



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
NÍVEL DOUTORADO - ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - IMPLANTODONTIA

GIOVANNI RIVA CAVALLETTI DE ROSSI

EFEITO DO USO DE UM DISPOSITIVO ELÉTRICO NA RESISTÊNCIA ADESIVA À
DENTINA EROSIONADA

Florianópolis

2023

GIOVANNI RIVA CAVALLETTI DE ROSSI

EFEITO DO USO DE UM DISPOSITIVO ELÉTRICO NA RESISTÊNCIA ADESIVA À
DENTINA EROSIONADA

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como um dos requisitos para a obtenção do Título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato

Florianópolis

2023

Essa tese segue os padrões e as formatações estabelecidos e aprovados pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia – PPGO – UFSC.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
por meio do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Rossi, Giovanni Riva Cavalletti de
Efeito do uso de um dispositivo elétrico na resistência
adesiva à dentina erosionada / Giovanni Riva Cavalletti de
Rossi ; orientadora, Cláudia Ângela Maziero Volpato, 2024.
101 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-
Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2024.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. dentina . 3. erosão dentária. 4.
estimulação elétrica. 5. falha de restauração dentária. I.
Volpato, Cláudia Ângela Maziero . II. Universidade Federal
de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. III. Título.

GIOVANNI RIVA CAVALLETTI DE ROSSI

EFEITO DO USO DE UM DISPOSITIVO ELÉTRICO NA RESISTÊNCIA ADESIVA À
DENTINA EROSIONADA

O presente trabalho em nível de Doutorado foi avaliado e aprovado, em dia 14 de novembro de 2023, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Universidade Federal de Santa Catarina

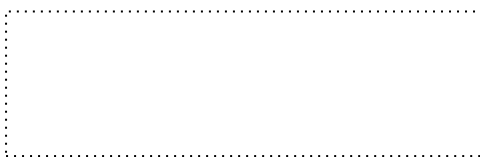
Prof.^a Dra. Silvana Batalha Silva
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar
Universidade Federal de São Paulo

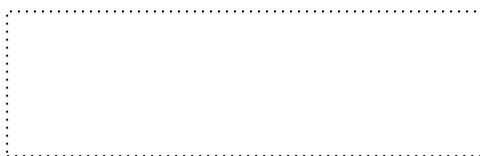
Prof.^a Dra. Elisa Oderich
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof.^a Dra. Ariadne Cristiane Cabral da Cruz
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de “Doutor em Odontologia, Área de Concentração em Implantodontia”



Coordenação do Programa de Pós-Graduação



Prof.^a Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Orientadora

Florianópolis, 2023

*Dedico questo lavoro alla mia famiglia per il loro incommensurabile
supporto, per essere stato il mio grande esempio nella vita.
Alla mia ragazza Irene, per aver sempre creduto in me,
anche quando non ci credevo.*

*Dedico esse trabalho à minha família por seu apoio imensurável,
por serem meus grandes exemplos de vida.
A minha namorada Irene, por sempre acreditar em mim,
mesmo quando eu não acreditava.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar à minha família por me permitir ter uma vida maravilhosa repleta de experiências e oportunidades.

À minha namorada, Irene, companheira de aventuras e vida, por me apoiar sempre, mesmo nos momentos difíceis.

À minha orientadora, Cláudia Ângela Maziero Volpato, por me receber nesta Universidade de maneira ainda melhor do que eu poderia imaginar. Por me inspirar a ser uma pessoa e um dentista melhores e por me apoiar como ninguém mais durante todo o doutorado.

Ao Professor Guido Pasquantonio, por ter me ensinado tanto ao longo destes anos e por ter me aberto as portas do laboratório de Materiais Dentários da Universidade de Roma Tor Vergata.

À Universidade de Roma Tor Vergata por me receber em seus laboratórios.

Aos professores do Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (CEPID), por sempre me fazerem sentir em casa e por me permitirem aprender tanto com vocês e por serem meus grandes exemplos.

Aos amigos que o CEPID e a UFSC me permitiram conhecer durante o mestrado e o doutorado, por serem muito mais do que simples colegas!

Aos meus dois irmãos que o Brasil me deu, Lenin e Mario, por todas as noites que passamos rindo ou planejando nosso futuro. Pelo tempo maravilhoso que passamos juntos.

Aos pacientes e funcionários da UFSC, pois sem eles também não teria sido possível alcançar esse objetivo.

E, por último, mas não menos importante, agradeço à UFSC e a todos os seus professores por me acolherem e me formarem durante todos esses anos.

SUMÁRIO

RESUMO	11
ABSTRACT	12
1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Erosão dentária	14
1.1.1 Etiopatogenia.....	15
<i>1.1.1.1 Fatores intrínsecos</i>	16
<i>1.1.1.2 Fatores extrínsecos</i>	16
<i>1.1.1.3 Fatores idiopáticos</i>	17
1.1.2 Sinais clínicos de erosão dentária.....	17
1.2 Substrato dentinário	18
1.3. Sistemas adesivos	19
1.3.1 Padrão ouro.....	21
1.3.2 Monômero funcional adesivo 10-MDP.....	22
1.3.3 Envelhecimento da camada híbrida.....	23
1.4 Estratégias clínicas para alcançar adesão à dentina erosionada	24
1.4.1. Resultados de resistência adesiva.....	26
1.5 Aplicação de adesivo assistido por impulso elétrico	27
2 OBJETIVOS	32
2.1 Objetivo Geral	32
2.2 Objetivos Específicos	32
3 VERSÃO DO ARTIGO EM INGLÊS	33
REFERÊNCIAS	56
APÊNDICE A - METODOLOGIA AMPLIADA	76
APÊNDICE B – RESULTADOS	93
APÊNDICE C – ANÁLISE ESTATÍSTICA	97
APÊNDICE D – PRODUÇÃO CIENTÍFICA DURANTE O DOUTORADO	98

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Seccionamento dos dentes.

Figura 2. Esquema da ciclagem erosiva.

Figura 3. a) Espécimes imersos na solução de ácido cítrico. b) Espécimes imersos na solução remineralizante.

Figura 4. Espécimes sendo colocados no anel de cobre recoberto de uma gaze umedecida.

Figura 5. O espécimen sendo secado com um jato de ar.

Figura 6. O aplicador sendo embebido de primer.

Figura 7. O primer sendo aplicado no espécimen durante 20s, com um movimento de fricção do aplicador.

Figura 8. A intensidade de corrente elétrica sendo controlada mediante um amperímetro.

Figura 9. O espécimen sendo secado durante 15 segundos.

Figura 10. O aplicador sendo embebido de adesivo.

Figura 11. O adesivo sendo aplicado no espécimen durante 20s.

Figura 12. O excesso de adesivo sendo removido com um jato de ar durante 5 segundos.

Figura 13. O adesivo sendo polimerizado durante 20s.

Figura 14. a) Espécimes sendo restaurados em múltiplas camadas de resina composta. b) Resina composta sendo polimerizada.

Figura 15. Espécimen sendo seccionado com a máquina de corte em baixa velocidade (Isomet, Buehler, EUA).

Figura 16. Palitos obtidos mediante o corte de um espécimen.

Figura 17. Área transversal dos palitos sendo mensurada com paquímetro digital.

Figura 18. Esquema das etapas para obtenção dos palitos.

Figura 19. Resistência adesiva dos palitos sendo testada na máquina universal de ensaios (Bisco; Schaumburg, IL, EUA).

Figura 20. As amostras sendo revestidas com ouro no “sputtering device”.

Figura 21. As amostras metalizadas montadas em stubs de alumínio.

Figura 22. Microscópio de varredura usado para obter as imagens da modalidade de falha dos espécimes (Feg-SEM, Mira3 Tescan, Brno, Czech Republic).

Figuras 23. Micrografias de amostras do grupo controle mostrando falhas mistas após 24 h (Figuras a e b) e após 6 meses de envelhecimento (Figuras c e d).

Figuras 24. Micrografias de amostras do grupo experimental mostrando falhas coesivas após 24 h (Figuras a e b) e após 6 meses de envelhecimento (Figuras c e d).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição dos grupos experimentais

Tabela 2. Número de palitos obtidos para os grupos.

Tabela 3. Número de palitos que apresentaram falha prematura (FP).

Tabela 4. Média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão (\pm SD) dos grupos e tempos testados.

Tabela 5. Número de espécimes e percentual de acordo com as modalidades de falha.

Tabela 6. ANOVA a 2 critérios da resistência adesiva (MPa) para os grupos e tempos testados.

Tabela 7. Teste de Comparações Múltiplas de Tukey para os grupos testados ($p=0,0001$).

Tabela 8. Teste de Comparações Múltiplas de Tukey para os grupos testados ($p=0,026$).

RESUMO

Objetivos: O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de um dispositivo elétrico projetado para a aplicação de adesivos dentários (ElectroBond) no desempenho de ligação de um sistema adesivo autocondicionante convencional (SEas) à dentina erodida, em 24 horas e 6 meses após armazenamento em água.

Materiais e Métodos: Quatorze superfícies de dentina de molares humanos foram submetidas a um desafio erosivo. Posteriormente, as amostras foram hibridizadas usando um dispositivo elétrico. Metade delas foram hibridizadas com a corrente elétrica desligada (Grupo controle), enquanto a outra metade teve a corrente elétrica ligada (grupo experimental). O adesivo testado foi um sistema autocondicionante de duas etapas (Clearfil SE Bond). Após as restaurações, as amostras foram seccionadas em palitos e submetidas a testes de resistência à micro tração (μ TBS) após 24 horas e 6 meses de armazenamento em água. Os dados de μ TBS foram submetidos a ANOVA a 2 critérios e o teste de Tukey HSD, com significância estatística estabelecida em 5%.

Resultados: Os valores de resistência à microtração (μ TBS) do grupo experimental mostraram-se mais altos que os do grupo controle ($p > 0.0001$). Aumentos significativos foram observados nos grupos experimentais ($p > 0.0001$) após 24 horas (média de 27,36 MPa) (+70.36%) e 6 meses de envelhecimento (média de 22,48 MPa) (+113%.28%) ($p = 0.026$). O armazenamento reduziu significativamente a força de união para todas as amostras ($p = 0.026$); porém, o efeito do envelhecimento foi mais pronunciado no grupo controle (-34% vs -17% no grupo experimental).

Conclusão: O uso da técnica de aplicação do adesivo assistida por eletricidade demonstrou aumentar a resistência de união de um sistema adesivo autocondicionante convencional à dentina erodida ao longo do tempo.

PALAVRAS-CHAVE: dentina; erosão dentária; restauração dentária permanente; falha de restauração dentária; resinas compostas; estimulação elétrica.

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to assess the impact of an electrical device for dental adhesive application (ElectroBond), on the bonding performance of a conventional self-etch adhesive system (SEas) to eroded dentin, 24h and 6 months after water storage.

Materials and Methods: 14 human molar dentin surfaces were submitted to an erosive challenge. After that the specimens were bonded using an electro-device; half of them were bonded with the current switched ON (experimental group), while the other half with the current switched OFF (control group). The adhesive tested was a two-step SEas (Clearfil SE Bond). After restorations, specimens were sectioned into sticks and tested for microtensile bond strength (μ TBS) after 24h and 6 months of water ageing. The μ TBS data were subjected to 2-way repeated measures ANOVA and Tukey's HSD test with statistical significance set at 5%.

Results: The microtensile strength (μ TBS) values of the experimental group were higher than those of the control group ($p > 0.0001$). Significant increases were observed in the experimental groups ($p > 0.0001$) after 24 hours (average of 27.36 MPa) (+70.36%) and 6 months of aging (average of 22.48 MPa) (+113%.28%) ($p = 0.026$). Storage significantly reduced the bond strength for all samples ($p = 0.026$). However, the effect of aging was more pronounced in the control group (-34% vs -17% in the experimental group).

Significance. The use of electricity-assisted application technique has proven to enhance the bond strength of a conventional self-etch adhesive system to eroded dentin during time.

KEYWORDS: dentin; dental erosion; adhesion; permanent dental restoration; dental restoration failure; composite resins; electrical stimulation

1 INTRODUÇÃO

A restauração dos dentes erosionados tem sido indicada para reduzir a sensibilidade dentinária, prevenir lesões na polpa, e restaurar a forma, função e estética dos dentes afetados (WANG; LUSSI, 2010). Sabe-se que as próteses tradicionais removem três vezes mais tecido dentário sadio quando comparadas com as restaurações minimamente invasivas, além da possibilidade de comprometer a vitalidade pulpar (MUTS et al., 2014). Assim, sempre que possível, estratégias baseadas em conceitos minimamente invasivos devem ser empregadas, uma vez que a restauração da estética e da função pode ser alcançada por meio da adesão aos tecidos remanescentes (VAILATI; GRUETTER; BELSER, 2013). Conseqüentemente, uma ligação eficaz e durável dos materiais restauradores adesivos à dentina erosionada é desejável (BARTLETT; SUNDARAM, 2006; SIQUEIRA et al., 2018b).

Entretanto, a literatura é unânime em afirmar que a adesão dentinária é um grande desafio clínico (SANO et al., 1995; TAY et al., 2003; DE MUNCK et al., 2005; BRESCHI et al., 2008; PERDIGÃO, 2010; VAN MEERBEEK et al., 2020), e isso se torna ainda mais desafiador na dentina erosionada (ZIMMERLI et al., 2012; FLURY et al., 2013; DING et al., 2014; CRUZ et al., 2015; FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015a; FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b; RAMOS et al., 2015; BERGAMIN et al., 2016; CERSOSIMO et al., 2016; AMSLER et al., 2017; DEARI et al., 2017; FLURY; LUSSI; PEUTZFELDT, 2017; FORGERINI et al., 2017; GIACOMINI et al., 2017; MODA et al., 2018; SIQUEIRA et al., 2018a; SIQUEIRA et al., 2018b; ZUMSTEIN et al., 2018; SIQUEIRA et al., 2019; COSTA et al., 2019; DE SIQUEIRA et al., 2020, DE ROSSI et al. 2021, WIEGAND et al. 2021). De fato, devido ao colapso das fibras colágenas e ao aumento da permeabilidade dentinária após a erosão, a camada mais espessa de colágeno exposto compromete a infiltração e polimerização do adesivo, resultando em uma hibridização inadequada. Isso leva a uma redução na resistência adesiva, aumento da nanoinfiltração e conseqüentemente, aceleração da degradação da camada híbrida (SANO et al., 1995; ZIMMERLI et al., 2012; HASHIMOTO et al., 2003; PRATI et al., 2003; TAY et al., 2003; TAY; PASHLEY, 2003b).

Assim, a fim de aumentar a eficácia da ligação a esses diferentes substratos e retardar a degradação da interface adesiva, várias modificações dos protocolos clínicos padrão, como evaporação aumentada do solvente (VAN LANDUYT et al., 2005), tempo de cura prolongado (CADENARO et al., 2005; VAN LANDUYT et al., 2007a), aplicação de múltiplas camadas (PASHLEY et al., 2002; HASHIMOTO et al., 2004a; HASHIMOTO et al., 2005; ITO et al., 2005), uso de uma camada adicional de adesivo hidrofóbico (KING et al., 2005; ALBUQUERQUE et al., 2008; LOGUERCIO; REIS, 2008; AHMED et al., 2019; ERMIS et al., 2019; PERDIGÃO et al., 2020), uso de inibidores de metaloproteinases da matriz - MMPs (HEBLING et al., 2005; CARRILHO et al., 2007; DE MUNCK et al., 2009; MONTAGNER et al., 2014; ZHENG et al., 2015), modificação da dentina por reticulação de colágeno (HASS et al., 2016; MAZZONI et al., 2017; MAZZONI et al., 2018; PARISE GRÉ et al., 2018) e o uso de dispositivo elétrico para melhorar a impregnação de monômeros têm sido propostos na literatura (BRESCHI et al., 2006; PASQUANTONIO et al., 2007; VISINTINI et al., 2008; MAZZONI et al., 2009; TOLEDANO et al., 2011; GUARDA et al., 2020).

1.1. Erosão dentária

A erosão dentária é uma patologia multifatorial, progressiva e irreversível (GANSS, 2006; LUSSI; CARVALHO, 2014) que tem sido relacionada ao avanço significativo do desgaste dentário na população jovem e adulta (VAN'T SPIJKER et al., 2009; BARTLETT et al., 2013). É definida como a perda gradual e irreversível de tecido dentário, não causada por bactérias, resultante de um processo químico-mecânico causado pela presença de ácidos ou agentes quelantes (CARVALHO et al., 2015). Essa patologia é uma doença "silenciosa", altamente influenciada por hábitos individuais, estilos de vida, fatores químicos e biológicos (LUSSI; JAEGGI; ZERO, 2004; GANSS, 2006; LUSSI et al., 2011; GANSS; LUSSI; SCHLUETER, 2012; BARTLETT, 2016).

Uma revisão sistemática relatou que sua prevalência global é de cerca de 30,4%, com taxas variando de 7,2 a 74% (SALAS et al., 2015). A maioria dos estudos epidemiológicos revela uma alta

prevalência de erosão dentária entre crianças e adolescentes em todo o mundo, localizada entre 30 e 50% (KREULEN et al., 2010). No Brasil, a erosão dentária atinge 51,6% dos pré-escolares de 3 e 4 anos, 19,9% dos escolares de 6 a 12 anos e 34,1% dos adolescentes de 12 a 14 anos (VARGAS-FERREIRA; PRAETZEL; ARDENGHI, 2011). Em um estudo realizado com 3.187 jovens europeus adultos, com idades entre 18-35 anos, foi constatado que 29% dos participantes apresentavam sinais de desgaste dentário, sendo que o nível mais alto foi encontrado no Reino Unido, com uma prevalência de 54,4%, mostrando-se uma característica comum dos adultos europeus (BARTLETT et al., 2013). Ao longo da vida, todos os indivíduos sofrem algum grau de desgaste dentário, que pode ser considerado fisiológico ou não, dependendo da idade do paciente e da taxa de desgaste (BARTLETT; DUGMORE, 2008; YOUNG et al., 2008).

1.1.1 Etiopatogenia

Esse processo patológico é conhecido por ser uma condição multifatorial e de etiologia complexa, baseada na ação químico-mecânica dos ácidos sobre os dentes (IMFELD, 1996; GANSS, 2006; LUSSI et al., 2011; GANSS; LUSSI; SCHLUETER, 2012; BARTLETT, 2016; LUSSI; CARVALHO, 2014). Fatores extrínsecos, intrínsecos ou idiopáticos, de acordo com a origem dos ácidos, são os principais responsáveis pela etiologia dessa doença (IMFELD, 1996; GANSS, 2006; LUSSI et al., 2011; GANSS; LUSSI; SCHLUETER, 2012; BARTLETT, 2016; LUSSI; CARVALHO, 2014).

A gravidade e a manifestação clínica da erosão dependem de uma interação de fatores químicos, biológicos e comportamentais que justificam as diferentes respostas dos indivíduos, mesmo quando submetidos ao mesmo desafio ácido (LUSSI; JAEGGI; ZERO, 2004; LUSSI; JAEGGI, 2008; GANSS; LUSSI; SCHLUETER, 2012; LUSSI; CARVALHO, 2014; BARTLETT, 2016). A forma como o líquido é ingerido, a duração do contato com os dentes, filme adquirido, fluxo salivar, pH, capacidade tampão, a concentração de cálcio e fosfato na saliva e as propriedades físicas e químicas do esmalte e dentina, que podem variar entre os pacientes, são exemplos de fatores que modificam o

processo erosivo (IMFELD, 1996; LUSI; JAEGGI; ZERO, 2004; LUSI et al., 2011; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012).

1.1.1.1 Fatores intrínsecos

A erosão intrínseca é o resultado da ação de ácidos endógenos, vindos de dentro do corpo. É representada pela ação do ácido clorídrico gástrico, causando erosão em pacientes que apresentam vômitos crônicos por refluxo gastroesofágico, bulimia e gravidez (IMFELD, 1996; LUSI; JAEGGI; ZERO, 2004; GANSS, 2006; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012; LUSI et al., 2011; BARTLETT, 2016).

