dentin. *J Adhes Dent*, *21*(4), 337–344. https://doi.org/10.3290/j.jad.a42930

Attin, T. S., & Wegehaupt, F. J. (2012). Methods for assessment of dental erosion. *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy*, *25*, 123–142. https://doi.org/10.1159/000360355

Attin, T., & Wegehaupt, F. J. (2014). Impact of erosive conditions on tooth-colored restorative materials. *Dental Materials*, *30*(1), 43–49. https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.07.017

Augusto, M. G., Torres, C. R. G., Pucci, C. R., Schlueter, N., & Borges, A. B. (2018).

Bond stability of a universal adhesive system to eroded/abraded dentin after deproteinization. *Operative Dentistry*, *43*(3), 291–300. https://doi.org/10.2341/16-173-L

Barbour, M. E. (2014). *Erosion in Relation to Nutrition and the Environment*. *25*, 143–154. https://doi.org/10.1159/000359941

Betancourt, D. E., Baldion, P. A., & Castellanos, J. E. (2019). Resin-dentin bonding interface: Mechanisms of degradation and strategies for stabilization of the hybrid layer. *International Journal of Biomaterials*, *2019*(3), 1–11. https://doi.org/10.1155/2019/5268342

Borjian, A., Ferrari, C. C. F., Anouf, A., & Touyz, L. Z. G. (2010). Pop-Cola Acids and Tooth Erosion : An In Vitro , In Vivo , Electron-Microscopic , and Clinical Report. *International Journal of Dentistry*, *2010*(1), 1–12. https://doi.org/10.1155/2010/957842

Boteon, A. P., Kato, M. T., Buzalaf, M. A. R., Prakki, A., Wang, L., Rios, D., & Honório, H. M. (2017). Effect of Proanthocyanidin-enriched extracts on the inhibition of wear and degradation of dentin demineralized organic matrix. *Archives of Oral Biology*, *84*, 118–124. https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2017.09.027

Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. R. (2012). Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, *21*(1), 62–88. https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00274.x

Carvalho, T. S., Colon, P., Ganss, C., Huysmans, M. C., Lussi, A., Schlueter, N., Schmalz, G., Shellis, R. P., Tveit, A. B., & Wiegand, A. (2015). Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear—diagnosis and management. *Clinical Oral Investigations*, *19*(7), 1557–1561. https://doi.org/10.1007/s00784-015-1511-7

Carvalho, T. S., Schmid, T. M., Baumann, T., & Lussi, A. (2016). Erosive effect of different dietary substances on deciduous and permanent teeth. *Clinical Oral Investigations*, *21*(5), 1519–1526. https://doi.org/10.1007/s00784-016-1915-z

Cruz, J. B., Bonini, G., Lenzi, T. L. ariss., Imparato, J. C. P. ettoross., & Raggio, D. P. rócid. (2015). Bonding stability of adhesive systems to eroded dentin. *Brazilian Oral*

Research, *29*(1), 1–6. https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0088

d'Incau, E., & Saulue, P. (2012). Understanding dental wear. *Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics*, *15*(1), 104. https://doi.org/10.1051/odfen/2011404

Dionysopoulos, D., Tolidis, K., & Sfeikos, T. (2019). Effect of air-abrasion pre-treatment with bioactive glass 45S5 on enamel surface loss after erosion/abrasion challenge. *Dental Materials*, *35*(9), e193–e203. https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.05.009

Dzakovich, J. J., & Oslak, R. R. (2017). In vitro effects of acid challenge on incisal/occlusal cupping/cratering. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(1), 124–131. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.05.019

El Mourad, A. M. (2018). Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *The Open Dentistry Journal*, *12*(1), 664–678. https://doi.org/10.2174/1745017901814010664

Farias, M. M. A. G., Ozelame, S. B., Schmitt, B. H. E., Capristano, D. F., & da Silveira, E. G. (2012). Avaliação da acidez de diversas marcas de leite fermentado disponíveis comercialmente. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria e Clinica Integrada*, *12*(4), 451–455. https://doi.org/10.4034/PBOCI.2012.124.01