1.1.1.2 Fatores extrínsecos

Por outro lado, a erosão extrínseca é o resultado da ação de ácidos de origem exógena, dos quais a alimentação é a fonte mais comum, obtidos a partir de frutas (sucos), refrigerantes, energéticos, vinhos, chás entre outros. Além disso, ácidos derivados de medicamentos, drogas ilícitas e aqueles presentes na atmosfera ambiental, como ácidos industriais, também podem atuar na desmineralização dentária (ZERO, 1996; LUSI; JAEGGI; ZERO, 2004; GANSS, 2006; LUSI et al., 2011; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012; BARTLETT, 2016).

A maioria dos alimentos e bebidas ácidas tem o potencial de causar erosão dentária. Além disso, mais importante do que seu pH, é considerar o ácido majoritário da substância, pois esse determinará os H⁺ (íons hidrogênio) efetivos e disponíveis para interagir com a superfície dentária (ZERO, 1996; LUSI; JAEGGI; ZERO, 2004; LUSI et al., 2011; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012). Foi demonstrado que qualquer substância ácida com pH abaixo do crítico (5,5 para esmalte), pode dissolver cristais de hidroxiapatita devido a um processo de quelação do cálcio da HAp (LUSI; JÄGGI; SCHÄRER, 1993; BARRON et al., 2003). Outros fatores como concentração de cálcio, flúor e fosfato, tipo de ácido, também podem atuar como efeitos modificadores (ZERO, 1996; LUSI; JAEGGI; ZERO, 2004; LUSI et al., 2011; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012).

1.1.1.3 Fatores idiopáticos

Outra modalidade encontrada, a erosão idiopática, é resultado da ação de ácidos de origem desconhecida, patologia para a qual nem mesmo a anamnese, o exame clínico e/ou exames complementares são capazes de esclarecer a origem do fator etiológico (IMFELD, 1996; LUSI; CARVALHO, 2014).

1.1.2 Sinais clínicos de erosão dentária

Clinicamente, em um primeiro momento, um amolecimento superficial devido ao desafio erosivo pode ser revertido pela ação remineralizante da saliva. Se a ação ácida continuar, em um segundo momento, a superfície torna-se muito mais frágil e pode ser irreversivelmente perdida (EISENBURGER; SHELLIS; ADDY, 2004; MOSS, 1998). O desafio erosivo do esmalte torna-se cíclico, repetindo as etapas descritas, até que a dentina subjacente seja exposta (VORONETS; LUSI, 2010; LUSI et al., 2011; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012).

Quando a dentina é exposta a efeitos ácidos, os cristais de hidroxiapatita dentinária são facilmente dissolvidos, resultando na perda da dentina peritubular, aumento dos túbulos dentinários e aumento da permeabilidade dentinária. Posteriormente, a desmineralização afetará a dentina intertubular, deixando exposta uma rede de fibras de colágeno, em velocidade e profundidade que dependem da ação e do tempo de exposição ao ácido (MEURMAN; DRYSDALE; FRANK, 1991; KINNEY et al., 1995; LUSI et al., 2011; GANSS; LUSI; SCHLUETER, 2012).

Com a perda de tecidos duros, podem ser encontrados sinais e sintomas clínicos como redução do brilho, presença de áreas convexas achatadas, concavidades rasas, cúspides arredondadas e bordas de restaurações acima do nível das superfícies dentais adjacentes. Além disso, sensibilidade dentinária e desconforto devido à bordas afiadas são geralmente sentidos pelo paciente (GANSS, 2006; LUSI et al., 2009; CARVALHO et al., 2015). Em casos mais graves, alterações estéticas, funcionais e fonéticas são frequentemente encontradas em função da perda da morfologia dentária,

redução da altura da coroa e perda da dimensão vertical (LUSSI et al., 2009; CARVALHO et al., 2015).

1.2 Substrato dentinário

A dentina é um tecido conjuntivo avascular, mineralizado e elástico. Ela é composta por aproximadamente 70% de hidroxiapatita em peso, 18% de matriz orgânica e 12% de água (PASHLEY; OKABE; PARHAM, 1985; VAN MEERBEEK et al., 1993; MÄRTEN et al., 2010). O principal constituinte da matriz orgânica são as fibras colágenas, principalmente do tipo I, mas também há um componente amorfo, constituído por proteoglicanos (GAGs) e várias glicoproteínas. Devido ao arranjo das fibras colágenas e à presença de GAGs, a dentina é um tecido com comportamento elástico (PASHLEY; OKABE; PARHAM, 1985; VAN MEERBEEK et al., 1993; MÄRTEN et al., 2010).

Ela possui uma estrutura interna composta por túbulos dentinários que vão da polpa à junção dentina-esmalte (JDE), radialmente, de dentro para fora, apresentando um formato de S largo quando o dente é seccionado axialmente. Para formar os túbulos, o colágeno é disposto em uma estrutura tipo helicoidal, com uma orientação radial, perpendicular à direção dos túbulos. Dentre as fibras colágenas podemos encontrar os proteoglicanos, com os grandes glicosaminoglicanos ligados em sua cadeia lateral, alinhados ao longo das fibras, desempenhando papel na aparência tridimensional e nas propriedades biofísicas da matriz orgânica da dentina (BRESCHI et al., 2006; THOMPSON, 2020).

Devido à orientação radial dos túbulos, uma densidade tubular de 40.000mm² é observada perto da polpa, enquanto uma densidade tubular de 17.000-20.000mm² é encontrada perto da JDE. Uma distância de cerca de 10µm entre os túbulos dentinários resulta em uma dentina interna com redução de dentina intertubular quando comparada à dentina superficial (PASHLEY; OKABE; PARHAM, 1985; THOMPSON, 2020). É possível observar uma dentina altamente mineralizada disposta ao redor dos túbulos, com espessura semelhante ao diâmetro dos túbulos dentinários, denominada “dentina peritubular”; e outra, de menor conteúdo mineral, disposta entre os túbulos,

denominada “dentina intertubular” (THOMPSON, 2020). A calcificação da dentina inicia-se com a nucleação nos espaços vazios entre as fibras colágenas, produzindo cristais alongados de hidroxiapatita (HAp), que são anisotropicamente orientados para suportar cargas (MÄRTEN et al., 2010).

1.3 Sistemas adesivos

Os sistemas adesivos são materiais responsáveis pela adesão do material restaurador às estruturas dentais. São a combinação de monômeros resinosos de diferentes pesos moleculares e viscosidades, solventes orgânicos (acetona, etanol ou água) e diluentes de resina. Podem ser hidrofílicos, permitindo que o adesivo seja compatível com a umidade natural do substrato dentinário, ou hidrofóbicos, que apresentam maior peso molecular, são mais viscosos e proporcionam maior resistência mecânica e estabilidade ao material (VAN LANDUYT et al., 2007b).

Atualmente, os mecanismos de adesão ao esmalte e dentina baseiam-se na desmineralização superficial, seguida da infiltração de monômeros de resina, que após a polimerização tornam-se micro-mecanicamente interligados nas porosidades criadas. Na dentina, esse processo é denominado "hibridização" e envolve a formação da camada híbrida que contém fibras colágenas infiltradas com resina (PASHLEY et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2011).

Dependendo de como os adesivos interagem com a *smear layer*, dissolvendo-a ou tornando-a permeável, duas abordagens diferentes estão disponíveis para uso clínico: abordagem do condicionamento ácido e enxágue (*Etch-Rinse: E&R*), em que o condicionamento mediante ácido fosfórico promove a desmineralização superficial da dentina, removendo a *smear layer*; ou a abordagem de autocondicionamento (*Self-Etch: SE*), que contém monômeros de resina ácida que simultaneamente "condicionam" e "preparam", sem um condicionamento prévio da superfície dentinária com ácido fosfórico.

Na abordagem E&R, o condicionamento da dentina remove a *smear layer* e os *smear plugs*, desmineralizando a dentina até uma profundidade de 4 a 6µm. Isso aumenta a permeabilidade da

dentina e deixa uma rede de colágeno livre de HAp, que, se não for hibridizada perfeitamente, estará mais sujeita à nanoinfiltração e biodegradação enzimática (PERDIGÃO, 2010; PERDIGAO et al., 2002; PASHLEY et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2020). O uso do *primer*, composto por monômeros hidrofílicos, irá preparar e manter úmida a rede de fibras colágenas, tornando-a mais receptiva à posterior infiltração de um adesivo composto por monômeros hidrofóbicos. Esses sistemas adesivos podem ser de três etapas: 3-E&Ras (com o agente condicionador, *primer* e adesivo em frascos separados) ou de duas etapas: 2-E&Ras (com o agente condicionador e uma combinação de *primer* e adesivo em um único frasco) (PERDIGÃO, 2010; PASHLEY et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2020).

Dependendo do pH e da estabilidade dos sais de cálcio produzidos durante o processo de descalcificação, os adesivos autocondicionantes podem ser classificados em “Fortes” (pH<1), “Fortes Intermediários” (pH=1-2), “Suaves” (pH≈2) e “Ultra Suaves” (pH>2,5). Essa estratégia consiste na aplicação inicial de um *primer* ácido, contendo um monômero funcional (ex:10-MDP), que resultará; se utilizado um adesivo SE (ultra) suave; em uma dentina parcialmente desmineralizada, com o colágeno protegido por HAp. O uso do *primer* é seguido pela aplicação de um adesivo que, uma vez polimerizado, irá produzir uma camada híbrida submicrométrica típica rica em HAp, proporcionando intertravamento micromecânico e um potencial de ligação química, deixando uma grande quantidade de cálcio disponível para interagir com o monômero funcional e produzindo monômero de sais de cálcio (VAN MEERBEEK et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2020).

Na segunda abordagem (*Self-Etch: SE*), os monômeros de resina ácida apenas dissolvem a *smear layer* e não removem o fosfato de cálcio dissolvido (VAN MEERBEEK et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2020). O sistema de adesivos SE pode ser de duas etapas (2-SEas), onde o agente condicionador e o *primer* são combinados no mesmo frasco e o adesivo é aplicado separadamente ou em uma única etapa (1-SEas), que combina ácido, *primer* e adesivo na mesma aplicação (VAN MEERBEEK et al., 2011; VAN MEERBEEK et al., 2020).

Recentemente, foi introduzida uma nova geração de adesivos, conhecida como sistema de adesivos universais (UAs). Esses adesivos podem ser aplicados, de acordo com a escolha pessoal, nos modos E&R (duas etapas) e SE, com ou sem condicionamento seletivo prévio do esmalte, mas também podem ser aplicados, devido à presença de monômeros funcionais (ex: 10-MDP) e silano, como *primers* adesivos de substratos como compósitos, cerâmicas à base de sílica, zircônia, metais nobres e não preciosos (WAGNER et al., 2014; ALEX, 2015; VAN MEERBEEK et al., 2020).

1.3.1 Padrão ouro

Com base em dados laboratoriais e clínicos meta-analíticos, estudos relatam que 2-E&Ras e 1-SEas simplificados, as 5ª e 7ª gerações de sistemas adesivos, apresentam respectivamente, eficácia adesiva inadequada quando comparados com o 3-E&Ras convencional e 2-SEas (VAN MEERBEEK et al., 2003; PEUMANS et al., 2005; VAN MEERBEEK et al., 2010; DE MUNCK et al., 2012; PEUMANS et al., 2014). Para esses estudos, as 4ª e 6ª gerações de adesivos ainda são consideradas o padrão ouro.

Os motivos para a ineficiência laboratorial e clínica dos adesivos simplificados ainda precisam ser mais bem estudados. O ideal seria obter uma mistura de monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, quimicamente compatíveis, que atuassem de forma sinérgica, e após serem polimerizados, formassem uma interface adesiva hidrofóbica durável (ALEX, 2015; VAN MEERBEEK et al., 2020). No entanto, atualmente, essa formulação ainda não está presente no mercado.

Quando comparados com os adesivos convencionais 3-E&Ras e 2-SEas, os adesivos simplificados apresentam um menor teor de resina (VAN LANDUYT et al., 2007b), com uma espessura mais fina do filme adesivo, resultando em menor efeito de absorção de tensões (VAN MEERBEEK et al., 1993; PERDIGÃO et al., 1996; JAPIASSÚ RESENDE MONTES et al., 2001) e uma resistência mecânica inferior (IKEDA et al., 2005a; IKEDA et al., 2005b). Além disso, devido à alta hidrofília e baixo pH do agente adesivo após a polimerização, observa-se uma membrana semipermeável, que causará sorção de água e hidrólise da camada híbrida (TANAKA et al., 1999;

TAY; PASHLEY, 2003; TAY; PASHLEY, 2003b; TAY et al., 2003; TAY et al., 2004; HASHIMOTO et al., 2004b; MALACARNE et al., 2006; REIS; GIANNINI; PEREIRA, 2007).

Devido às diferentes composições moleculares e concentrações presentes em cada sistema adesivo comercial, nem todos os 3-E&Ras e 2-SEas apresentam a mesma eficácia laboratorial e clínica. De fato, há um consenso na literatura, baseado em ensaios clínicos randomizados (ECRs) de 13 anos (PEUMANS et al., 2012; PEUMANS et al., 2015), que reconhecem o Optibond FL (Kerr) e o Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake) como padrões ouro, respectivamente, na categoria E&R e SE (VAN MEERBEEK et al., 2020). Além disso, um E&R seletivo do esmalte seguido por 2-SEas é considerado o protocolo adesivo preferido (VAN MEERBEEK et al., 2020), uma vez que as consequências associadas à exposição ao colágeno após o condicionamento com ácido fosfórico da dentina são muito agressivas (VAN MEERBEEK et al., 2011).

1.3.2 Monômero funcional adesivo 10-MDP

Todos os SEas, UAs e alguns E&Ras apresentam em sua formulação um monômero funcional (YOSHIDA et al., 2004; VAN MEERBEEK et al., 2011; ALEX, 2015; YOSHIHARA et al., 2018b; VAN MEERBEEK et al., 2020), que permite que eles interajam com a dentina de diferentes formas. Dependendo do monômero, podemos ter um aumento da energia superficial, uma descalcificação superficial em maior ou menor profundidade e uma variação da estabilidade da ligação química (YOSHIDA et al., 2004; VAN MEERBEEK et al., 2011; ALEX, 2015; YOSHIHARA et al., 2018b; VAN MEERBEEK et al., 2020).

Entre os monômeros funcionais investigados, o di-hidrogenofosfato de 10-metacrilóiloxidecil (10-MDP) é um dos monômeros mais eficazes presentes no mercado (YOSHIDA et al., 2004; VAN MEERBEEK et al., 2011; YOSHIHARA et al., 2011a; ALEX, 2015; YOSHIHARA et al., 2019; VAN MEERBEEK et al., 2020). 10-MDP é um monômero funcional anfifílico versátil, com um grupo funcional metacrilato hidrofóbico em uma extremidade - responsável por incorporar o monômero na rede de polímero 3D para materiais restauradores à base de metacrilato - e na outra

extremidade um grupo funcional hidrofílico de éster de ácido fosfórico (VAN MEERBEEK et al., 2011; ALEX, 2015; VAN MEERBEEK et al., 2020), capaz de ligar Ca-HAp, permitindo intertravamento micromecânico e ligação química à HAp, formando sais de fosfato de cálcio estáveis (YOSHIDA et al., 2004; YOSHIHARA et al., 2018a; YOSHIHARA et al., 2018b) e liberando uma quantidade considerável de Ca da dentina. Assim, serão formados sais de 10-MDP-Ca, automontados em camadas nanométricas de 4 nm cada, que proporcionarão maior longevidade clínica da restauração adesiva (FUKEGAWA et al., 2006; YOSHIHARA et al., 2010; YOSHIHARA et al. 2011a; YOSHIHARA et al. 2011b; YOSHIDA et al., 2012; YOSHIHARA et al. 2019).

Além disso, o 10-MDP forma ligações químicas estáveis a compósitos, metais e zircônia (ALEX, 2015). Entre esses dois grupos funcionais, um grupo espaçador de carbono longo evita efetivamente o impedimento entre o grupo metacrilato e o éster do ácido fosfórico, mas também fornece hidrofobicidade à molécula, proporcionando alta resistência hidrolítica, quando comparado com outros monômeros funcionais (FEITOSA et al., 2014; ALEX, 2015; VAN MEERBEEK et al., 2020). No entanto, a eficácia de ligação dos diferentes adesivos à base de 10-MDP pode variar dependendo da concentração e pureza (WAGNER et al., 2014; CARRILHO et al., 2019).

1.3.3 Envelhecimento da camada híbrida

As duas principais vias de degradação da ligação adesiva relatadas na literatura são a hidrólise e a biodegradação enzimática (VAN MEERBEEK et al., 2020). A hidrólise é um processo químico que quebra as ligações covalentes entre os polímeros por meio da adição de ligações água a éster, resultando na perda de massa da resina (BRESCHI et al., 2008). Como a degradação hidrolítica ocorre apenas na presença de água, há uma forte correlação entre a hidrofobicidade do adesivo, sorção de água e degradação hidrolítica (TANAKA et al., 1999; TAY et al., 2003; TAY; PASHLEY, 2003a; TAY; PASHLEY, 2003b; TAY et al., 2004; HASHIMOTO et al., 2004b; MALACARNE et al., 2006; REIS; GIANNINI; PEREIRA, 2007; BRESCHI et al., 2008).

As metaloproteinases da matriz (MMPs) são um grupo de enzimas, cuja expressão e atividade em tecidos adultos foram relatadas como normalmente muito baixas e associadas à biodegradação da camada híbrida (BRESCHI et al., 2008; MAZZONI et al., 2015; VAN MEERBEEK et al., 2020). Há evidências de que o condicionamento ácido da dentina expõe/ativa as MMPs, embora isso nem sempre seja confirmado para SAAs, dependendo da acidez do adesivo e da agressividade de desmineralização (DE MUNCK et al., 2009, 2010). Segundo VAN MEERBEEK et al., 2020, como as MMPs perdem rapidamente sua atividade, é questionável que estejam diretamente envolvidas na degradação da ligação, e sem mais atividade ácida, não haveria como expor/ativar outras MMPs, uma vez que a camada híbrida já está formada.

1.4 Estratégias clínicas para alcançar adesão à dentina erosionada

O principal desafio dos adesivos dentários atuais é fornecer uma adesão igualmente eficaz a substratos dentais de diferentes naturezas, como dentina sadia, cariada, esclerótica, erosionada e esmalte. A fim de alcançar adesão durável à dentina erosionada, várias técnicas têm sido amplamente apresentadas na literatura. Entre elas, a aplicação de solução aquosa de clorexidina (CHX) a 2% (FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015a; FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b; DEARI et al., 2017; GIACOMINI et al., 2017; MODA et al., 2018; COSTA et al., 2019, JACOMINE et al., 2023) e abrasão com broca de diamante (ZIMMERLI et al., 2012; RAMOS et al., 2015; DEARI et al., 2017) são as mais utilizadas.

Estratégias mecânicas como o pré-tratamento da superfície dentinária com pedra-pomes (ZIMMERLI et al., 2012), polidor de silicone (ZIMMERLI et al., 2012), *Proxoshape* (ZIMMERLI et al., 2012), abrasão a ar (ZIMMERLI et al., 2012), irradiação com laser Er:YAG (CERSOSIMO et al., 2016; RAMOS et al., 2015), laser Er,Cr:YSGG (RAMOS et al., 2015) e laser CO₂ (DING et al., 2014) também foram propostas a fim de melhorar a resistência de união e estabilidade à dentina erosionada, bem como estratégias químicas como aplicação de solução de NaF (FLURY et al., 2013), CHX a 0,004% e 2% (FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015a), NaOCl a 10,74% (DEARI et al.,

2017; COSTA et al., 2019), NaOCl a 5,2% (SIQUEIRA et al., 2018a), E-64 (trans-epoxisuccinil- L-leucilamido-[4-guanidino]butano) (GIACOMINI et al., 2017), ácido poliacrílico a 20% (MODA et al., 2018), EDTA 0,1 M (MODA et al., 2018), solução SnCl₂/AmF (ZUMSTEIN et al., 2018), dessensibilizante dentinário Gluma (DING et al., 2014), soluções para bochechos a base de Sn/F (FLURY et al., 2013), 0,1% epigallocatechin-3-gallate (EGCG) (COSTA et al., 2019) e pastas de dentes contendo arginina (BERGAMIN et al., 2016).

Algumas alterações nos protocolos adesivos também foram estudadas, como a aplicação prolongada do *primer* (1 min) (DEARI et al., 2017), aplicação de uma camada adicional de adesivo hidrofóbico (Clearfil SE Bond, Kuraray) depois da aplicação de um adesivo universal (de BRITO et al., 2023) uso de um ácido fosfórico 37% modificado com CHX (SIQUEIRA et al., 2019), ácido modificado com 10% PA (proantocianidina) (SIQUEIRA et al., 2019), *primer* modificado com 6,5% em peso de PA (SIQUEIRA et al., 2020), *primer* modificado com 0,1% em peso de riboflavina (RI) (SIQUEIRA et al., 2020) ou adesivo modificado com 1% de cloreto de benzalcônio - (BAC) (FLURY; LUSSI; PEUTZFELDT, 2017), bem como o efeito de E&Ras (CRUZ et al., 2012; ZIMMERLI et al., 2012; DING et al., 2014; CRUZ et al., 2015; FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015a; FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b; RAMOS et al., 2015; BERGAMIN et al., 2016; DEARI et al., 2017; FLURY; LUSSI; PEUTZFELDT, 2017 ; FORGERINI et al., 2017; SIQUEIRA et al., 2018b), SEas (ZIMMERLI et al., 2012; FLURY et al., 2013; CRUZ et al., 2015; RAMOS et al., 2015; BERGAMIN et al., 2016; CERSOSIMO et al., 2016; AMSLER et al., 2017; FORGERINI et al., 2017; ZUMSTEIN et al., 2018; COSTA et al., 2019), e UAs quando aplicados na abordagem SE (AMSLER et al., 2017; GIACOMINI et al., 2017; ZUMSTEIN et al., 2018; SIQUEIRA et al., 2018a; SIQUEIRA et al., 2019; SIQUEIRA et al., 2020), ou na abordagem SE vs E&R (FORGERINI et al., 2017; FRATTES et al., 2017; AUGUSTO et al., 2018; SIQUEIRA et al., 2018b).

1.4.1 Resultados de resistência adesiva

A limpeza da superfície dentinária com pedra-pomes ou o uso de polidores de silicone (35-48 μm) são abordagens clínicas bastante conhecidas pelos profissionais. Estudos reportam que ambas as abordagens conseguiram remover a dentina desmineralizada, porém, valores reduzidos de resistência adesiva foram observados após o uso desses pré-tratamentos, questionando a sua real contribuição na obtenção de uma adequada interface adesiva (ZIMMERLI et al., 2012).

Pontas diamantadas (com tamanho de grão de aproximadamente 80-100 μm , alta rotação, durante 15s e com irrigação constante) têm sido testadas para a preparação das paredes da cavidade (ZIMMERLI et al., 2012). Embora a dentina erosionada tenha mostrado valores de resistência de união mais elevados após ser desgastada com brocas diamantadas (valor máximo: 36,3 MPa), os resultados encontrados ainda foram inferiores aos encontrados para dentina sadia não tratada (valor máximo: 38,8 MPa) (ZIMMERLI et al., 2012).

Um estudo investigou a resistência de união à microtração (μTBS) entre resina composta e dentina sadia, dentina erosionada e dentina erosionada submetida a um enxágue bucal de Sn/F (FLURY et al., 2013). Em comparação com a dentina sadia (cerca de 20 MPa), a dentina erosionada sem tratamento apresentou valores de μTBS significativamente menores (cerca de 7 MPa). Em comparação com a dentina erosionada, o tratamento com enxágue bucal de Sn/F aumentou estatisticamente os valores de μTBS (cerca de 22 MPa) (FLURY et al., 2013).

Amostras submetidas a testes μTBS apresentaram valores de resistência adesiva muito favoráveis após 3 anos do uso de NaOCl (27,3 MPa para um adesivo E&R e 40,2 MPa para um adesivo SE), sendo similares, inclusive, aos valores encontrados 24 h após a aplicação da mesma solução (33,4 MPa para um adesivo E&R e 42,9 MPa para um adesivo SE) (SIQUEIRA et al., 2018a). Esse achado sugere que o uso de NaOCl antes de protocolos adesivos (tanto E&R, como SE) foi capaz de minimizar a degradação da interface adesiva, além de preservá-la. (SIQUEIRA et al., 2018a).

Entretanto, comportamentos antagônicos em relação à resistência adesiva à dentina erosionada após o uso de 2% CHX são observados na literatura. Por um lado, estudos reportaram resultados favoráveis após o uso de 2% CHX (FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015a, COSTA et al., 2019), enquanto outros estudos encontraram resultados desfavoráveis em comparação com à dentina erosionada não tratada ou sadia (DEARI et al., 2017, FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b, GIACOMINI et al., 2017) (de 16 MPa para 5,4 MPa após 1 ano [FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b]), sugerindo uma degradação acelerada da interface adesiva, o que reduz a sua longevidade (FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b, GIACOMINI et al., 2017, COSTA et al., 2019).

Modificações do primer também foram testadas, adicionando proantocianidina (PAA primer), bem como riboflavina (RI primer), uma vitamina encontrada em alimentos (SIQUEIRA et al., 2020). Resultados favoráveis de resistência de união imediata foram encontrados para alguns sistemas adesivos avaliados (Prime & Bond, Scotchbond Universal, Tetric N Universal). Após 2 anos, os valores de resistência de união diminuíram em função da degradação da interface adesiva (PAA primer: 19,08–24,2 MPa para Prime & Bond, 26,9–40 MPa para Scotchbond e 26,9–33,5 MPa para Tetric N Universal) (RI Primer: 20,1–24,1 MPa para Prime & Bond, 27,9–44,7 MPa para Scotchbond e 28,8–38,9 MPa para Tetric N Universal). No entanto, eles permaneceram mais altos do que os valores de resistência de união para dentina erosionada não tratada (10,5–15,9 MPa para Prime & Bond, 14,7–21,1 MPa para Scotchbond e 14,1–20,8 MPa para Tetric N Universal) (SIQUEIRA et al., 2020).

1.5 Aplicação de adesivo assistido por impulso elétrico

Em 2006 foi proposto um protocolo de aplicação de adesivo baseado no uso de uma corrente (impulso elétrico) para promover a infiltração dos monômeros à dentina (PASQUANTONIO et al., 2007). O dispositivo (ElectroBond, Pasquantonio, Italy) consiste em uma peça de mão que carrega uma esponja descartável cheia de adesivo; e um segundo eletrodo (ou seja, um clipe de lábio)

colocado intraoralmente e conectado por meio de um circuito elétrico, que cria uma corrente elétrica por meio de um modulador de corrente controlado digitalmente. A liberação do adesivo é desencadeada pela diferença de potencial elétrico entre o substrato dentário e a esponja preenchida com adesivo, produzindo um fluxo elétrico direto e constante (acima de 20 μA) durante a aplicação dos adesivos, independentemente do dente e da impedância e resistência elétrica do adesivo, por meio da modulação do potencial elétrico (PASQUANTONIO; BRESCHI; PETRONE, 2003; PASQUANTONIO; BRESCHI; MANCINI, 2021).

Este dispositivo não é potencialmente perigoso para os tecidos periodontais ou pulpares e é compatível com o uso *in vivo* (DASKALOV; INDJOV; MUDROV, 1997; JASTRZEBSKA; KOCOT, 2004; KRIZAJ; JAN; VALENCIC, 2004). Além disso, devido ao fato do adesivo ser aplicado com o dispositivo elétrico em substituição ao microaplicador descartável, o número de etapas clínicas não é aumentado, diferentemente de vários protocolos adesivos que requerem etapas adicionais para melhorar a eficácia da adesão dentinária (GUARDA et al., 2020).

Aumentos significativos na resistência de união à microtração e redução na nanoinfiltração (*nanoleakage*) foram observados (MACIEL et al., 2021) para diferentes E&Ras simplificados (PASQUANTONIO et al., 2008; MAZZONI et al., 2009), SEas simplificados (Clearfil S³ Bond: 46,2 \pm 17,1 MPa vs. 38,9 \pm 8,3 MPa grupo controle, antes da termociclagem. 47,2 \pm 8,6 MPa vs. 33,6 \pm 8,3 MPa grupo controle, após a termociclagem; Xeno III, Denstply: 39,3 \pm 6,6 MPa vs. 25,5 \pm 5,9 MPa grupo controle; Adper Prompt L-Pop, 3M: 41,5 \pm 7,0 MPa vs. 22,2 \pm 5,7 MPa grupo controle) (BRESCHI et al., 2006; VISINTINI et al., 2008), e em SEas convencionais (Clearfil Protect Bond: 48,9 \pm 10,3 MPa vs. 36,6 \pm 8,4 MPa grupo controle; Clearfil SE Bond: 47.32 \pm 8.5 MPa vs 37.66 \pm 7.5 MPa grupo controle imediatamente, 42.39 \pm 10.7 MPa vs 28.15 \pm 4.9 MPa grupo controle após 1 ano de armazenamento) (BRESCHI et al., 2006, BERTOLLO et al., 2021) quando eles foram aderidos à dentina usando a técnica de aplicação assistida por impulso elétrico (ElectroBond). Melhoras significativas na resistência de união à microtração e na qualidade de união de E&Ras e SEas também foram observadas usando correntes elétricas entre 30 e 35 μA (GUARDA et al., 2020).

Além disso, o uso de ElectroBond melhorou a molhabilidade da dentina pré-tratada com o primer Clearfil SE Bond ou com ácido fosfórico a 37% (TOLEDANO et al., 2011). Três mecanismos são potencialmente responsáveis pela melhora dos resultados dos espécimes aderidos com esta técnica experimental, incluindo um efeito eletrostático direto nos monômeros polares presentes nos adesivos, modificação da molhabilidade da matriz dentinária e maior remoção de água (BRESCHI et al., 2006; PASQUANTONIO et al., 2007).

Esta técnica é baseada no conceito de iontoforese, que é um método não invasivo para conduzir uma alta concentração de componentes carregados, polares ou neutros, pela força eletromotriz repulsiva usando correntes elétricas (ELDARRAT; HIGH; KALE, 2003; PADULA et al., 2003; KRIZAJ; JAN; VALENCIC, 2004). Uma vez que estudos anteriores relataram que o uso de forças iontoforéticas aumentou a taxa de infiltração de substâncias ionizadas através da dentina (ex, drogas, anestésicos) (PASHLEY; LIVINGSTON; OUTHWAITE, 1978; PADULA et al., 2003; PUAPICHARTDUMRONG; IKEDA; SUDA, 2003), foi especulado que uma aplicação de adesivos assistida por corrente elétrica poderia aumentar a taxa de infiltração de monômeros resinosos polares (tais como: HEMA, 10-MDP, PENTA, BPDM) através da *smear layer* (em relação aos SEas) ou através da rede de colágeno parcialmente desmineralizada (em relação ao E&Ras) (BRESCHI et al., 2006; PASQUANTONIO et al., 2007; MAZZONI et al., 2009; GUARDA et al., 2020).

Por esse motivo, quando uma corrente elétrica é produzida pelo dispositivo, será obtida uma migração iônica, disposta em ambos os lados do sistema, na direção ditada por sua carga e por meio de eletromigração e eletro-osmose (KRIZAJ; JAN; VALENCIC, 2004; MAZZONI et al., 2009). A eletromigração é referida como a repulsão de íons carregados de um eletrodo de mesma carga, enquanto a eletro-osmose pode ser entendida como a reação à direção preferencial de íons opostos e representada por um movimento conectivo de fluido através de uma interface carregada, quando uma corrente elétrica é aplicada (BLACK, 1969; MAZZONI et al., 2009). Consequentemente, o fluxo de elétrons produzido por uma corrente constante é traduzido em um fluxo de íons pela superfície da dentina, visto que, no que diz respeito à eletromigração, apenas a fração ionizada da solução é capaz

de se mover, sendo dependente do próprio pKa (PRETO, 1969; MAZZONI et al., 2009). Portanto, a esponja cheia de adesivo carregada positivamente (o ânodo), irá conduzir monômeros carregados positivamente para o substrato de dentina, enquanto o substrato de dentina carregado negativamente (o cátodo), irá repelir produtos químicos carregados negativamente, considerando que a quantidade de elétrons "entregue" pelo gerador é equilibrado pela carga iônica que flui pela dentina (PASHLEY; LIVINGSTON; OUTHWAITE, 1978; JASTRZEBSKA; KOCOT, 2004; BRESCHI et al., 2006; PASQUANTONIO et al., 2007; MAZZONI et al., 2009).

A iontoforese também pode aumentar a taxa de substituição de água por meio da modificação de dipolos de água, conseqüentemente favorecendo a troca água/solvente durante a infiltração da resina (PASHLEY et al., 2003; VAN LANDUYT et al., 2005). Além disso, a aplicação de eletricidade pode alterar transitoriamente as características bioquímicas da matriz orgânica da dentina (PETHIG, 1987), uma vez que as fibras colágenas são polares por natureza em virtude do momento dipolar (3,7-*debye*) presente na unidade peptídica da tripla hélice (PETHIG, 1987). Além disso, os dipolos derivados das moléculas de água (JAYASURIYA et al., 2003) ligadas às cadeias laterais associadas aos proteoglicanos (BRESCHI et al., 2003) contribuem para a natureza polar do colágeno (JAYASURIYA et al., 2003) e para as propriedades biofísicas da matriz orgânica da dentina (PERDIGÃO; LOPES, 1999; BRESCHI et al., 2006; CHIU et al., 2012; THOMPSON, 2020).

Conseqüentemente, sendo colágeno e proteoglicanos fortemente polares e carregados negativamente, eles são modificados a arranjos tridimensionais quando submetidos a um campo elétrico (SCOTT, 1988; BRESCHI et al., 2006; PASQUANTONIO et al., 2007; TOLEDANO et al., 2011; GUARDA et al., 2020). Também podem ocorrer alterações temporárias na estrutura das fibras colágenas devido a modificações sutis entre as ligações de hidrogênio do colágeno intra e interfibrilar (JAYASURIYA et al., 2003). Esses arranjos tridimensionais da rede dentinária podem influenciar favoravelmente a infiltração adesiva (PASQUANTONIO et al., 2007; BRESCHI et al., 2006; MAZZONI et al., 2009; TOLEDANO et al., 2011; BERTOLO et al., 2021), como foi corroborado

por imagens com *confocal laser scanning microscopy* (CLSM), nas quais foram observadas maior infiltração adesiva (GUARDA et al., 2020; BERTOLO et al., 2021).

A aplicação de adesivo assistida por corrente elétrica não foi avaliada como uma estratégia potencial para melhorar a resistência de união e estabilidade à dentina erosionada. Devido à morfologia da dentina erosionada (MEURMAN; DRYSDALE; FRANK, 1991; KINNEY et al., 1995; LUSSI et al., 2011; GANSS; LUSSI; SCHLUETER, 2012), e os mecanismos de ação acima relatados para a abordagem citada (BRESCHI et al., 2006; PASQUANTONIO et al., 2007; MAZZONI et al., 2009; TOLEDANO et al., 2011; GUARDA et al., 2020), a aplicação de adesivo assistido por corrente elétrica parece ser uma estratégia interessante para alcançar uma adesão eficaz e durável à dentina erosionada. Desta forma, este estudo teve por objetivo avaliar a resistência adesiva da dentina erosionada após a utilização de um protocolo de aplicação de adesivo baseado no uso de impulso elétrico. A hipótese nula testada foi de que a aplicação de adesivos assistida por impulso elétrico não seria capaz de alterar a resistência adesiva da dentina erosionada logo após a aplicação, ou após 6 meses de envelhecimento.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a resistência adesiva da dentina erosionada após a utilização de técnica de aplicação de adesivo assistida por impulso elétrico.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a resistência adesiva da dentina submetida a um protocolo de erosão laboratorial;
- Comparar a resistência adesiva da dentina erosionada submetida ou não a uma técnica de aplicação de adesivo assistida por impulso elétrico;
- Verificar o comportamento da resistência adesiva após 24h a aplicação do adesivo e após 6 meses de envelhecimento;
- Quantificar, classificar e comparar, após o teste de resistência adesiva, o modo de falha ocorrido.

3 VERSÃO DO ARTIGO EM INGLÊS

Improving bonding to eroded dentin by using an electrically-assisted adhesive application technique.

Improving bonding to eroded dentin by using an electric device.

ABSTRACT

Objectives. The aim of this study was to assess the impact of an electrical device for dental adhesive application (ElectroBond), on the bonding performance of a conventional self-etch adhesive system (SEas) to eroded dentin, 24h and 6 months after water storage.

Materials and Methods. Fourteen human molar dentin surfaces were submitted to an erosive challenge. After that the specimens were bonded using an electro-device; half of them were bonded with the current switched ON (experimental group), while the other half with the current switched OFF (control group). The adhesive tested was a two-step SEas (Clearfil SE Bond). After restorations, specimens were sectioned into sticks and tested for microtensile bond strength (μ TBS) after 24h and 6 months of water ageing. The μ TBS data were subjected to 2-way repeated measures ANOVA and Tukey's HSD test with statistical significance set at 5%.

Results. The microtensile strength (μ TBS) values of the experimental group were higher than those of the control group ($p > 0.0001$). Significant increases were observed in the experimental groups ($p > 0.0001$) after 24 hours (average of 27.36 MPa) and 6 months of aging (average of 22.48 MPa) ($p = 0.026$). Storage significantly reduced the bond strength for all samples ($p = 0.026$); however, the effect of aging was more pronounced in the control group.

Significance. The use of electricity-assisted application technique has proven to enhance the bond strength of a conventional self-etch adhesive system to eroded dentin during time.

KEYWORDS: dentin; dental erosion; adhesion; adhesive; bond strength; Electro-Bond; electric current.

1. INTRODUCTION

Dental erosion is a multifactorial, progressive, and irreversible pathology that has been related to the significant progression of dental wear in the young and adult population.¹ In the most severe cases, dental erosion results in dentinal exposure, becoming a tissue completely affected by demineralization, with loss of mineral content at the entrance of dentinal tubules, and exposure of collagen fibers.^{2,3}

The functional and esthetic problems resulting from advanced dental erosion require direct or indirect restorative procedures,^{4,5} because large areas of dentin are exposed in these clinical conditions.^{3,6-10} The literature is unanimous in stating that adhesion to dentin is a considerable clinical challenge,^{11,12} and that it becomes even more challenging in eroded dentin.¹³⁻¹⁵ Indeed, due to the collapse of collagen fibrils and increased dentin permeability after erosion, the thicker layer of exposed collagen compromises the infiltration and polymerization of the adhesive, resulting in inadequate hybridization.¹⁶ This leads to a reduction in bond strength, increased nanoleakage and, consequently, acceleration of bond degradation.^{2,16-20}

To achieve durable adhesion to eroded dentin, several techniques have been extensively discussed in the literature.^{14,15} Mechanical strategies, such as pretreating the dentin surface with silicon polisher,¹⁶ and abrasion with a diamond bur^{16,21,22} have been proposed to enhance the bond strength and stability to eroded dentin. Additionally, chemical strategies, including 2% aqueous chlorhexidine (CHX) solution^{21,23-27} and 5.2% NaOCl²⁸, have also been investigated.