Frattes, F. C. (2017). *Bond Strength to Eroded Enamel and Dentin Using a*. *19*(2), 121–127. https://doi.org/10.3290/j.jad.a38099

Frattes, F. C., Augusto, M. G., Torres, C. R. G., Pucci, C. R., & Borgese, A. B. (2017). Bond strength to eroded enamel and dentin using a universal adhesive system. *Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(2), 121–127. https://doi.org/10.3290/j.jad.a38099

Furtado, J. R., Cristine, D., & Messias, F. (2010). Aspectos físico-químicos relacionados ao potencial erosivo de bebidas ácidas. *RFO, 15*(3), 323–328.

Ganss, C., Lussi, A., & Schlueter, N. (2014). The histological features and physical properties of eroded dental hard tissues. *Monographs in Oral Science*, *25*, 99–107. https://doi.org/10.1159/000359939

Giacomini, M. C., Scaffa, P. M. C., Chaves, L. P., Vidal, C. M. P., Machado, T. N.,

Honório, H. M., Tjäderhane, L., & Wang, L. (2017). Role of proteolytic enzyme inhibitors on carious and eroded dentin associated with a universal bonding system. *Operative Dentistry*, *42*(6), 188–196. https://doi.org/10.2341/16-178-L

Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2011). Dentin: Structure, composition and mineralization. *Frontiers in Bioscience - Elite*, *3*(2), 711–735. https://doi.org/10.2741/e281

Grippo, J. O., Simring, M., & Coleman, T. A. (2012). Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: A 20-year perspective. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *24*(1), 10–23. https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00487.x

Huysmans, M. C. D. N. J., Chew, H. P., & Ellwood, R. P. (2011). Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Research*, *45*(1), 60–68. https://doi.org/10.1159/000325947

Jeon, B.-K., Lee, C.-H., Kim, A. R., Han, S. H., Kim, H.-J., Antonson, S. A., & Kim, S.-Y. (2020). Effect of Etching Procedures on the Adhesion of Biofilm-Coated Dentin. *Materials*, *13*(12), 2762. https://doi.org/10.3390/ma13122762

Joshi, M. (2016). Techniques to Evaluate Dental Erosion: A Systematic Review of Literature. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, *10*(10), 1–7. https://doi.org/10.7860/jcdr/2016/17996.8634

Kanzow, P., Wiegand, A., Wegehaupt, F. J., & Attin, T. (2016). Etiology and pathogenesis of dental erosion. *Quintessence International*, *47*(4), 275–278. https://doi.org/10.3290/j.qi.a35625

Lacruz, R. S., Habelitz, S., Wright, J. T., & Paine, M. L. (2017). Dental enamel formation and implications for oral health and disease. *Physiological Reviews*, *97*(3), 939–993. https://doi.org/10.1152/physrev.00030.2016

Laurance-Young, P., Bozec, L., Gracia, L., Rees, G., Lippert, F., Lynch, R. J. M., & Knowles, J. C. (2011). A review of the structure of human and bovine dental hard tissues and their physicochemical behaviour in relation to erosive challenge and remineralisation.

Journal of Dentistry, *39*(4), 266–272. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.01.008

Loomans, B., & Opdam, N. (2018). A guide to managing tooth wear: The Radboud philosophy. *British Dental Journal*, *224*(5). https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2018.164

Lussi, A., Hellwig, E., Ganss, C., & Jaeggi, T. (2009). Dental erosion. *Operative Dentistry*, *34*(3), 251–262. https://doi.org/10.2341/09-BL

Lussi, A., Schlueter, N., Rakhmatullina, E., & Ganss, C. (2011). Dental erosion - An overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Research*, *45*(1), 2–12. https://doi.org/10.1159/000325915

Margaritis, V., & Nunn, J. (2012). Challenges in Assessing Erosive Tooth Wear. *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy*, *25*, 46–54. https://doi.org/10.1159/000359937

Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, *8*(1), 1–17. https://doi.org/10.11138/ads/2017.8.1.001