In 2006 has been proposed an adhesive application protocol based on the use of an electric impulse to promote monomer infiltration.²⁹ The device (ElectroBond; Pasquantonio, Italy) consists of a handpiece that carries an adhesive-filled disposable sponge; a second electrode (i.e., lip clip) is placed intra-orally and connected via an electric circuit, which creates an electrical current via a digitally controlled current modulator.^{30,31} The release of the adhesive is triggered by the electric potential difference between the tooth substrate and the adhesive filled sponge, producing a constant direct electric flow (over 20 μ A) during adhesives application *via* a digitally controlled current

modulator.³⁰ These device is not potentially dangerous for either periodontal or pulp tissues and is compatible with in vivo use.³²⁻³⁴

The rationale for applying an adhesive under electric current is to enhance infiltration of resin monomers into the demineralized dentin collagen matrix. Previous studies have shown that bond strength of each-and-rinse and self-etching adhesives can be increased by assisted adhesive application in sound dentin.^{29,35-40} Although various techniques have been suggested in the literature to enhance the bond strength and stability to eroded dentin,^{14,15} the use of electric current-assisted adhesive application has not been evaluated. Thus, the aim of this study was to evaluate the bond strength to eroded dentin following the utilization of an adhesive protocol based on the use of electrical impulse, The null hypothesis tested was that electrically-assisted adhesive application would not be capable of altering the adhesive resistance of eroded dentin immediately after application or after 6 months of aging.

2. MATERIAL AND METHODS

2.1) Selection and preparation of teeth

Fourteen permanent extracted, caries-free human molars were obtained from the donors after signing an informed consent present in the protocol obtained by the Human Research Ethics Committee (CEPSH) of the Federal University of Santa Catarina (CAAE 39416720.2.0000.0121). The teeth were stored until use in 0,5% chloramine solution at room temperature changed weekly with base in previous studies.^{23-25,27,28,41-43}

Occlusal enamel and root dentin were removed perpendicular to the long axis of each tooth by a low-speed diamond saw under water irrigation (Isomet, Buehler, USA). All specimens received a smear layer standardization by grinding the flat dentin surface with 600-grit SiC paper under running water for 60s (3M ESPE, USA).^{25,28,42} The dentin surfaces were air-dried and carefully checked for absence of enamel, caries, and opening of the pulp chamber. After being processed, all dentin specimens were stored in 0,5% chloramine solution at room temperature.

2.2) *Erosive protocol*

Artificial erosion of the dentin specimens was obtained by cyclic de-and remineralization over a total of 10 days (5 days/week; 2 weeks), as previously described in the literature.⁴²⁻⁴⁵ The specimens were immersed in 0.05 M citric acid solution (anhydrous citric acid, pH 2.3, 10 ml per specimen) (Dinâmica Química Contemporânea, Brazil), six times per day, for 5 min.

After each demineralization challenge, specimens were rinsed with deionized water for 10 s, and then immersed in a remineralizing solution (4.08 mM H₃PO₄, 20.10 mM KCl, 11.90 mM Na₂CO₃, and 1.98 mM CaCl₂ with a pH of 6.7, Dinâmica Química Contemporânea, Brazil), for 60 min. After each cycle, the solutions were replaced, and the pH monitored periodically with the help of pHmetro (SPLabor, Brazil). During the remaining time and till the restorative process, the specimens will be stored in a humid chamber (100% relative humidity) at 4°C, till 1 hour before being processed.⁴⁴ Afterwards, the specimens were randomly divided into 2 groups of 7 teeth each.

2.3) *Adhesive protocols*

The specimens were randomly allocated in a control (C, n=7) and an experimental group (EB, n=7), according to the adhesive application mode. The adhesive agent selected for the hybridization of the specimens was a 2-step self-etch adhesive system (SEas) (CF - Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc., Japan). All step-by-step bonding procedures are described in Table 1. For the experimental groups (CF - EB) the adhesives agents will be applied using an electro-device, ElectroBond (Seti, Italy), which creates an electric potential difference between the dentin (working as cathode) and the adhesive-filled sponge (working as anode), producing a constant direct electric flow (over 20 µA) during adhesives application.^{30,31}

To permit electricity conduction under in vitro bonding conditions, the specimens will be fitted into a copper ring that will be wired to the device.^{29,36} The device will be set at medium power (approximately 70 µA), as previously reported,³⁷ and the electric adhesive applicators used with a continuous brushing motion. Application of both the priming solution and the bonding agent was

conducted with the electric device in the switched-on mode in the experimental group, and in the switched-off mode in the control group.

2.4) Restorative procedures

A 4,5mm thick layer of microhybrid resin composite (G-Aenial Posterior, PA3, GC, Japan) (three increments of 1,5 mm each) were incrementally placed over the bonded dentin surface, and each increment light cured for 20s using a light-emitting-diode light-curing unit set at 1200 mW/cm² (Valo, Ultradent, USA). After being stored for 24 h, in in distilled water, resin dentin bonded sticks with a surface area of approximately 0,9 mm², measured with a digital caliper (Jomarca Digital Caliper, Brazil), were obtained sectioning the specimens longitudinally in mesial to distal and buccal to lingual directions using a low-speed diamond saw (Isomet, Buehler, USA) under constant water irrigation. The resin dentin bonded sticks originating from the same tooth were randomly assigned for immediate testing (24 hours) or testing after 6 months of storage,^{24-26,46,47} in distilled water with 0.4% sodium azide at 37°C.^{26,46,47}

2.5) Microtensile Bond Strength

Resin dentin bonded sticks were attached by their ends to a Geraldeli jig⁴⁸ with cyanoacrylate adhesive and tested under tension in a universal testing machine (Bisco; Schaumburg, IL, USA) at 0.5 mm/min, with a load of 100N, until to failure. The number of sticks that showed premature failure (PF) was recorded for statistical analysis.⁴⁹

2.6) Statistical Analysis

The μ TBS all bonded sticks from the same tooth were averaged for statistical purposes so that the experimental unit in this study was the tooth. Specimens with PTF were included in the tooth mean for statistical analysis, with a value of zero.⁴⁹ The normal distribution of the data was confirmed by the Shapiro–Wilk test ($p>0.05$) and the homogeneity of the samples was verified by the Levene test

($p > 0.05$). The μ TBS data were subjected to 2-way repeated measures ANOVA (groups and times) and Tukey's HSD test with statistical significance set at 5%.

2.7) Failure analysis by stereomicroscopy and FEG-SEM

The failure mode analysis was performed under a stereoscopic microscope (Olympus SZ40; Tokyo, Japan) at 100x magnification. The failures were classified as adhesive/mixed and cohesive.^{28,42,43,45-47,50}

After fracture analysis with the stereomicroscope, representative samples were prepared for FEG-SEM (Field Emission Gun - Scanning Electron Microscope, Philips XL30, Eindhoven, Netherlands) for a more precise analysis of the fracture mode. Samples with the most frequent failure mode of each group were selected, fixed in 2.5% glutaraldehyde in cacodylate buffer solution, dehydrated in ascending concentrations of ethanol, and chemically dried using hexamethyldisilazane. The samples were mounted on aluminum stubs and gold- sputter coated (Sputtering Device 07 120, Balzers Union, Balzers, Liechtenstein).

The samples were placed under the scanning electron microscope, where two photographs were taken for each specimen at different magnifications to obtain a comprehensive view of the entire surface (approximately 280x) and an enlargement of a representative area of the surface (1.33kx).

3. RESULTS

3.1) Microtensile bond strength

The averages and standard deviations of the adhesive bond strength (MPa) of the groups and times tested were presented in the Table 2. The Shapiro–Wilk test found a value of $p=0.98$, while Levene test found $p=0.50$ (for groups), $p=0.96$ (for times) and $p=0.91$ (for interactions), confirming the normal distribution of the data and the homogeneity of the samples. According to 2-way ANOVA, the groups and times tested were significant ($p > 0.0001$ and 0.026 , respectively) (Table 3).

Significant increases in microtensile bond strength (μ TBS) were observed in the experimental groups ($p > 0.0001$) at 24h (average 27.36 MPa) and 6 months of aging (average 22.48MPa) ($p = 0.026$), when compared to the control groups. Storage significantly lowered bond strength for all specimens ($p = 0.026$), but this aging effect was more prominent for the control group (control group: -34,37% after 6 months; Electrobond: -17.83% after 6 month). However, the values in the experimental group remained significantly higher than those in the control group (+113.28%).

3.2) Failure analysis using stereomicroscopy and FEG-SEM

Microscopic observations of specimens from all the groups demonstrated adhesive/mixed failures ranging from 83% to 92%. A few cohesive failures were observed as well, ranging from 2% to 6%, but only before the aging. Storage clearly affected the bonding interface by reducing the number of “cohesive” failures in favor of “adhesive” ones. Pre-testing failures were observed in all groups, with a notable increase observed after 6 months of aging, occurring in both the control group (n: 8, 17%) and the experimental group (n: 3, 6%) (Table 4).

Figures 1 (a-d) and 2 (a-d) show micrographs (FEG-SEM) of the types of failures found for the control and experimental groups after 24h and 6 months.

4. DISCUSSION

This experimental adhesive application protocol employing the use of an electrical device increased the bond strength to microtensile of eroded dentin, corroborating findings from previous studies.^{29,35-40} Therefore, the null hypothesis tested was rejected, since the electrically assisted application of the adhesive clearly altered the bond strength of the eroded dentin 24h after adhesive application (27.36 MPa) (+70.36%) or after 6 months of aging (22.48 MPa) (+113,28%) compared to the control group (16.06 MPa and 10.54 MPa)

It's been speculated that three mechanisms are potentially responsible for the improved results of the specimens bonded with this experimental technique, including a direct electrostatic effect on

polar monomers present in the adhesives, modification of dentin matrix wettability, and enhanced water removal.^{29,36} This technique is based on the concept of iontophoresis. The latter is a non-invasive method for conducting a high concentration of charged, polar or neutral components (ie drugs) by repulsive electromotive force using electrical currents.^{34,51} Since previous studies reported that the use of iontophoretic forces increased the rate of infiltration of ionized substances through dentin (i.e. drugs, anesthetics).⁵¹ According studies, an electric-current-assisted adhesive application could enhance the permeation rate of polar resin monomers (such as: HEMA, 10-MDP, PENTA, BPDM) through the smear layer (regarding the SEAs).^{29,36-38}

For this reason, when an electrical current is produced in the system by the device, an ion migration will be obtained, disposed on either side of the system, in the direction dictated by their charge by means of electromigration and electro-osmosis.^{34,37} Therefore, the positively charged adhesive-filled-sponge (the anode), will drive positively charged monomers into dentin substrate, while the negatively charged dentin substrate (the cathode), will repel negatively charged chemicals, considering that the amount of electrons “delivered” by the generator is balanced by the ionic charge flowing across the dentin.^{29,32,36,36,51}

Iontophoresis may also increase the water substitution rate by modifying water dipoles, consequently favoring water/solvent exchange during resin infiltration.^{51,52} In addition, application of electricity may transiently alter the bio-chemical characteristics of the dentin organic matrix, since collagen fibrils are polar in nature by virtue of the 3.7-debye dipole moment present in the peptide unit of the triple helix.⁵³ Furthermore, the dipoles derived from the water molecules attached to proteoglycan associated lateral chains contribute to the polar nature of collagen, and to the biophysical properties of the dentin organic matrix.^{36,54} Consequently, being collagen and proteoglycans strongly polar and negatively charged, they are subjected to three-dimensional arrangements when submitted into an electric field.^{29,36,38} Moreover, temporary changes in the collagen fibrils structure can occurs, due to subtle modification among the intra and interfibrillar collagen hydrogen bonds.⁵⁵ Those three-

dimensional arrangements of the dentin network may favorably influence adhesive infiltration^{29,36,37} as it's been corroborated by CLSM images, in which higher adhesive infiltration was observed.^{38,40}

In this study, storage significantly lowered bond strength for all specimens ($p=0,026$). This result is in accordance with what was reported in previous systematic reviews where, a significant reduction in bond strength values for eroded dentin were reported after a period of ageing variable from 6 months to 3 years.^{14,15} However, this aging effect was more prominent for the control group. However, the values in the experimental group remained significantly higher than those in the control group (Table 3).

The literature unanimously underscores that long term dentin adhesion is a significant clinical challenge.^{11,12,17,20} This challenge becomes even more pronounced in eroded dentin.^{14,15} Indeed, due to the collapse of collagen fibers and increased dentin permeability after erosion, the thicker layer of exposed collagen compromises adhesive infiltration and polymerization, resulting in inadequate hybridization.¹⁶ This leads to reduced bond strength, increased nanoleakage, and consequently, accelerated degradation of the hybrid layer.^{2,16-18,20}

Significant increases in microtensile bond strength were observed for different simplified Self-Etch Adhesives (SEAs) (Clearfil S3 Bond: 46.2 ± 17.1 MPa vs. 38.9 ± 8.3 MPa control group before thermocycling (+18.76%), 47.2 ± 8.6 MPa vs. 33.6 ± 8.3 MPa control group after thermocycling (+40.47%); Xeno III, Dentsply: 39.3 ± 6.6 MPa vs. 25.5 ± 5.9 MPa control group (+54.12%); Adper Prompt L-Pop, 3M: 41.5 ± 7.0 MPa vs. 22.2 ± 5.7 MPa control group (+86.93%),^{36,39} and in conventional SEAs (Clearfil Protect Bond: 48.9 ± 10.3 MPa vs. 36.6 ± 8.4 MPa control group (+33.60%); Clearfil SE Bond: 47.32 ± 8.5 MPa vs 37.66 ± 7.5 MPa control group immediately (+25.65%), 42.39 ± 10.7 MPa vs 28.15 ± 4.9 MPa control group after 1 year storage (+50.58%)),^{36,40} when they were bonded to sound dentin using the electrically-assisted application technique (ElectroBond). Therefore, we can find different percentage increase in bond strength to sound dentin between the control and experimental groups ranging from 18,76% to 86,93 after 24h, 40,47% after thermocycling and 50,58% after 1 year storage. Those differences could be related for

example to different intensity and voltage of the electrical current, time of application and differences between the adhesives tested, such as monomer molecular size, relative concentration, characteristics of ionic monomers and the pH of the solution.

Comparing the bond strength results to eroded dentin obtained in the present study (27.36 ± 6.18 MPa vs. 16.06 ± 5.48 MPa for the control group before aging (+70.36%); 22.47 ± 5.69 MPa vs. 10.54 ± 5.89 MPa after 6 months of aging (+113.28%)) with the previously cited results obtained to sound dentin, it can be noted that the average values are lower for both the control and experimental groups. However, comparing the percentage increase in bond strength between the control and experimental groups with data from previous studies, we can observe a greater increase.

Due to the morphology of eroded dentin,^{3,8-10} and the results obtained, we can speculate that the mechanisms of action mentioned above for this experimental strategy^{29,36-38} may have contributed to a significant increase in adhesive bond strength over time.

In recent years, several techniques have been suggested to achieve durable adhesion to eroded dentin.^{14,15} Mechanical strategies, such as pretreating the dentin surface with silicon polisher (28.3 ± 9.9 MPa for eroded dentin vs 30.5 ± 13.6 for sound dentin after 24h) (3.5 ± 4.9 MPa for eroded dentin vs 25.8 ± 12.2 for sound dentin after 1 year of ageing),¹⁶ and abrasion with a diamond bur (33.2 ± 12.4 MPa for eroded dentin vs 34.6 ± 11.8 for sound dentin after 24h) (16.1 ± 14.2 MPa for eroded dentin vs 20.2 ± 9.2 for sound dentin after 1 year of aging)¹⁶ have been proposed to enhance the bond strength and stability to eroded dentin, after use of conventional SEAs (Clearfil SE Bond).

The abovementioned preparation techniques cited were chosen to investigate the level of invasiveness required for achieving durable, long-term bonding with eroded dentin. Notably, differences in the efficiency of hybridization associated with the chosen surface preparation methods became most pronounced after one year of water aging. This could be directly attributed to the less effective removal of demineralized (eroded) dentin.

Additionally, chemical strategies, including 2% aqueous chlorhexidine (CHX) solution^{21,23-27} and 5.2% NaOCl,²⁸ have also been investigated. However, contradictory behaviors regarding

adhesive strength to eroded dentin after the use of 2% CHX are observed in the literature. On one hand, studies have reported favorable results following the use of 2% CHX,^{23,25} while other studies have found unfavorable results compared to untreated or sound eroded dentin^{21,24,26} (from 16 MPa to 5.4 MPa after 1 year,²⁴ suggesting accelerated degradation of the adhesive interface, reducing its longevity.^{23,24,26} In contrast, the use of NaOCl resulted in highly favorable bond strength values (Scotch Bond Universal (SE): 42.9 ± 3.3 MPa vs 34.5 ± 5.4 MPa control group immediately (+24.3%), 40.2 ± 3.1 MPa vs 21.4 ± 5.4 MPa control group after 1 year storage (+87.8%)), with stable bond strength values after 3 years of storage (-6.2% after 3 years of aging).²⁸

This finding suggests that the use of NaOCl before adhesive protocols was able to minimize the degradation of the adhesive interface and preserve it.²⁸

In the present study, storage clearly affected the bonding interface by reducing the number of “cohesive” failures in favor of “adhesive/mixed” ones. Microscopic analysis of samples from all experimental groups revealed adhesive/mixed failures within the range of 83% to 92%. Only a small number of cohesive failures were noted, ranging from 2% (control group) to 6% (experimental group), but exclusively prior to the ageing process (Table 3). Pre-testing failures were observed in all groups, with a notable increase observed after 6 months of aging, occurring in both the control group (n: 8, 17%) and the experimental group (n: 3, 6%) (Table 3).

A limitation of the study lies in the laboratory erosive challenge. Currently, there are various erosive protocols documented in the literature.¹⁴ For this study, we opted for one of the most widely employed protocols.⁴²⁻⁴⁵ Nevertheless, it's essential to acknowledge that variations, such as alterations in the composition of the demineralizing/remineralizing solution, the duration and frequency of immersions in these solutions, and the total duration of the erosive cycling, all represent factors that may result in varying degrees of dentin demineralization. Consequently, this could lead to results that are not directly comparable across different studies.

Furthermore, in accordance with other authors in the literature,^{28,43,49} we opted for an accelerated aging with micro-specimens. In fact, there is no universally agreed-upon method for aging

specimens in the microtensile bond test.⁴⁹ This choice, as described in the literature,⁴⁹ may have increased the degradation of the hybrid layer, potentially explaining such a significant loss of adhesive strength after only 6 months of aging.

Although the present laboratory study demonstrated that the bond strength to eroded dentin can be increased through an electrically assisted application of the adhesive, further clinical studies are needed to clarify those effects on in vivo situations.

CONCLUSIONS

According to the results of this in vitro study, the use of electricity-assisted application techniques has proven to enhance the bond strength of a conventional self-etch adhesive system to eroded dentin after 24h (+70.36%) and after 6 months of accelerated aging (+113,28%).

REFERENCES

1. Jaeggi T, Grüninger A, Lussi A. Restorative therapy of erosion. *Monogr Oral Sci* 2006;20:200-14.
2. Prati C, Montebugnoli L, Suppa P, Valdrè G, Mongiorgi R. Permeability and morphology of dentin after erosion induced by acidic drinks. *J Periodontol* 2003;74:428-36.
3. Lussi A, Schlueter N, Rakhmatullina E, Ganss C. Dental erosion – An overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res* 2011;45:2-12.
4. Vailati F, Gruetter L, Belser UC. Adhesively restored anterior maxillary dentitions affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study. *Eur J Esthet Dent* 2013;8:506-30.
5. Wang X, Lussi A. Assessment and management of dental erosion. *Dent Clin North Am* 2010;54:565-78.
6. Lussi A, Carvalho TS. Erosive Tooth Wear: A multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monogr Oral Sci* 2014;25:1-15.
7. Carvalho TS, Colon P, Ganss C, Huysmans MC, Lussi A, Schlueter N, et al. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear—diagnosis and management. *Clin Oral Investig* 2015;19:1557-61.
8. Meumann JH, Drysdale T, Frank RM. Experimental erosion of dentin. *Eur J Oral Sci* 1991;99:457-62.
9. Kinney JH, Balooch M, Haupt DL, Marshall SJ, Marshall GW. Mineral distribution and dimensional changes in human dentin during demineralization. *J Dent Res* 1995;74:1179-84.
10. Ganss C, Lussi A, Schlueter N. Dental erosion as oral disease. Insights in etiological factors and pathomechanisms, and current strategies for prevention and therapy. *Am J Dent* 2012;25:351-64.
11. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent* 2020;22:7-34.

12. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-32.
13. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res* 2012;91:351-7.
14. de Rossi GRC, Pasquantonio G, Özcan M, Maziero Volpato CA. Adhesion of resin-based materials to eroded dentin: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Sci Technol* 2022;36:701-15.
15. Wiegand A, Lechte C, Kanzow P. Adhesion to eroded enamel and dentin: systematic review and meta-analysis. *Dent Mater* 2021;37:1845-53.
16. Zimmerli B, De Munck J, Lussi A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clin Oral Investig* 2012;16:1451-61.
17. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20:18-25.
18. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. *J Biomed Mater Res* 2003;66B:324-30.
19. Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16:6-12.
20. Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SCN, Yiu CKY, et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res* 2003;82:537-41.
21. Deari S, Wegehaupt FJ, Tauböck TT, Attin T. Influence of different pretreatments on the microtensile bond strength to eroded dentin. *J Adhes Dent* 2017;19:147-55.
22. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, de Freitas PM, Azambuja N, Esteves-Oliveira M, Gutknecht N, et al. Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci* 2015;30:17-26.

23. Costa CAG de, Passos VF, Neri JR, Mendonça JS, Santiago SL. Effect of metalloproteinase inhibitors on bond strength of a self-etching adhesive on erosively demineralized dentin. *J Adhes Dent* 2019;21:337-44.
24. Francisconi-dos-Rios LF, Casas-Apayco LC, Calabria MP, Francisconi PAS, Borges AFS, Wang L. Role of chlorhexidine in bond strength to artificially eroded dentin over time. *J Adhes Dent* 2015;17:133-9.
25. Francisconi-dos-Rios LF, Calabria MP, Casas-Apayco LC, Honório HM, Carrilho MRDO, Pereira JC, et al. Chlorhexidine does not improve but preserves bond strength to eroded dentin. *Am J Dent* 2015;28:28-32.
26. Giacomini M, Scaffa P, Chaves L, Vidal C, Machado T, Honório H, et al. Role of proteolytic enzyme inhibitors on carious and eroded dentin associated with a universal bonding system. *Oper Dent* 2017;42:E188–96.
27. Moda MD, Fagundes TC, Briso ALF, dos Santos PH. Analysis of the bond interface between self-adhesive resin cement to eroded dentin in vitro. *PLoS One* 2018;13:e0208024.
28. Siqueira F, Cardenas A, Gomes G, Chibinski A, Gomes O, Bandeca M, et al. Three-year effects of deproteinization on the in vitro durability of resin/dentin-eroded interfaces. *Oper Dent* 2018;43:60-70.
29. Pasquantonio G, Tay FR, Mazzoni A, Suppa P, Ruggeri A, Falconi M, et al. Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2007;23:513-8.
30. Pasquantonio G, Breschi L, Petrone A. Method and device for preparing the hard structures of teeth for the application of dental restorative materials. US Patent, 6,641,396; November 4, 2003.
31. Pasquantonio G, Breschi L, Mancini E. Metodo e dispositivo per preparare le strutture dure dei denti alla applicazione di materiali da restauro odontoiatrici, n.d. IT Patent, 11.P2140.12.IT.4; June 15, 2021.
32. Jastrzebska M, Kocot A. Ionic diffusion and space charge polarization in structural characterization of biological tissues. *Eur Phys J E* 2004;14:137-42.

33. Daskalov I, Indjov B, Mudrov M. Electrical dental pulp testing. Defining parameters for proper instrumentation. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1997;16:46-50.
34. Krizaj D, Jan J, Valencic V. Modeling AC current conduction through a human tooth. *Bioelectromagnetics* 2004;25:185-95.
35. Maciel CM, Souto TCV, Pinto B de A, Silva-Concilio LR, Baroudi K, Vitti RP. Adhesive systems applied to dentin substrate under electric current; systematic review. *Restor Dent Endod* 2021;46:1-9.
36. Breschi L, Mazzoni A, Pashley DH, Pasquantonio G, Ruggeri A, Suppa P, et al. Electric-current-assisted application of self-etch adhesives to dentin. *J Dent Res* 2006;85:1092-6.
37. Mazzoni A, Visintini E, Vita F, Pasquantonio G, Saboia VPA, Ruggeri A, et al. ElectroBond improves immediate dentin microtensile bond strength of two etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent* 2009;11:27-33.
38. Guarda MB, Di Nizo PT, Abuna GF, Catelan A, Sinhoreti MAC, Vitti RP. Effect of electric current-assisted application of adhesives on their bond strength and quality. *J Adhes Dent* 2020;22:393-8.
39. Visintini E, Mazzoni A, Vita F, Pasquantonio G, Cadenaro M, Di Lenarda R, et al. Effects of thermocycling and use of ElectroBond on microtensile strength and nanoleakage using commercial one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2008;116:564-70.
40. Bertolo MVL, Guarda MB, Fronza BM, Abuna GF, Vitti RP, Geraldeli S, et al. Electric current effects on bond strength, nanoleakage, degree of conversion and dentinal infiltration of adhesive systems. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021;119.
41. Zumstein K, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. The effect of SnCl₂/AmF pretreatment on short- and long-term bond strength to eroded dentin. *Biomed Res Int* 2018;2018:1-8.
42. Siqueira FSF de, Hilgemberg B, Araujo LCR, Hass V, Bandeca MC, Reis A, et al. Effect of phosphoric acid containing MMP-inactivator on the properties of resin bonding to eroded dentin. *J Adhes Dent* 2019;21:149-58.

43. de Siqueira FSF, Hilgemberg B, Araujo LCR, Hass V, Bandeca MC, Gomes JC, et al. Improving bonding to eroded dentin by using collagen cross-linking agents: 2 years of water storage. *Clin Oral Investig* 2020;24:809-22.
44. Flury S, Koch T, Peutzfeldt A, Lussi A, Ganss C. The effect of a tin-containing fluoride mouth rinse on the bond between resin composite and erosively demineralised dentin. *Clin Oral Investig* 2013;17:217-25.
45. Siqueira FSF, Cardenas AM, Ocampo JB, Hass V, Bandeca MC, Gomes JC, et al. Bonding performance of universal adhesives to eroded dentin. *J Adhes Dent* 2018;20:121-32.
46. Cruz JB, Bonini G, Lenzi TL, Imparato JCP, Raggio DP. Bonding stability of adhesive systems to eroded dentin. *Braz Oral Res* 2015;29:1-6.
47. Forgerini TV, Ribeiro JF, Rocha R de O, Soares FZM, Lenzi TL. Role of etching mode on bonding longevity of a universal adhesive to eroded dentin. *J Adhes Dent* 2017;19:69-75.
48. Perdigo J, Geraldeli S, Carmo ARP, Dutra HR. In vivo Influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent* 2002;14:31-8.
49. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater* 2017;33:133–43.
50. Cruz JB, Lenzi TL, Tedesco TK, Guglielmi C de AB, Raggio DP. Eroded dentin does not jeopardize the bond strength of adhesive restorative materials. *Braz Oral Res* 2012;26:306-12.
51. Pashley DH, Livingston MJ, Outhwaite WC. Dentin permeability: changes produced by iontophoresis. *J Dent Res* 1978;57:77-82.
52. Pashley DH, Agee KA, Carvalho RM, Lee K-W, Tay FR, Callison TE. Effects of water and water-free polar solvents on the tensile properties of demineralized dentin. *Dent Mater* 2003;19:347-52.
53. Pethig R. Dielectric properties of body tissues. *Clin Phys Physiol Meas* 1987;8:5-12.
54. Chiu R, Li W, Herber RP, Marshall SJ, Young M, Ho SP. Effects of biglycan on physico-chemical properties of ligament-mineralized tissue attachment sites. *Arch Oral Biol* 2012;57:177-87.

55. Jayasuriya AC, Scheinbeim JJ, Lubkin V, Bennett G, Kramer P. Piezoelectric and mechanical properties in bovine cornea. *J Biomed Mater Res* 2003;66A:260-5.

Tables

Table 1. Control and experimental groups, adhesive systems, composition, and application mode.

Adhesive	Composition	Groups	Application mode
Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake; Tokyo, Japan)	Primer: 10-MDP, HEMA, hydrophilic dimethacrylate, di- camphoroquinone, N, N-diethanol-p- toluidine, water. Bond: 10-MDP, bis- GMA, HEMA, hydrophobic dimethacrylate, N,N- diethanol-p-toluidine, silanated colloidal silica, CQ.	CF – EB (n:7)	<ul style="list-style-type: none"> – Scrub the surface with the primer through an electric adhesive applicator (electric current switched ON) for 20s, mild air stream. – Apply the bond with an electric adhesive applicator (electric current switched ON), gentle air stream and light cure for 10s at 1200 mW/cm²
		CF – C (n:7)	<ul style="list-style-type: none"> – Scrub the surface with the primer through an electric adhesive applicator (electric current switched OFF) for 20s, mild air stream. – Apply the bond with an electric adhesive applicator (electric current switched OFF), gentle air stream and light cure for 10s at 1200 mW/cm²
* The materials were applied according to the recommendations of their respective manufacturers. Bis-GMA: bisphenolglycidyl methacrylate; HEMA: 2-hydroxyethyl methacrylate; MDP: methacryloyloxydecylhydrogen phosphate; CQ: camphorquinone; CF - C: Clearfil SE Bond – Control; CF - EB: Clearfil SE Bond – ElectroBond.			

Table 2. Averages and standard deviations of the adhesive bond strength (MPa) of the groups and times tested.

Groups	Control		ElectroBond	
	24h	6 month	24h	6 month
Tooth # 1	13.88	12.38	28.30	19.66
Tooth # 2	9.19	1.78	23.34	17.68
Tooth # 3	12.11	7.41	22.02	20.43
Tooth # 4	15.76	9.04	35.03	32.80
Tooth # 5	14.54	10.26	34.20	27.79
Tooth # 6	22.95	21.27	29.80	21.25
Tooth # 7	23.97	11.65	18.85	17.72
Total (MPa)	16.06 ± 5.48	10.54 ± 5.90	27.36 ± 6.19	22.48 ± 5.69

Table 3. Two-way ANOVA of adhesive bond strength for groups and times tested.

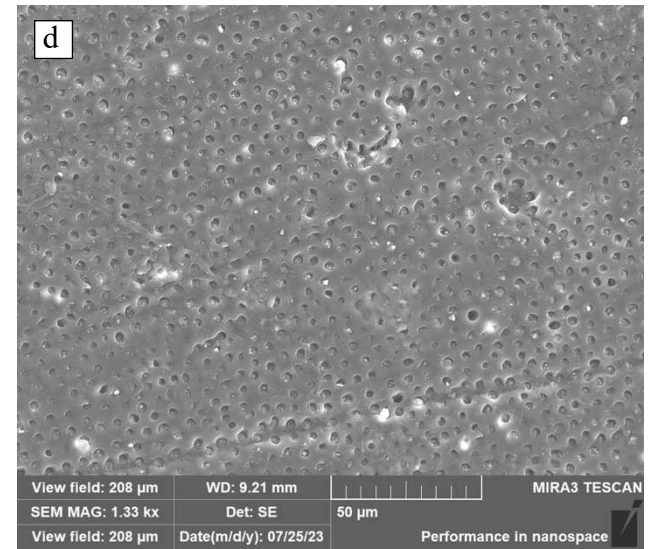
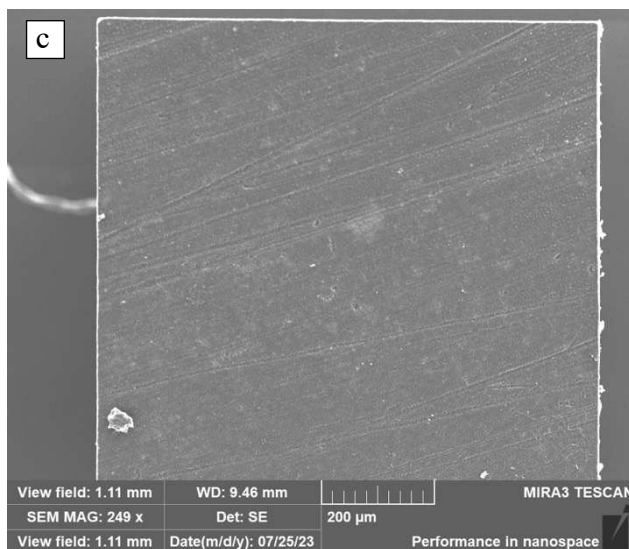
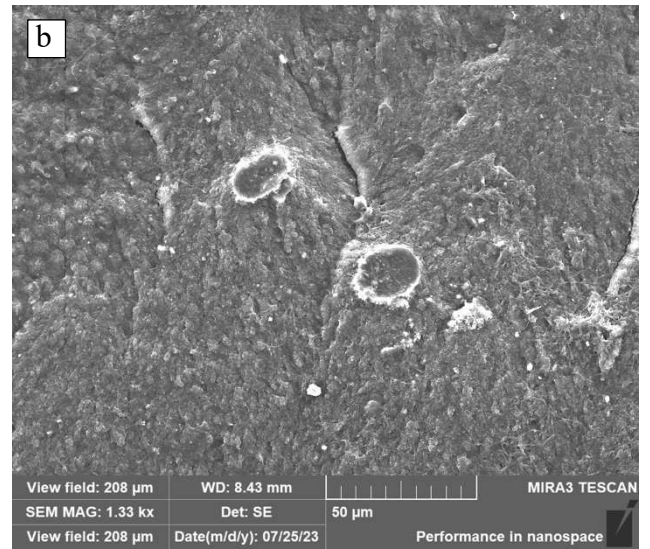
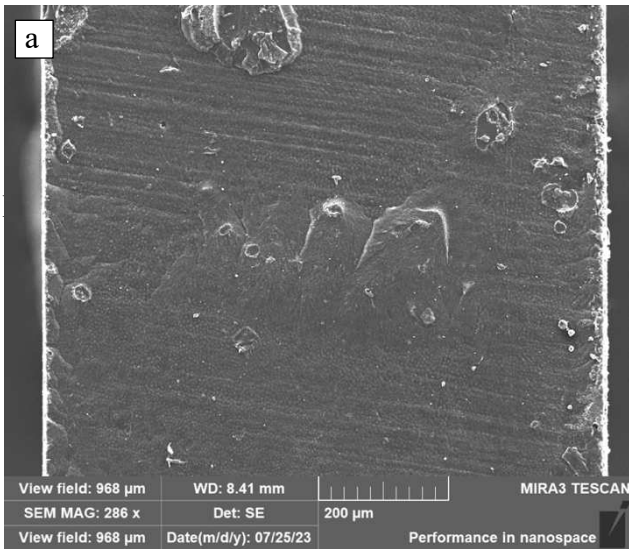
Variation factor	df	SS	MS	F	P
Groups	1	945.29	945.29	27.9332	<0.001
Times	1	189.44	189.44	5.5978	0.026
Groups x Times	1	0.69	0.69	0.0205	0.887
Error	24	812.18	33.84		
Total	27	1947.60			

Table 4. Number of specimens and percentage according to the failure mode.

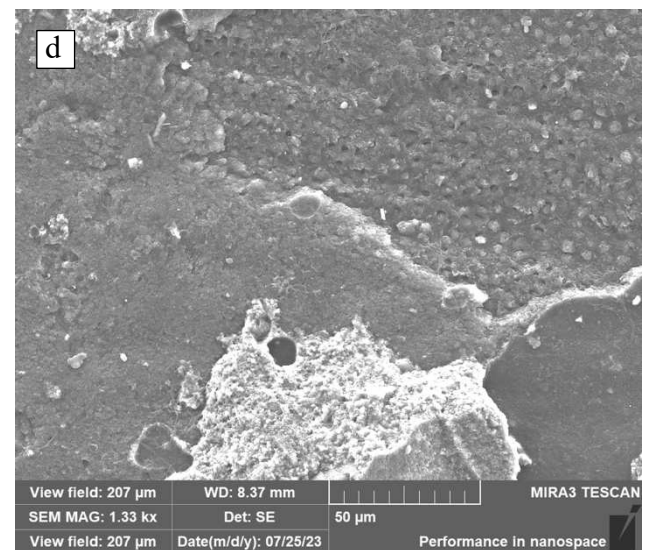
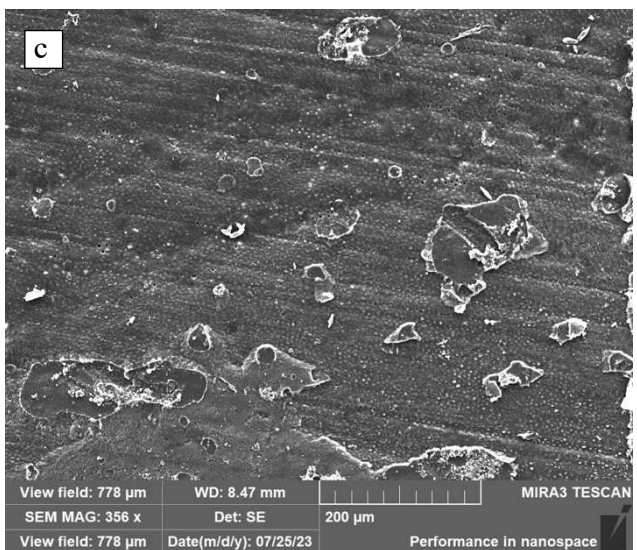
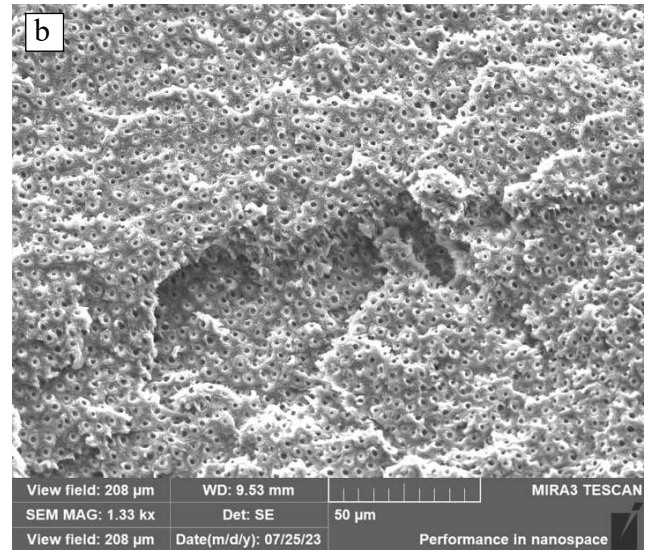
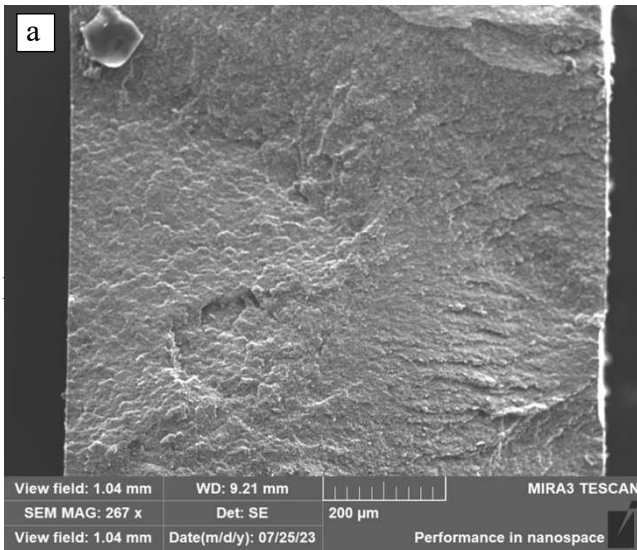
Groups	Control		ElectroBond	
	24h	6 meses	24h	6 meses
Adhesive / Mixed failure	41 (91%)	39 (83%)	46 (92%)	48 (94%)
Cohesive failure	1 (2%)	0 (0%)	3 (6%)	0 (0%)
Pre-failures	3 (7%)	8 (17%)	1 (2%)	3 (6%)

Figures

Figures 1. Sample micrographs of the control group showing a mixed failures after 24 h (figures a and b) and after 6 months of aging (figures c and d).