Moazzez, R., & Bartlett, D. (2014). Intrinsic Causes of Erosion. *Monographs in Oral Science*, *25*, 180–196. https://doi.org/10.1159/000360369

Münchow, E. A., Bossardi, M., Priebe, T. C., Valente, L. L., Zanchi, C. H., Ogliari, F. A., & Piva, E. (2013). Microtensile versus microshear bond strength between dental adhesives and the dentin substrate. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, *46*, 95–99. https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.06.005

Paro, A. D., Hossain, M., Webster, T. J., & Su, M. (2016). Monte Carlo and analytic simulations in nanoparticle-enhanced radiation therapy. *International Journal of Nanomedicine*, *11*, 4735–4741. https://doi.org/10.2147/IJN.S107624

Poggio, C., Lombardini, M., Colombo, M., & Bianchi, S. (2010). Impact of two toothpastes on repairing enamel erosion produced by a soft drink : An AFM in vitro study. *Journal of Dentistry*, *38*(11), 868–874. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.010

Rios, D., Oliveira, G. C., Zampieri, C. R., Jordão, M. C., Dionisio, E. J., Buzalaf, M. A. R., Wang, L., & Honório, H. M. (2019). Resin-based materials protect against

erosion/abrasion-a prolonged in situ study. *Operative Dentistry*, *44*(3), 302–311. https://doi.org/10.2341/17-198-L

Schlichting, L. H., Maia, H. P., Baratieri, L. N., & Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *105*(4), 217–226. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60035-8

Schlueter, N., Ganss, C., Pötschke, S., Klimek, J., & Hannig, C. (2012). Enzyme activities in the oral fluids of patients suffering from bulimia: A controlled clinical trial. *Caries Research*, *46*(2), 130–139. https://doi.org/10.1159/000337105

Schlueter, N., & Luka, B. (n.d.). *Erosive tooth wear – a review on global prevalence and on its prevalence in risk groups*. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2018.167

Schlueter, N., & Luka, B. (2018). Erosive tooth wear - A review on global prevalence and on its prevalence in risk groups. *British Dental Journal*, *224*(5), 364–370. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2018.167

Shellis, R. P., & Addy, M. (2014). The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. In *Monographs in Oral Science*, 25, 32–45. https://doi.org/10.1159/000359936

Shellis, R. P., Featherstone, D. B., & Lussi, A. (2014). *Understanding the Chemistry of Dental Erosion*. *25*, 163–179. https://doi.org/10.1159/000359943

Siqueira, F. S. F., Hilgemberg, B., Araujo, L. C. R., Hass, V., Bandeca, M. C., Gomes, J. C., Reis, A., Loguercio, A. D., & Cardenas, A. F. M. (2020). Improving bonding to eroded dentin by using collagen cross-linking agents: 2 years of water storage. *Clinical Oral Investigations*, *24*(2), 809–822. https://doi.org/10.1007/s00784-019-02918-9

Siqueira, Fabiana S.F., Cardenas, A. M., Ocampo, J. B., Hass, V., Bandeca, M. C., Gomes, J. C., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2018). Bonding performance of universal adhesives to eroded dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, *20*(2), 121–132. https://doi.org/10.3290/j.jad.a40300

Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y. R., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond

strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry*, *17*(4), 305–311. https://doi.org/10.4103/0972-0707.136340

Sousa, J. H. P. de S., & Moro, A. F. V. (2014). Solventes do Primer: revisão de literatura. *Revista brasileira de odontologia*, *71*(1), 80. https://doi.org/10.18363/rbo.v71i1.540

Steiger-Ronay, V., Steingruber, A., Becker, K., Aykut-Yetkiner, A., Wiedemeier, D. B., & Attin, T. (2018). Temperature-dependent erosivity of drinks in a model simulating oral fluid dynamics. *Journal of Dentistry*, *70*, 118–123. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.01.002

Vukosavljevic, D., Custodio, W., Buzalaf, M. A. R., Hara, A. T., & Siqueira, W. L. (2014). Acquired pellicle as a modulator for dental erosion. *Archives of Oral Biology*, *59*(6), 631–638. https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.02.002

Warreth, A., Abuhijleh, E., Adel, M., Mahwal, G., & Ashawish, A. (2020). Tooth surface loss : A review of literature. *The Saudi Dental Journal*, *32*(2), 53–60. https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.09.004

West, N. X., & Joiner, A. (2014). Enamel mineral loss. *Journal of Dentistry*, *42*, 2–11. https://doi.org/10.1016/S0300-5712(14)50002-4

Wu, Y.-Q., Arsecularatne, J. A., & Hoffman, M. (2017). Attrition-corrosion of human dental enamel: A review. *Biosurface and Biotribology*, *3*(4), 196–210. https://doi.org/10.1016/j.bsbt.2017.12.001

Zimmerli, B., De Munck, J., Lussi, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2012). Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clinical Oral Investigations*, *16*(5), 1451–1461. https://doi.org/10.1007/s00784-011-0650-8

VI. ANEXOS

Anexo 1 - Metodologia simplificada do estudo de Frattes (2017).

<table>
<tr><td>Origem da amostra</td><td colspan="4">Incisivos bovinos (n=88)</td></tr>
<tr><td rowspan="5">Amostra</td><td>Substrato</td><td colspan="2">Condição do substrato</td><td>Tempo de armazenamento</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Esmalte</td><td colspan="2">hígido (n=22)</td><td rowspan="4">24h</td></tr>
<tr><td colspan="2">Artificialmente erodido (n=22)</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Dentina</td><td colspan="2">hígida (n=22)</td></tr>
<tr><td colspan="2">Artificialmente erodida (n=22)</td></tr>
<tr><td rowspan="4">Sistema Adesivo</td><td rowspan="3">Single Bond Universal (3M ESPE; St Paul, MN, EUA)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td rowspan="2">10-MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero de ácido polialquenóico modificado com metacrilato, material de enchimento, etanol, água, iniciadores, silano.</td><td>ER</td><td>Ácido fosfórico a 37%</td></tr>
<tr><td>SE</td><td>Nenhum</td></tr>
<tr><td colspan="4">Cada subgrupo (n=22) gerou 2 subdivisões (n=11) que foi tratada por um sistema adesivo nas duas técnicas adesivas (ER e SE).</td></tr>
<tr><td>Desafio ácido</td><td colspan="4">As amostras com erosão foram tratadas com ciclos de erosão/remineralização com ácido cítrico a 0,3% (pH=2,6) por 5 min durante 5 dias</td></tr>
<tr><td>Solução de remineralização</td><td colspan="4">Saliva artificial por 1h.</td></tr>
<tr><td>Compósito Aderido na amostra</td><td colspan="4">Blocos compostos previamente fotopolimerizados de Amelogen Plus (Ultradent Products; South Jordan, UT, EUA)</td></tr>
<tr><td>Fotopolimerizador</td><td colspan="4">Radii-cal (SDI; Bayswater, VIC, Austrália) com uma potência de 600 mW / cm^2 por segundos.</td></tr>
<tr><td>Solução de armazenamento</td><td colspan="4">Água destilada a 37ºC.</td></tr>
</table>

Teste de resistência de união	A resistência de união foi avaliada através do teste de microtraçção (μTBS) com carga aplicada a uma velocidade de 1,0 mm / min até à falha.
Conclusão	Em relação ao esmalte dentário, foi observado melhoria significativa na resistência de união nas amostras com erosão e também nas amostras hígidas quando empregado o condicionamento ácido prévio. Enquanto na dentina erodida foi constatado redução na resistência de união.

Anexo 1 *- Metodologia simplificada do estudo de Frattes (2017).*

Anexo 2 - Metodologia simplificada do estudo de Cruz et al., (2015).