Figures 2. Sample micrographs of the experimental group showing a cohesive failures after 24 h (figures a and b) and after 6 months of aging (figures c and d).



REFERÊNCIAS

AHMED, M. H.; DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; PEUMANS, M.; YOSHIHARA, K.; VAN MEERBEEK, B. Do universal adhesives benefit from an extra bonding layer? **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 21, n. 2, p. 117–132, 2019.

ALBUQUERQUE, M.; PEGORARO, M.; MATTEI, G.; REIS, A.; LOGUERCIO, A. D. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. **Operative Dentistry**, v. 33, n. 5, p. 564–570, 2008.

ALEX, G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? **Compendium of continuing education in dentistry**, v. 36, n. 1, p. 15–26, 2015.

AMSLER, F.; PEUTZFELDT, A.; LUSSI, A.; FLURY, S. 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**, v. 19, n. 2, p. 169–176, 2017.

ARMSTRONG, S.; BRESCHI, L.; ÖZCAN, M.; PFEFFERKORN, F.; FERRARI, M.; VAN MEERBEEK, B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. **Dental Materials**, v. 33, n. 2, p. 133–143, 2017.

AUGUSTO, M.; TORRES, C.; PUCCI, C.; SCHLUETER, N.; BORGES, A. Bond stability of a universal adhesive system to eroded/abraded dentin after deproteinization. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 3, p. 291–300, 2018.

BARRON, R. P.; CARMICHAEL, R. P.; MARCON, M. A.; SÀNDOR, G. K. B. Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. **Journal Canadian Dental Association**, v. 69, n. 2, p. 84–89, 2003.

BARTLETT, D. A personal perspective and update on erosive tooth wear – 10 years on: Part 1 –

Diagnosis and prevention. **British Dental Journal**, v. 221, n. 3, p. 115–119, 2016.

BARTLETT, D.; DUGMORE, C. Pathological or physiological erosion - is there a relationship to age? **Clinical Oral Investigations**, v. 12, n. S1, p. 27–31, 2008.

BARTLETT, D.; SUNDARAM, G. An up to 3-year randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 6, p. 613–7, 2006.

BARTLETT, D. W.; LUSSI, A.; WEST, N. X.; BOUCHARD, P.; SANZ, M.; BOURGEOIS, D. Prevalence of tooth wear on buccal and lingual surfaces and possible risk factors in young European adults. **Journal of Dentistry**, v. 41, n. 11, p. 1007–1013, 2013.

BERGAMIN, A. C. P.; BRIDI, E. C.; AMARAL, F. L. B.; TURSSI, C. P.; BASTING, R. T.; AGUIAR, F. H. B.; FRANÇA, F. M. G. Influence of an arginine-containing toothpaste on bond strength of different adhesive systems to eroded dentin. **General Dentistry**, v. 64, n. 1, p. 67–73, 2016.

BERTOLO, M. V. L.; GUARDA, M. B.; FRONZA, B. M.; ABUNA, G. F.; VITTI, R. P.; GERALDELI, S.; SINHORETI, M. A. C. Electric current effects on bond strength, nanoleakage, degree of conversion and dentinal infiltration of adhesive systems. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 119, n. December 2020, 2021.

BLACK, J. R. Electromigration - A brief survey and some recent results. **IEEE Transactions on Electron Devices**, v. 16, n. 4, p. 338–347, 1969.

BRESCHI, L.; GOBBI, P.; LOPES, M.; PRATI, C.; FALCONI, M.; TETI, G.; MAZZOTTI, G. Immunocytochemical analysis of dentin: A double-labeling technique. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 67A, n. 1, p. 11–17, 2003.

BRESCHI, L.; MAZZONI, A.; PASHLEY, D. H.; PASQUANTONIO, G.; RUGGERI, A.; SUPPA, P.; MAZZOTTI, G.; DI LENARDA, R.; TAY, F. R. Electric-current-assisted application of self-etch adhesives to dentin. **Journal of Dental Research**, v. 85, n. 12, p. 1092–1096, 2006.

BRESCHI, L.; MAZZONI, A.; RUGGERI, A.; CADENARO, M.; DI LENARDA, R.; DE STEFANO DORIGO, E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. **Dental Materials**, v. 24, n. 1, p. 90–101, 2008.

CADENARO, M.; ANTONIOLLI, F.; SAURO, S.; TAY, F. R.; DI LENARDA, R.; PRATI, C.; BIASOTTO, M.; CONTARDO, L.; BRESCHI, L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. **European Journal of Oral Sciences**, v. 113, n. 6, p. 525–530, 2005.

CARRILHO, E.; CARDOSO, M.; MARQUES FERREIRA, M.; MARTO, C.; PAULA, A.; COELHO, A. 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability - a systematic review. **Materials**, v. 12, n. 5, p. 790, 2019.

CARRILHO, M. R. O.; CARVALHO, R. M.; DE GOES, M. F.; DI HIPÓLITO, V.; GERALDELI, S.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; TJÄDERHANE, L. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. **Journal of Dental Research**, v. 86, n. 1, p. 90–94, 2007.

CARVALHO, T. S.; COLON, P.; GANSS, C.; HUYSMANS, M. C.; LUSSI, A.; SCHLUETER, N.; SCHMALZ, G.; SHELLIS, R. P.; TVEIT, A. B.; WIEGAND, A. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear - diagnosis and management. **Clinical Oral Investigations**, v. 19, n. 7, p. 1557–1561, 2015.

CERSOSIMO, M. C. P.; MATOS, A. B.; COUTO, R. S. D.; MARQUES, M. M.; DE FREITAS, P. M. Short-pulse Er:YAG laser increases bond strength of composite resin to sound and eroded dentin. **Journal of Biomedical Optics**, v. 21, n. 4, p. 048001, 2016.

CHIU, R.; LI, W.; HERBER, R. P.; MARSHALL, S. J.; YOUNG, M.; HO, S. P. Effects of biglycan

on physico-chemical properties of ligament-mineralized tissue attachment sites. **Archives of Oral Biology**, v. 57, n. 2, p. 177–187, 2012.

COSTA, C. A. G. DE; PASSOS, V. F.; NERI, J. R.; MENDONÇA, J. S.; SANTIAGO, S. L. Effect of metalloproteinase inhibitors on bond strength of a self-etching adhesive on erosively demineralized dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 21, n. 4, p. 337–344, 2019.

CRUZ, J. B.; LENZI, T. L.; TEDESCO, T. K.; GUGLIELMI, C. DE A. B.; RAGGIO, D. P. Eroded dentin does not jeopardize the bond strength of adhesive restorative materials. **Brazilian Oral Research**, v. 26, n. 4, p. 306–312, 2012.

CRUZ, J. B.; BONINI, G.; LENZI, T. L.; IMPARATO, J. C. P.; RAGGIO, D. P. Bonding stability of adhesive systems to eroded dentin. **Brazilian Oral Research**, v. 29, n. 1, p. 1–6, 7 2015.

DASKALOV, I.; INDJOV, B.; MUDROV, M. Electrical dental pulp testing. defining parameters for proper instrumentation. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 16, n. 1, p. 46–50, 1997.

DE BRITO, G. M. A. P.; SILVA, D. O.; MACEDO, R. F. C.; FERREIRA, M. W. C.; BAUER, J.; PEDROSO, F. D. B.; REIS, A.; SIQUEIRA, F. S. F.; LOGUERCIO, A. D.; CARDENAS, A. F. M. Does the application of additional hydrophobic resin to universal adhesives increase bonding longevity of eroded dentin? **Polymers**, v. 14, n. 13, p. 1–12, 2022.

DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; PEUMANS, M.; POITEVIN, A.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VAN MEERBEEK, B. A Critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. **Journal of Dental Research**, v. 84, n. 2, p. 118–132, 2005.

DE MUNCK, J.; MINE, A.; VAN DEN STEEN, P. E.; VAN LANDUYT, K. L.; POITEVIN, A.; OPDENAKKER, G.; VAN MEERBEEK, B. Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. **European Journal of Oral Sciences**, v. 118, n. 5, p. 494–501,

2010.

DE MUNCK, J.; MINE, A.; POITEVIN, A.; VAN ENDE, A.; CARDOSO, M. V.; VAN LANDUYT, K. L.; PEUMANS, M.; VAN MEERBEEK, B. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. **Journal of Dental Research**, v. 91, n. 4, p. 351–357, 2012.

DE ROSSI, G. R. C.; PASQUANTONIO, G.; ÖZCAN, M.; MAZIERO VOLPATO, C. A. Adhesion of resin-based materials to eroded dentin: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Adhesion Science and Technology**, v. 36, n. 7, p. 701–730, 2022.

DE 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. Improving bonding to eroded dentin by using collagen cross-linking agents: 2 years of water storage. **Clinical Oral Investigations**, v. 24, n. 2, p. 809–822, 2020.

DEARI, S.; WEGEHAUPT, F. J.; TAUBÖCK, T. T.; ATTIN, T. Influence of different pretreatments on the microtensile bond strength to eroded dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 19, n. 2, p. 147–155, 2017.

DING, M.; SHIN, S.-W.; KIM, M.-S.; RYU, J.-J.; LEE, J.-Y. The effect of a desensitizer and CO₂ laser irradiation on bond performance between eroded dentin and resin composite. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 6, n. 3, p. 165, 2014.

EISENBURGER, M.; SHELLIS, R. P.; ADDY, M. Scanning electron microscopy of softened enamel. **Caries Research**, v. 38, n. 1, p. 67–74, 2004.

ELDARRAT, A.; HIGH, A.; KALE, G. M. Age-related changes in cyclic voltammetry and potentiodynamic studies of normal human dentine. **Journal of Materials Science. Materials in Medicine**, v. 14, n. 11, p. 979–984, 2003.

ERMIS, R. B.; UGURLU, M.; AHMED, M. H.; VAN MEERBEEK, B. Universal adhesives benefit from an extra hydrophobic adhesive layer when light cured beforehand. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 21, n. 2, p. 179–188, 2019.

FEITOSA, V. P.; SAURO, S.; OGLIARI, F. A.; OGLIARI, A. O.; YOSHIHARA, K.; ZANCHI, C. H.; CORRER-SOBRINHO, L.; SINHORETI, M. A.; CORRER, A. B.; WATSON, T. F.; VAN MEERBEEK, B. Impact of hydrophilicity and length of spacer chains on the bonding of functional monomers. **Dental Materials**, v. 30, n. 12, p. e317–e323, 2014.

FLURY, S.; KOCH, T.; PEUTZFELDT, A.; LUSSI, A.; GANSS, C. The effect of a tin-containing fluoride mouth rinse on the bond between resin composite and erosively demineralised dentin. **Clinical Oral Investigations**, v. 17, n. 1, p. 217–225, 15 2013.

FLURY, S.; LUSSI, A.; PEUTZFELDT, A. Long-term bond strength of two benzalkonium chloride-modified adhesive systems to eroded dentin. **BioMed Research International**, v. 2017, p. 1–8, 2017.

FORGERINI, T. V.; RIBEIRO, J. F.; ROCHA, R. DE O.; SOARES, F. Z. M.; LENZI, T. L. Role of etching mode on bonding longevity of a universal adhesive to eroded dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 19, n. 1, p. 69–75, 2017.

FRANCISCONI-DOS-RIOS, L. F.; CASAS-APAYCO, L. C.; CALABRIA, M. P.; FRANCISCONI, P. A. S.; BORGES, A. F. S.; WANG, L. Role of chlorhexidine in bond strength to artificially eroded dentin over time. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 17, n. 2, p. 133–139, 2015a.

FRANCISCONI-DOS-RIOS, L. F.; CALABRIA, M. P.; CASAS-APAYCO, L. C.; HONÓRIO, H. M.; CARRILHO, M. R. D. O.; PEREIRA, J. C.; WANG, L. Chlorhexidine does not improve but preserves bond strength to eroded dentin. **American Journal of Dentistry**, v. 28, n. 1, p. 28–32, 2015b.

FRATTES, F. C.; AUGUSTO, M. G.; TORRES, C. R. G.; PUCCI, C. R.; BORGESE, A. B. Bond

strength to eroded enamel and dentin using a universal adhesive system. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 19, n. 2, p. 121–127, 2017.

FUKEGAWA, D.; HAYAKAWA, S.; YOSHIDA, Y.; SUZUKI, K.; OSAKA, A.; VAN MEERBEEK, B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. **Journal of Dental Research**, v. 85, n. 10, p. 941–944, 2006.

GANSS, C. Definition of erosion and links to tooth wear. In: **Dental Erosion**. Basel: KARGER, 2006. p. 9–16.

GANSS, C.; LUSSI, A.; SCHLUETER, N. Dental erosion as oral disease. Insights in etiological factors and pathomechanisms, and current strategies for prevention and therapy. **American Journal of Dentistry**, v. 25, n. 6, p. 351–64, 2012.

GIACOMINI, M.; SCAFFA, P.; CHAVES, L.; VIDAL, C.; MACHADO, T.; HONÓRIO, H.; TJÄDERHANE, L.; WANG, L. Role of proteolytic enzyme inhibitors on carious and eroded dentin associated with a universal bonding system. **Operative Dentistry**, v. 42, n. 6, p. E188–E196, 2017.

GUARDA, M. B.; DI NIZO, P. T.; ABUNA, G. F.; CATELAN, A.; SINHORETI, M. A. C.; VITTI, R. P. Effect of electric current-assisted application of adhesives on their bond strength and quality. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 22, n. 4, p. 393–398, 2020.

HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; SANO, H.; KAGA, M.; OGUCHI, H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 66B, n. 1, p. 324–330, 2003.

HASHIMOTO, M.; SANO, H.; YOSHIDA, E.; HORI, M.; KAGA, M.; OGUCHI, H.; PASHLEY, D. H. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. **Operative Dentistry**, v. 29, n. 4, p. 416–423, 2004a.

HASHIMOTO, M.; ITO, S.; TAY, F. R.; SVIZERO, N. R.; SANO, H.; KAGA, M.; PASHLEY, D. H. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. **Journal of Dental Research**, v. 83, n. 11, p. 843–848, 2004b.

HASHIMOTO, M.; TAY, F. R.; ITO, S.; SANO, H.; KAGA, M.; PASHLEY, D. H. Permeability of adhesive resin films. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 74B, n. 2, p. 699–705, 2005.

HASS, V.; LUQUE-MARTINEZ, I. V.; GUTIERREZ, M. F.; MOREIRA, C. G.; GOTTI, V. B.; FEITOSA, V. P.; KOLLER, G.; OTUKI, M. F.; LOGUERCIO, A. D.; REIS, A. Collagen cross-linkers on dentin bonding: Stability of the adhesive interfaces, degree of conversion of the adhesive, cytotoxicity and in situ MMP inhibition. **Dental Materials**, v. 32, n. 6, p. 732–741, 2016.

HEBLING, J.; PASHLEY, D. H.; TJÄDERHANE, L.; TAY, F. R. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. **Journal of Dental Research**, v. 84, n. 8, p. 741–746, 2005.

IKEDA, T.; DE MUNCK, J.; SHIRAI, K.; HIKITA, K.; INOUE, S.; SANO, H.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Effect of fracture strength of primer–adhesive mixture on bonding effectiveness. **Dental Materials**, v. 21, n. 5, p. 413–420, 2005a.

IKEDA, T.; DE MUNCK, J.; SHIRAI, K.; HIKITA, K.; INOUE, S.; SANO, H.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer–adhesive mixture. **Dental Materials**, v. 21, n. 11, p. 1051–1058, 2005b.

IMFELD, T. Dental erosion. Definition, classification and links. **European Journal of Oral Sciences**, v. 104, n. 2, p. 151–155, 1996.

ITO, S.; TAY, F. R.; HASHIMOTO, M.; YOSHIYAMA, M.; SAITO, T.; BRACKETT, W. W.; WALLER, J. L.; PASHLEY, D. H. Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin

bonding. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 7, n. 2, p. 133–141, 2005.

JACOMINE, J. C.; GIACOMINI, M. C.; AGULHARI, M.; HONÓRIO, H. M.; WANG, L. Twenty-month performance of a universal bonding system on simulated-challenged dentin substrates pretreated with chlorhexidine. **Operative dentistry**, v. 48, n. 2, p. 196–206, 2023.

JAPIASSÚ RESENDE MONTES, M. A.; DE GOES, M. F.; BERNARDI DA CUNHA, M. R.; BORGES SOARES, A. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. **Journal of Dentistry**, v. 29, n. 6, p. 435–441, 2001.

JASTRZEBSKA, M.; KOCOT, A. Ionic diffusion and space charge polarization in structural characterization of biological tissues. **The European Physical Journal E**, v. 14, n. 2, p. 137–142, 2004.

JAYASURIYA, A. C.; SCHEINBEIM, J. I.; LUBKIN, V.; BENNETT, G.; KRAMER, P. Piezoelectric and mechanical properties in bovine cornea. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 66A, n. 2, p. 260–265, 2003.

KING, N. M.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; HASHIMOTO, M.; ITO, S.; BRACKETT, W. W.; GARCÍA-GODOY, F.; SUNICO, M. Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. **American Journal of Dentistry**, v. 18, n. 2, p. 126–134, 2005.

KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; HAUPT, D. L.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. Mineral distribution and dimensional changes in human dentin during demineralization. **Journal of Dental Research**, v. 74, n. 5, p. 1179–1184, 1995.

KREULEN, C. M.; VAN 'T SPIJKER, A.; RODRIGUEZ, J. M.; BRONKHORST, E. M.; CREUGERS, N. H. J.; BARTLETT, D. W. Systematic review of the prevalence of tooth wear in

children and adolescents. **Caries Research**, v. 44, n. 2, p. 151–159, 2010.

KRIZAJ, D.; JAN, J.; VALENCIC, V. Modeling AC current conduction through a human tooth. **Bioelectromagnetics**, v. 25, n. 3, p. 185–195, 2004.

LOGUERCIO, A. D.; REIS, A. Application of a dental adhesive using the self-etch and etch-and-rinse approaches. **The Journal of the American Dental Association**, v. 139, n. 1, p. 53–61, 2008.

LUSSI, A.; HELLWIG, E.; GANSS, C.; JAEGGI, T. Dental Erosion. **Operative Dentistry**, v. 34, n. 3, p. 251–262, 2009.

LUSSI, A.; SCHLUETER, N.; RAKHMATULLINA, E.; GANSS, C. Dental erosion – an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. **Caries Research**, v. 45, n. s1, p. 2–12, 2011.

LUSSI, A.; CARVALHO, T. S. Erosive tooth wear: a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. **Monographs in Oral Science**, v.25, p.1-5, 2014.

LUSSI, A.; JAEGGI, T. Erosion—diagnosis and risk factors. **Clinical Oral Investigations**, v. 12, n. S1, p. 5–13, 29 mar. 2008.

LUSSI, A.; JAEGGI, T.; ZERO, D. The role of diet in the aetiology of dental erosion. **Caries Research**, v. 38, n. 1, p. 34–44, 2004.

LUSSI, A.; JÄGGI, T.; SCHÄRER, S. The influence of different factors on in vitro enamel erosion. **Caries Research**, v. 27, n. 5, p. 387–393, 1993.

MACIEL, C. M.; SOUTO, T. C. V.; PINTO, B. DE A.; SILVA-CONCILIO, L. R.; BAROUDI, K.; VITTI, R. P. Adhesive systems applied to dentin substrate under electric current; systematic review. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 46, n. 4, p. 1–9, 2021.

MALACARNE, J.; CARVALHO, R. M.; DE GOES, M. F.; SVIZERO, N.; PASHLEY, D. H.; TAY,

F. R.; YIU, C. K.; CARRILHO, M. R. DE O. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. **Dental Materials**, v. 22, n. 10, p. 973–980, 2006.

MÄRTEN, A.; FRATZL, P.; PARIS, O.; ZASLANSKY, P. On the mineral in collagen of human crown dentine. **Biomaterials**, v. 31, n. 20, p. 5479–5490, 2010.

MAZZONI, A.; VISINTINI, E.; VITA, F.; PASQUANTONIO, G.; SABOIA, V. P. A.; RUGGERI, A.; DI LENARDA, R.; DORIGO, E.; BRESCHI, L. ElectroBond improves immediate dentin microtensile bond strength of two etch-and-rinse adhesives. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 11, n. 1, p. 27–33, 2009.

MAZZONI, A.; TJÄDERHANE, L.; CHECCHI, V.; DI LENARDA, R.; SALO, T.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; BRESCHI, L. Role of dentin mmps in caries progression and bond stability. **Journal of Dental Research**, v. 94, n. 2, p. 241–251, 2015.

MAZZONI, A.; ANGELONI, V.; SARTORI, N.; DUARTE, S.; MARAVIC, T.; TJÄDERHANE, L.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R.; BRESCHI, L. Substantivity of carbodiimide inhibition on dentinal enzyme activity over time. **Journal of Dental Research**, v. 96, n. 8, p. 902–908, 2017.

MAZZONI, A.; ANGELONI, V.; COMBA, A.; MARAVIC, T.; CADENARO, M.; TEZVERGIL-MUTLUAY, A.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R.; BRESCHI, L. Cross-linking effect on dentin bond strength and MMPs activity. **Dental Materials**, v. 34, n. 2, p. 288–295, 2018.

MEURMAN, J. H.; DRYSDALE, T.; FRANK, R. M. Experimental erosion of dentin. **European Journal of Oral Sciences**, v. 99, n. 6, p. 457–462, 1991.

MODA, M. D.; FAGUNDES, T. C.; BRISO, A. L. F.; DOS SANTOS, P. H. Analysis of the bond interface between self-adhesive resin cement to eroded dentin in vitro. **PLOS ONE**, v. 13, n. 11, p. e0208024, 2018.

MONTAGNER, A. F.; SARKIS-ONOFRE, R.; PEREIRA-CENCI, T.; CENCI, M. S. MMP Inhibitors on dentin stability. **Journal of Dental Research**, v. 93, n. 8, p. 733–743, 2014.

MOSS, S. J. Dental erosion. **International Dental Journal**, v. 48, n. 6, p. 529–539, 1998.

MUTS, E.-J.; VAN PELT, H.; EDELHOFF, D.; KREJCI, I.; CUNE, M. Tooth wear: A systematic review of treatment options. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 112, n. 4, p. 752–759, 2014.

PADULA, C.; COLOMBO, G.; NICOLI, S.; CATELLANI, P. L.; MASSIMO, G.; SANTI, P. Bioadhesive film for the transdermal delivery of lidocaine: in vitro and in vivo behavior. **Journal of Controlled Release**, v. 88, n. 2, p. 277–285, 2003.

PARISE GRÉ, C.; PEDROLLO LISE, D.; AYRES, A. P.; DE MUNCK, J.; TEZVERGIL-MUTLUAY, A.; SESEOGULLARI-DIRIHAN, R.; LOPES, G. C.; VAN LANDUYT, K.; VAN MEERBEEK, B. Do collagen cross-linkers improve dentin's bonding receptiveness? **Dental Materials**, v. 34, n. 11, p. 1679–1689, 2018.

PASHLEY, D. H.; AGEE, K. A.; CARVALHO, R. M.; LEE, K.-W.; TAY, F. R.; CALLISON, T. E. Effects of water and water-free polar solvents on the tensile properties of demineralized dentin. **Dental Materials**, v. 19, n. 5, p. 347–352, 2003.

PASHLEY, D. H.; TAY, F. R.; BRESCHI, L.; TJÄDERHANE, L.; CARVALHO, R. M.; CARRILHO, M.; TEZVERGIL-MUTLUAY, A. State of the art etch-and-rinse adhesives. **Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 1–16, 2011.

PASHLEY, D. H.; LIVINGSTON, M. J.; OUTHWAITE, W. C. BASIC BIOLOGICAL SCIENCES Dentin permeability: changes produced by iontophoresis. **Journal of Dental Research**, v. 57, n. 1, p. 77–82, 1978.

PASHLEY, D.; OKABE, A.; PARHAM, P. The relationship between dentin microhardness and

tubule density. **Dental Traumatology**, v. 1, n. 5, p. 176–179, 1985.

PASHLEY, E. L.; AGEE, K. A.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. **Journal of Dentistry**, v. 30, n. 2–3, p. 83–90, 2002.

PASQUANTONIO, G.; BRESCHI, L.; PETRONE, A. A method and device for preparing the hard structures of teeth for the application of dental restorative materials. **US Patent**, 6,641,396, 2003.

PASQUANTONIO, G.; BRESCHI, L.; MANCINI, E. Metodo e dispositivo per preparare le strutture dure dei denti alla applicazione di materiali da restauro odontoiatrici. **IT Patent**, 11.P2140.12.IT.4, 2021.

PASQUANTONIO, G.; TAY, F. R.; MAZZONI, A.; SUPPA, P.; RUGGERI, A.; FALCONI, M.; DI LENARDA, R.; BRESCHI, L. Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. **Dental Materials**, v. 23, n. 4, p. 513–518, 2007.

PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B.; BRAEM, M.; YILDIZ, E.; YÜCEL, T.; VANHERLE, G. The interaction of adhesive systems with human dentin. **American Journal of Dentistry**, v. 9, n. 4, p. 167–173, 1996.

PERDIGÃO, J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. **Dental Materials**, v. 26, n. 2, p. e24–e37, 2010.

PERDIGÃO, J.; CEBALLOS, L.; GIRÁLDEZ, I.; BARACCO, B.; FUENTES, M. V. Effect of a hydrophobic bonding resin on the 36-month performance of a universal adhesive—a randomized clinical trial. **Clinical Oral Investigations**, v. 24, n. 2, p. 765–776, 2020.

PERDIGÃO, J.; GERALDELI, S.; CARMO, A. R. P.; DUTRA, H. R. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. **Journal of Esthetic and**

Restorative Dentistry, v. 14, n. 1, p. 31–38, 2002

PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding--questions for the new millennium. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 1, n. 3, p. 191–209, 1999.

PETHIG, R. Dielectric properties of body tissues. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 8, n. 4A, p. 5–12, 1987.

PEUMANS, M.; KANUMILLI, P.; DEMUNCK, J.; VANLANDUYT, K.; LAMBRECHTS, P.; VANMEERBEEK, B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. **Dental Materials**, v. 21, n. 9, p. 864–881, 2005.

PEUMANS, M.; DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K. L.; POITEVIN, A.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. **Clinical Oral Investigations**, v. 16, n. 1, p. 129–137, 2012.

PEUMANS, M.; DE MUNCK, J.; MINE, A.; VAN MEERBEEK, B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. **Dental Materials**, v. 30, n. 10, p. 1089–1103, 2014.

PEUMANS, M.; DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; VAN MEERBEEK, B. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. **Dental Materials**, v. 31, n. 3, p. 308–314, 2015.

PRATI, C.; MONTEBUGNOLI, L.; SUPPA, P.; VALDRÈ, G.; MONGIORGI, R. Permeability and morphology of dentin after erosion induced by acidic drinks. **Journal of Periodontology**, v. 74, n. 4, p. 428–436, 2003.

PUAPICHARTDUMRONG, P.; IKEDA, H.; SUDA, H. Facilitation of iontophoretic drug delivery through intact and caries-affected dentine. **International Endodontic Journal**, v. 36, n. 10, p. 674–

681, 2003.

RAMOS, T. M.; RAMOS-OLIVEIRA, T. M.; DE FREITAS, P. M.; AZAMBUJA, N.; ESTEVES-OLIVEIRA, M.; GUTKNECHT, N.; DE PAULA EDUARDO, C. Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. **Lasers in Medical Science**, v. 30, n. 1, p. 17–26, 7, 2015.

REIS, A. F.; GIANNINI, M.; PEREIRA, P. N. R. Influence of water-storage time on the sorption and solubility behavior of current adhesives and primer/adhesive mixtures. **Operative Dentistry**, v. 32, n. 1, p. 53–59, 2007.

SALAS, M. M. S.; NASCIMENTO, G. G.; HUYSMANS, M. C.; DEMARCO, F. F. Estimated prevalence of erosive tooth wear in permanent teeth of children and adolescents: An epidemiological systematic review and meta-regression analysis. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 1, p. 42–50, 2015.

SANO, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; HORNER, J. A.; MATTHEWS, W. G.; PASHLEY, D. H. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. **Operative dentistry**, v. 20, n. 1, p. 18–25, 1995.

SCOTT, J. E. Proteoglycan-fibrillar collagen interactions. **Biochemical Journal**, v. 252, n. 2, p. 313–323, 1988.

SIQUEIRA, F. S. F. DE; HILGEMBERG, B.; ARAUJO, L. C. R.; HASS, V.; BANDECA, M. C.; REIS, A.; GOMES, J. C.; CARDENAS, A. F. M.; LOGUERCIO, A. D. Effect of phosphoric acid containing mmp-inactivator on the properties of resin bonding to eroded dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 21, n. 2, p. 149–158, 2019.

SIQUEIRA, F.; CARDENAS, A.; GOMES, G.; CHIBINSKI, A.; GOMES, O.; BANDECA, M.; LOGUERCIO, A.; GOMES, J. Three-year effects of deproteinization on the in vitro durability of resin/dentin-eroded interfaces. **Operative Dentistry**, v. 43, n. 1, p. 60–70, 2018a.

SIQUEIRA, F. S. F.; CARDENAS, A. M.; OCAMPO, J. B.; HASS, V.; BANDECA, M. C.; GOMES, J. C.; REIS, A.; LOGUERCIO, A. D. Bonding performance of universal adhesives to eroded dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 20, n. 2, p. 121–132, 2018b.

TANAKA, J.; ISHIKAWA, K.; YATANI, H.; YAMASHITA, A.; SUZUKI, K. Correlation of dentin bond durability with water absorption of bonding layer. **Dental Materials Journal**, v. 18, n. 1, p. 11–18, 1999.

TAY, F. R.; HASHIMOTO, M.; PASHLEY, D. H.; PETERS, M. C.; LAI, S. C. N.; YIU, C. K. Y.; CHEONG, C. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. **Journal of Dental Research**, v. 82, n. 7, p. 537–541, 2003.

TAY, F. R.; FRANKENBERGER, R.; KREJCI, I.; BOUILLAGUET, S.; PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M.; LAI, C. N. S. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. **Journal of Dentistry**, v. 32, n. 8, p. 611–621, 2004.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Have dentin adhesives become too hydrophilic? **Journal Canadian Dental Association**, v. 69, n. 11, p. 726–731, 2003a.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. **American Journal of Dentistry**, v. 16, n. 1, p. 6–12, 2003b.

THOMPSON, V. P. The tooth: An analogue for biomimetic materials design and processing. **Dental Materials**, v. 36, n. 1, p. 25–42, jan. 2020.

TOLEDANO, M.; MAZZONI, A.; MONTICELLI, F.; BRESCHI, L.; OSORIO, E.; OSORIO, R. ElectroBond application may improve wetting characteristics of etched dentine. **Journal of Dentistry**, v. 39, n. 2, p. 180–186, fev. 2011.

VAILATI, F.; GRUETTER, L.; BELSER, U. C. Adhesively restored anterior maxillary dentitions

affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study. **The European journal of esthetic dentistry**, v. 8, n. 4, p. 506–30, 2013.

VAN'T SPIJKER, A.; RODRIGUEZ, J. M.; KREULEN, C. M.; BRONKHORST, E. M.; BARTLETT, D. W.; CREUGERS, N. H. J. Prevalence of tooth wear in adults. **The International journal of Prosthodontics**, v. 22, n. 1, p. 35–42, 2009.

VAN LANDUYT, K. L.; DE MUNCK, J.; SNAUWAERT, J.; COUTINHO, E.; POITEVIN, A.; YOSHIDA, Y.; INOUE, S.; PEUMANS, M.; SUZUKI, K.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. **Journal of Dental Research**, v. 84, n. 2, p. 183–188, 2005.

VAN LANDUYT, K. L.; SNAUWAERT, J.; DE MUNCK, J.; COUTINHO, E.; POITEVIN, A.; YOSHIDA, Y.; SUZUKI, K.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. **Journal of Dental Research**, v. 86, n. 8, p. 739–744, 2007a.

VAN LANDUYT, K. L.; SNAUWAERT, J.; DE MUNCK, J.; PEUMANS, M.; YOSHIDA, Y.; POITEVIN, A.; COUTINHO, E.; SUZUKI, K.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. **Biomaterials**, v. 28, n. 26, p. 3757–3785, 2007b.

VAN MEERBEEK, B.; WILLEMS, G.; CELIS, J. P.; ROOS, J. R.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. **Journal of Dental Research**, v. 72, n. 10, p. 1434–1442, 1993.

VAN MEERBEEK, B.; DE MUNCK, J.; YOSHIDA, Y.; INOUE, S.; VARGAS, M.; VIJAY, P.; VAN LANDUYT, K.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Operative Dentistry**, v.28, n.3, p.215-235, 2003.

VAN MEERBEEK, B.; PEUMANS, M.; POITEVIN, A.; MINE, A.; VAN ENDE, A.; NEVES, A.; DE MUNCK, J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. **Dental Materials**, v. 26, n. 2, p. e100–e121, 2010.

VAN MEERBEEK, B.; YOSHIHARA, K.; YOSHIDA, Y.; MINE, A.; J., D. M.; K.L., V. L. State of the art of self-etch adhesives. **Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 17–28, jan. 2011.

VAN MEERBEEK, B.; YOSHIHARA, K.; VAN LANDUYT, K.; YOSHIDA, Y.; PEUMANS, M. From buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. a status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 22, n. 1, p. 7–34, 2020.

VARGAS-FERREIRA, F.; PRAETZEL, J. R.; ARDENGHI, T. M. Prevalence of tooth erosion and associated factors in 11-14-year-old Brazilian schoolchildren. **Journal of Public Health Dentistry**, v. 71, n. 1, p. 6–12, 2011.

VISINTINI, E.; MAZZONI, A.; VITA, F.; PASQUANTONIO, G.; CADENARO, M.; DI LENARDA, R.; BRESCHI, L. Effects of thermocycling and use of ElectroBond on microtensile strength and nanoleakage using commercial one-step self-etch adhesives. **European Journal of Oral Sciences**, v. 116, n. 6, p. 564–570, 2008.

VORONETS, J.; LUSSI, A. Thickness of softened human enamel removed by toothbrush abrasion: an in vitro study. **Clinical Oral Investigations**, v. 14, n. 3, p. 251–256, 2010.

WAGNER, A.; WENDLER, M.; PETSCHERT, A.; BELLI, R.; LOHBAUER, U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 7, p. 800–807, 2014.

WANG, X.; LUSSI, A. Assessment and management of dental erosion. **Dental Clinics of North America**, v. 54, n. 3, p. 565–578, 2010.

WIEGAND, A.; LECHTE, C.; KANZOW, P. Adhesion to eroded enamel and dentin: systematic review and meta-analysis. **Dental Materials**, v. 37, n. 12, p. 1845–1853, 2021.

YOSHIDA, Y.; NAGAKANE, K.; FUKUDA, R.; NAKAYAMA, Y.; OKAZAKI, M.; SHINTANI, H.; INOUE, S.; TAGAWA, Y.; SUZUKI, K.; DE MUNCK, J.; VAN MEERBEEK, B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. **Journal of Dental Research**, v. 83, n. 6, p. 454–458, 2004.

YOSHIDA, Y.; YOSHIHARA, K.; NAGAOKA, N.; HAYAKAWA, S.; TORII, Y.; OGAWA, T.; OSAKA, A.; MEERBEEK, B. V. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. **Journal of Dental Research**, v. 91, n. 4, p. 376–381, 2012.

YOSHIHARA, K.; YOSHIDA, Y.; NAGAOKA, N.; FUKEGAWA, D.; HAYAKAWA, S.; MINE, A.; NAKAMURA, M.; MINAGI, S.; OSAKA, A.; SUZUKI, K.; VAN MEERBEEK, B. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. **Acta Biomaterialia**, v. 6, n. 9, p. 3573–3582, 2010.

YOSHIHARA, K.; YOSHIDA, Y.; HAYAKAWA, S.; NAGAOKA, N.; TORII, Y.; OSAKA, A.; SUZUKI, K.; MINAGI, S.; VAN MEERBEEK, B.; VAN LANDUYT, K. L. Self-etch monomer-calcium salt deposition on dentin. **Journal of Dental Research**, v. 90, n. 5, p. 602–606, 2011a.

YOSHIHARA, K.; YOSHIDA, Y.; HAYAKAWA, S.; NAGAOKA, N.; IRIE, M.; OGAWA, T.; VAN LANDUYT, K. L.; OSAKA, A.; SUZUKI, K.; MINAGI, S.; VAN MEERBEEK, B. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. **Acta Biomaterialia**, v. 7, n. 8, p. 3187–3195, 2011b.

YOSHIHARA, K.; NAGAOKA, N.; HAYAKAWA, S.; OKIHARA, T.; YOSHIDA, Y.; VAN MEERBEEK, B. Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) with hydroxyapatite and dentin. **Dental Materials**, v. 34, n. 7, p. 1072–1081, 2018a.

YOSHIHARA, K.; HAYAKAWA, S.; NAGAOKA, N.; OKIHARA, T.; YOSHIDA, Y.; VAN MEERBEEK, B. Etching efficacy of self-etching functional monomers. **Journal of Dental Research**, v. 97, n. 9, p. 1010–1016, 2018b.

YOSHIHARA, K.; NAGAOKA, N.; YOSHIDA, Y.; VAN MEERBEEK, B.; HAYAKAWA, S. Atomic level observation and structural analysis of phosphoric-acid ester interaction at dentin. **Acta Biomaterialia**, v. 97, p. 544–556, 2019.

YOUNG, A.; AMAECHI, B. T.; DUGMORE, C.; HOLBROOK, P.; NUNN, J.; SCHIFFNER, U.; LUSSI, A.; GANSS, C. Current erosion indices—flawed or valid? Summary. **Clinical Oral Investigations**, v. 12, n. S1, p. 59–63, 2008.

ZERO, D. T. Etiology of dental erosion ? extrinsic factors. **European Journal of Oral Sciences**, v. 104, n. 2, p. 162–177, 1996.

ZHENG, P.; ZARUBA, M.; ATTIN, T.; WIEGAND, A. Effect of different matrix metalloproteinase inhibitors on microtensile bond strength of an etch-and-rinse and a self-etching adhesive to dentin. **Operative Dentistry**, v. 40, n. 1, p. 80–86, 2015.

ZIMMERLI, B.; DE MUNCK, J.; LUSSI, A.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. **Clinical Oral Investigations**, v. 16, n. 5, p. 1451–1461, 2012.

ZUMSTEIN, K.; PEUTZFELDT, A.; LUSSI, A.; FLURY, S. The effect of SnCl₂ /AmF pretreatment on short- and long-term bond strength to eroded dentin. **BioMed Research International**, v. 2018, p. 1–8, 2018.