<table>
<tr><td>Origem da amostra</td><td colspan="5">Incisivos bovinos (n=60)</td></tr>
<tr><td rowspan="5">Amostra</td><td>Substrato</td><td colspan="3">Condição do Substrato</td><td>Tempo de armazenamento</td></tr>
<tr><td rowspan="4">Dentina</td><td colspan="3" rowspan="2">hígida (n=30)</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>6 meses</td></tr>
<tr><td colspan="3" rowspan="2">Artificialmente erodida (n=30)</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>6 meses</td></tr>
<tr><td colspan="5">Cada subgrupo (n=30) gerou três subdivisões (n=10) que foi tratada por um sistema adesivo cada.</td></tr>
<tr><td rowspan="6">Sistema Adesivo</td><td rowspan="2">Adper Single Bond 2 (3M ESPE, Saint Paul, EUA)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td>HEMA, água, etanol, bis-GMA, dimetacrilatos, aminas, copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e politacônico, 10% em peso de partículas de sílica esférica de 5nm de diâmetro.</td><td>ER</td><td>Ácido fosfórico a 35%</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td>Primer: MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, dl-camferquinona, N, N-dietanol-p-toluidina, ligação em água. Bonding: MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofóbico, dl-campherquinona, N, N-dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanada.</td><td>SE</td><td>Nenhum</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Adapter Easy One (3M ESPE, Saint Paul, EUA)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td>HEMA, água, etanol, Bis-GMA, dimetacrilatos, aminas, copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e politacônico, 10% em peso de partículas de sílica esférica com</td><td>SE</td><td>Nenhum</td></tr>
</table>

		diâmetro de 5nm, éster fosfato de metacrilato.		
Desafio ácido	Através de ciclos de erosão/remineralização com bebida gaseificada de limão (Sprite Light®) por 4 vezes ao dia durante 10 dias.			
Solução de remineralização	Saliva artificial			
Compósito aderido na amostra	Filtek Z250 (3M ESPE; St Paul, MN, EUA)			
Fotopolimerizador	Jetlite 4000 Plus (J. Morita EUA; Irvine, EUA) com 600 mW / cm^2 densidade de potência.			
Solução de armazenamento	Água destilada com 0,4% de azida de sódio a 37 ° C. O monitoramento do pH foi realizado a cada mês.			
Teste de resistência de união	A resistência de união foi avaliada através do teste de microcisalhamento (μSBS) com carga aplicada a uma velocidade de 1,0 mm/min até à falha.			
Conclusão	A dentina erodida afeta a qualidade da colagem ao longo do tempo, independentemente do tipo de adesivo utilizado.			

Anexo 2 *- Metodologia simplificada do estudo de Cruz et al., (2015).*

Anexo 3 - Metodologia simplificada do estudo de Siqueira et al. (2018).

<table>
<tr><td>Origem da amostra</td><td colspan="5">Molares humanos não cariados (n=300)</td></tr>
<tr><td rowspan="4">Amostra</td><td>Substrato</td><td colspan="3">Condição do substrato</td><td>Tempo de armazenamento</td></tr>
<tr><td rowspan="3">Dentina</td><td colspan="3">hígida (n=100)</td><td rowspan="3">24h</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Artificialmente erodida</td><td>ácido cítrico (n=100)</td></tr>
<tr><td>Refrigerante de cola (n=100)</td></tr>
<tr><td colspan="5">Cada subgrupo (n=100) gerou 20 subdivisões (n=5) que foi tratada por um sistema adesivo nas duas técnicas adesivas (ER e SE).</td></tr>
<tr><td rowspan="9">Sistema Adesivo</td><td rowspan="3">All-Bond Universal (Bisco; Schaumburg, IL, EUA)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td rowspan="2">HEMA, 10-MDP, bis-GMA, etanol, água, iniciadores</td><td>ER</td><td rowspan="2"></td></tr>
<tr><td>SE</td></tr>
<tr><td rowspan="3">Ambar Universal (FGM Prod Odont; Joinville, SC, Brasil)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Monômeros de metacrilato (UDMA e 10-MDP), fotoiniciadores, co-iniciadores, estabilizadores, nanopartículas de sílica inerte e álcool.</td><td>ER</td><td rowspan="2"></td></tr>
<tr><td>SE</td></tr>
<tr><td rowspan="3">Clearfil Universal (Kura-ray Noritake; Tóquio, Japão)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Bis-GMA, HEMA, etanol, 10-MDP, dimetacrilato alifático hidrofílico, sílica coloidal, CQ, agente de acoplamento de silano,</td><td>ER</td><td rowspan="2"></td></tr>
<tr><td>SE</td></tr>
</table>

		catalizadores, iniciadores, água.		
	Futurabond U (VOCO; Cuxhaven, Alemanha)	Principais componentes	Técnica adesiva	Condicionante ácido prévio
		HEMA, bis-GMA, HEDMA, monômero adesivo ácido, dimetacrilato de uretano, catalisador, nanopartículas de sílica, álcool.	ER	
			SE	
	One Coat 7 Universal (Colorado; Altstätten, Suíça)	Principais componentes	Técnica adesiva	Condicionante ácido prévio
		Metacrilatos, incluindo 10-MDP, fotoiniciadores, álcool, água.	ER	
			SE	
	Bond Universal de Pico (Ultradent; South Jordan, UT, EUA)	Principais componentes	Técnica adesiva	Condicionante ácido prévio
		Bis-GMA, álcool etílico, di (acetato) de clorexidina a 0,2%, ácido metacrílico, HEMA, enchimento de 7,5%.	ER	
			SE	
	Prime & Bond Elect (Dentsply Sirona; Konstanz, Alemanha)	Principais componentes	Técnica adesiva	Condicionante ácido prévio
		Resinas mono-, di- e trimetacrilato, dicetona PENTA, óxido de fosfina orgânico, estabilizadores, hidrofluoreto de cetilamina, acetona, água.	ER	
			SE	
	Scotchbond Universal (3M Oral Care)	Principais componentes	Técnica adesiva	Condicionante ácido prévio
		10-MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero de ácido polialquenóico modificado com metacrilato,	ER	
			SE	

<table>
<tr><td rowspan="8"></td><td></td><td>nanofiller, etanol, água, iniciadores, iniciadores, silano.</td><td></td><td></td></tr>
<tr><td rowspan="3">Tetric n-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td rowspan="2">HEMA, 10-MDP, bis-GMA, MCAP, D3MA, etanol, água, dióxido de silício altamente disperso, camforoquinona</td><td>ER</td><td rowspan="2"></td></tr>
<tr><td>SE</td></tr>
<tr><td rowspan="3">Prime & Bond One Select (Dentsply Sirona)</td><td>Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Acrilatos bifuncionais, acrilato ácido, éster de ácido fosfórico funcionalizado (2-[5-di-hidrogenofosforil-5,2-dioxapentil] acrilato de etila), água, álcool terc-butílico, iniciador (canforquinona), co-iniciador, estabilizador.</td><td>ER</td><td rowspan="2"></td></tr>
<tr><td>SE</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Desafio ácido</td><td colspan="4">Subgrupo ácido cítrico: ciclos de erosão/remineralização com ácido cítrico durante 5 min por seis vezes ao dia com total de 10 dias. A cada 5 dias de desafio erosivo a amostra era lavada com água deionizada (10 s) e imersa em solução remineralizante.</td></tr>
<tr><td colspan="4">Subgrupo refrigerante: ciclos de erosão/remineralização com refrigerante de cola (Coca-Cola; Rio de Janeiro, RJ, Brasil) durante 90 s quatro vezes ao dia num total de 5 dias. Em cada desafio erosivo a amostra era lavada com água deionizada (10 s) e imersa em solução remineralizante.</td></tr>
<tr><td>Solução de remineralização</td><td colspan="4">H_3PO_4 4,08 mM, KCl 20,10 mM, Na_2CO_3 11,90 mM e $CaCl_2$ 1,98 mM, pH 6,7.</td></tr>
<tr><td>Compósito Aderido na amostra</td><td colspan="4">Filtek Z250 (3M ESPE; St Paul, MN, EUA)</td></tr>
<tr><td>Fotopolimerizador</td><td colspan="4">Radii (SDI; Bayswater, Victoria, Austrália) com uma potência de 1200 mW/cm^2.</td></tr>
<tr><td>Solução de armazenamento</td><td colspan="4">Água destilada a 37ºC.</td></tr>
</table>

Teste de resistência de união	A resistência ao cisalhamento foi avaliada através do teste de microtração (μTBS) com carga aplicada a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha.
Conclusão	Nas amostras erodidas artificialmente, independente do desafio ácido empregado, reduziu o μTBS e aumentou a nanoinfiltração na interface adesiva. O desempenho dos sistemas adesivos universais não depende da estratégia da técnica empregada (SE e ER).

Anexo 3 *- Metodologia simplificada do estudo de Siqueira et al. (2018).*

Anexo 4 - Metodologia simplificada do estudo de Amsler et al. (2017).

<table>
<tr><td>Origem da amostra</td><td colspan="5">Molares Humanos não cariados (n=480)</td></tr>
<tr><td rowspan="18">Amostra</td><td>Substrato</td><td>Condição do substrato</td><td colspan="2">Condição experimental</td><td>Tempo de armazenamento/Subgrupos</td></tr>
<tr><td rowspan="16">Dentina</td><td rowspan="8">hígida (n=240)</td><td rowspan="2">45% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="2">85% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Saliva contaminação 45% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Saliva contaminação 85% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="8">Artificialmente erodida (n=240)</td><td rowspan="2">45% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="2">85% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Saliva contaminação 45% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Saliva contaminação 85% de relativa humidade</td><td>24h</td></tr>
<tr><td>1 ano</td></tr>
<tr><td colspan="5">Cada subgrupo (n=30) gerou duas subdivisões (n=15) que foi tratada por um sistema adesivo. Resultou no total 32 amostras (n=15).</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Sistema Adesivo</td><td rowspan="2">Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão)</td><td colspan="2">Principais componentes</td><td>Técnica adesiva</td><td>Condicionante ácido prévio</td></tr>
<tr><td colspan="2">Primer: MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, dl-camferquinona, N, N-dietanol-p-toluidina, ligação em água. Bonding: MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato</td><td>SE</td><td>Nenhum</td></tr>
</table>

		hidrofóbico, dl-campherquinona, N, N-dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanada		
	Scotchbond Universal (3M Oral Care)	Principais componentes	Técnica adesiva	Condicionante ácido prévio
		10-MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero de ácido polialquenóico modificado com metacrilato, nanofiller, etanol, água, iniciadores, iniciadores, silano.	SE	Nenhum
Desafio ácido	Foi realizado com ácido cítrico com seis ciclos de erosão/remineralização por dia (cada ciclo 5 min de desmineralização e 3,5 h na solução de remineralização) por sete dias.			
Compósito Aderido na amostra	Filtek Z250 (3M ESPE; St Paul, MN, EUA)			
Solução de remineralização	0,002 g de ácido ascórbico, 0,58 g de NaCl, 0,17 g de $CaCl_2$, 0,16 g de NH_4Cl, 1,27 g de KCl, 0,16 g de NaSCN, 0,33 g de KH_2PO_4, 0,34 g de Na_2HPO_4 dissolvido em um litro de água desmineralizada. O pH foi ajustado para 6,4 com HCl.			
Fotopolimerizador	Demi, (Kerr; Middleton, WI, EUA), e a densidade de potência de pelo menos 1000 mW / cm^2.			
Solução de armazenamento	Água de torneira dentro de uma incubadora (UM 500, Memmert; Schwabach, Alemanha) a 37 ° C com 100% de umidade.			
Teste de resistência de união	A resistência ao cisalhamento foi avaliada através do teste de tração (SBS) com carga aplicada a uma velocidade de 1,0 mm/min até a falha.			
Conclusão	Na dentina hígida, os dois adesivos obtiveram resistência adesiva estável ao longo do tempo, mesmo sob condições adversas. Já a dentina artificialmente erodida apresentou a resistência adesiva prejudicada em ambos os adesivos pesquisados.			

Anexo 4 *- Metodologia simplificada do estudo de Amsler et al. (2017).*