APÊNDICE A - METODOLOGIA AMPLIADA

Seleção e preparação dos dentes

Quatorze molares humanos permanentes extraídos e livres de cárie foram usados para realizar este estudo. Para que a utilização de dentes humanos fosse legalmente autorizada, este projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEPSH) da Universidade Federal de Santa Catarina em 13/10/2020 (CAAE 39416720.2.0000.0121). Após a aprovação, um documento explicando a pesquisa e o termo de consentimento livre e esclarecido foi apresentado aos doadores pelo pesquisador principal (G.R.C.R.), que após consentimento, coletou as assinaturas nos referidos documentos.

Após a coleta, os dentes foram submetidos à raspagem manual com curetas periodontais (Hu-Friedy Mfg., EUA) e profilaxia com pedra-pomes (SS White, Brasil) e água, com auxílio de escovas Robson (Microdont, Brasil) montadas em contra-ângulo. Em seguida, os dentes foram armazenados até o uso em solução de timol - 0,1% à temperatura ambiente, substituída semanalmente, com base em estudos anteriores (FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015a; FRANCISCONI-DOS-RIOS et al., 2015b; MODA et al., 2018; ZUMSTEIN et al., 2018; SIQUEIRA et al., 2018a; COSTA et al., 2019; SIQUEIRA et al., 2019; SIQUEIRA et al., 2020).

Os dentes foram seccionados por duas vezes, perpendicularmente e ao longo eixo do dente, 2 mm abaixo e 2 mm acima da junção cemento-esmalte, para expor a dentina médio-coronal (Fig.1). O seccionamento foi realizado usando uma serra diamantada de baixa rotação (Isomet, Buehler, EUA) sob irrigação constante.

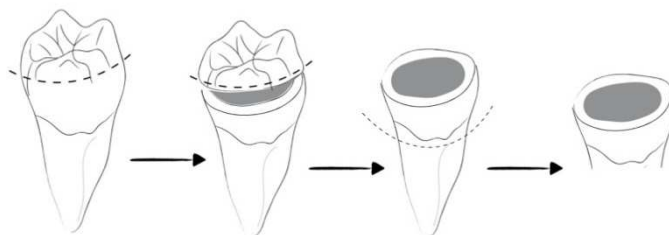


Figura.1: Seccionamento dos dentes.

Todos os espécimens foram submetidos a uma padronização para obtenção da *smear layer*, por meio da retificação da superfície plana de dentina com lixas de papel (SIC) granulação 600 (3M ESPE, EUA), sob água corrente, por 60s. As superfícies de dentina foram secas ao ar e cuidadosamente checadas quanto à ausência de esmalte, cárie e abertura da câmara pulpar. Após o processamento, os espécimens de dentina foram armazenados em solução de cloramina 0,5% em temperatura ambiente.

Protocolo de desmineralização de erosão cíclica

A erosão artificial dos espécimens de dentina foi realizada por desmineralização e remineralização cíclica durante um total de 10 dias (5 dias/semana; durante 2 semanas), conforme previamente descrito na literatura (FLURY et al., 2013; SIQUEIRA et al., 2018b; SIQUEIRA et al., 2019; SIQUEIRA et al., 2020). Os espécimens foram imersos em solução de ácido cítrico 0,05 M (ácido cítrico anidro, pH 2,3, 10 ml por espécimen) (Dinâmica Química Contemporânea, Brasil), seis vezes ao dia, por 5 min.

Após, os espécimens foram lavados com água deionizada por 10s, e imersos em solução remineralizante (4,08 mM de H_3PO_4 , 20,10 mM de KCl, 11,90 mM de Na_2CO_3 , e 1,98 mM de $CaCl_2$ com pH de 6,7, Din Química Contemporânea, Brasil), por 60 min (Fig.2 e 3). Após cada ciclo, as soluções foram substituídas e o pH monitorado periodicamente com auxílio do pHmetro (SPlabor, Brasil). Durante o tempo restante e até o processo restaurador, os espécimens foram armazenados em câmara úmida (100% umidade relativa) a 4°C, até 1 hora antes de serem processados.

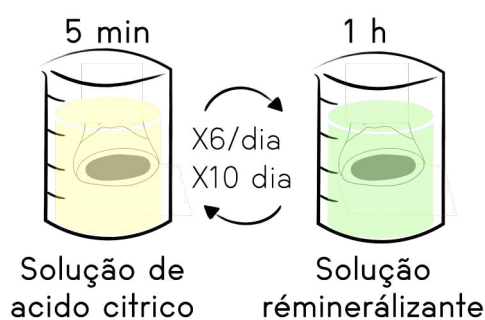
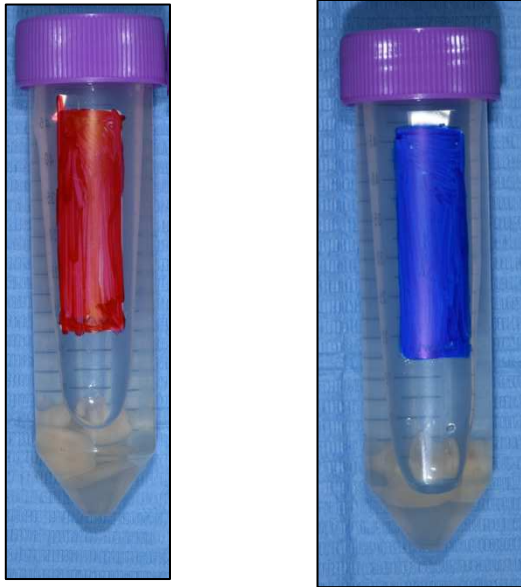


Figura.2: Esquema da ciclagem erosiva



a)

b)

Figura.3: a) Espécimes imersos na solução de ácido cítrico. b) espécimes imersos na solução remineralizante

Desenho do estudo

Os espécimes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos com 7 dentes cada, de acordo com o modo de aplicação do adesivo: C - corrente elétrica desligada (grupo controle), EB - corrente elétrica ligada (grupo ElectroBond).

O agente adesivo selecionado para a hibridização dos espécimes um sistema adesivo autocondicionante de 2 etapas (CF - Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc., Japão). A distribuição dos dentes em grupos de acordo com a forma de aplicação do adesivo pode ser observada na Tabela 1.

Tabela 1. Descrição dos grupos experimentais

Adesivo	Composição	Grupos	Modo de aplicação
Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake; Tokyo, Japan)	Primer: 10-MDP, HEMA, hydrophilic dimethacrylate, di-camphoroquinone, N, N-diethanol-p-toluidine, water.	CF – C (n:7)	<ol style="list-style-type: none"> 1) Esfregue o primer na superfície com um aplicador de adesivo elétrico (corrente elétrica desligada) por 20s, jato de ar suave. 2) Aplicar o adesivo com aplicador de adesivo elétrico (corrente elétrica desligada), jato de ar suave e fotopolimerizar por 20s.
	Bond: 10-MDP, bis-GMA, HEMA, hydrophobic dimethacrylate, N-diethanol-p-toluidine, silanated colloidal silica, CQ.	CF – EB (n:7)	<ol style="list-style-type: none"> 1) Esfregue a superfície com o primer através de um aplicador de adesivo elétrico (corrente elétrica ligada) por 20s, jato de ar suave. 2) Aplicar o adesivo com um aplicador de adesivo elétrico (corrente elétrica ligada), jato de ar suave e fotopolimerizar por 20s.
<p>* Os materiais foram aplicados de acordo com as recomendações de seus respectivos fabricantes. Bis-GMA: metacrilato de bisfenolglicidil; HEMA: 2-hydroxyethyl methacrylate; MDP: methacryloyloxydecylidihydrogen phosphate; CQ: camphorquinone; CF - C: Clearfil SE Bond – Control; CF - EB: Clearfil SE Bond – ElectroBond.</p>			

Procedimentos adesivos

Os espécimens foram alocados aleatoriamente em um grupo controle (C, n=7) e experimental (EB, n=7), de acordo com a modalidade de aplicação do adesivo. Para o grupo experimental (CF-EB), os agentes adesivos foram aplicados por meio de um dispositivo elétrico, ElectroBond (Seti, Itália), que cria uma diferença de potencial elétrico entre a dentina (funcionando como cátodo) e um aplicador preenchido com adesivo (funcionando como ânodo), produzindo um fluxo elétrico direto constante (acima de 20 μ A) durante a aplicação dos adesivos.

No grupo experimental (CF-EB), os espécimens foram colocados em um anel de cobre recoberto de uma gaze umedecida com soro fisiológico, que foi conectado ao dispositivo (Fig.4).

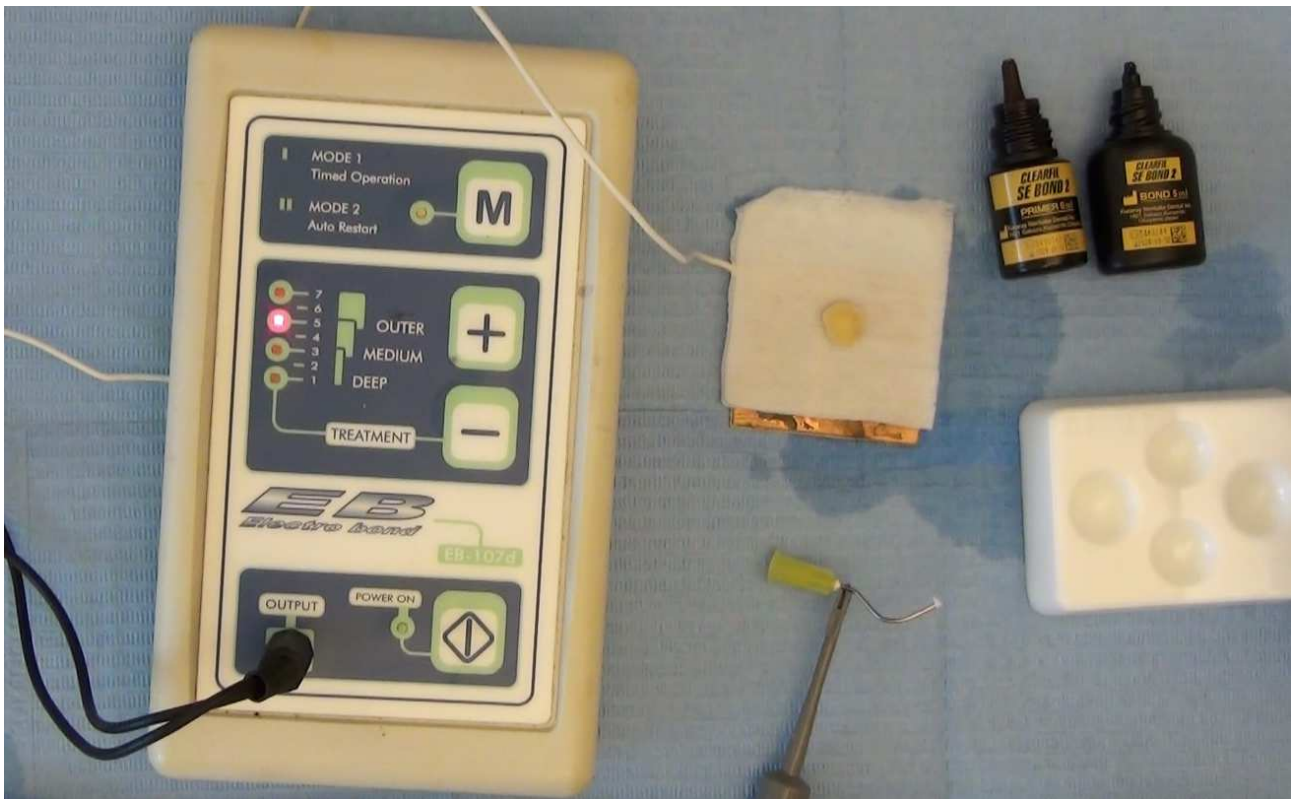


Figura.4: Espécimes sendo colocados no anel de cobre recoberto de uma gaze umedecida.

Durante os procedimentos adesivos, os espécimes foram segurados com uma pinça clínica, a fim de permitir a condução de eletricidade em condições *in vitro*. O dispositivo foi regulado para potência média (aproximadamente 70 μ A). Para cada espécimen foram utilizados dois aplicadores (funcionando como ânodo) conectados ao dispositivo elétrico, respectivamente, um para o primer e outro para o adesivo. Os espécimens não receberam outras modificações superficiais. Após secar a superfície do espécimen com um jato de ar (Fig.5), o primeiro aplicador, embebido de primer (Fig.6), foi esfregado durante 20 segundos na superfície do espécimen, enquanto o dispositivo elétrico estava ligado e regulado na potência média (Fig.7). A intensidade da corrente elétrica foi controlada mediante um amperímetro, mantendo-se constante a 70 μ A (Fig.8)

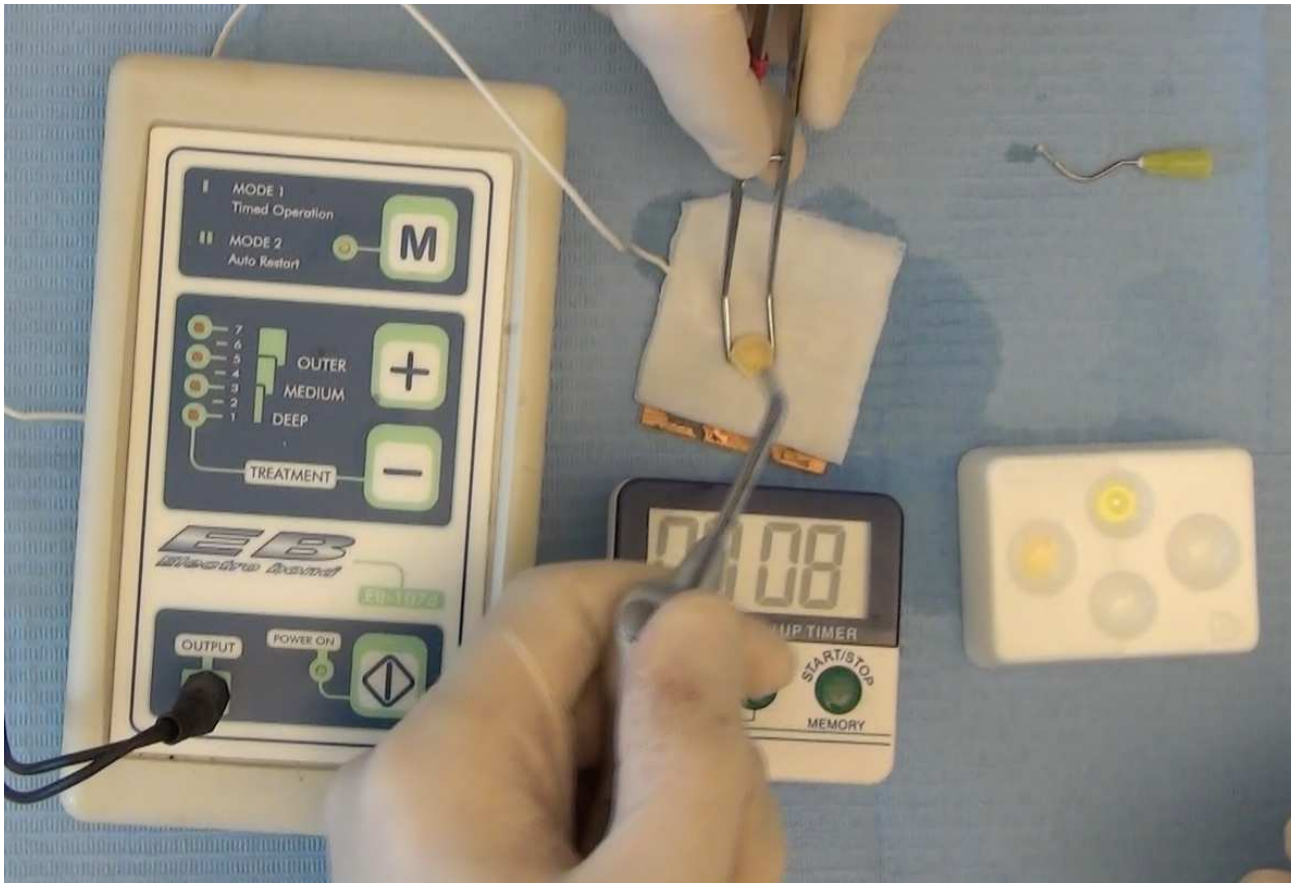


Figura.5: O espécimen sendo secado com um jato de ar.

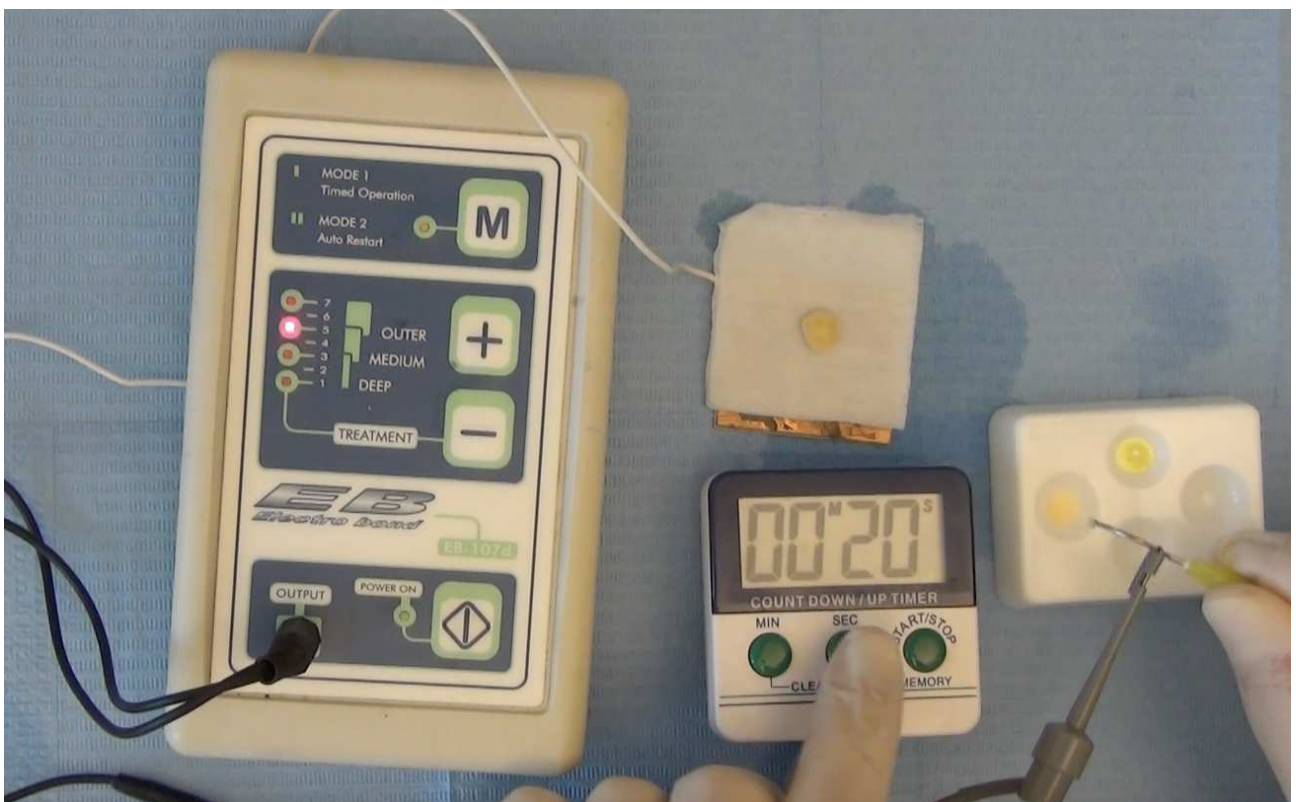


Figura.6: O aplicador sendo embebido de primer.

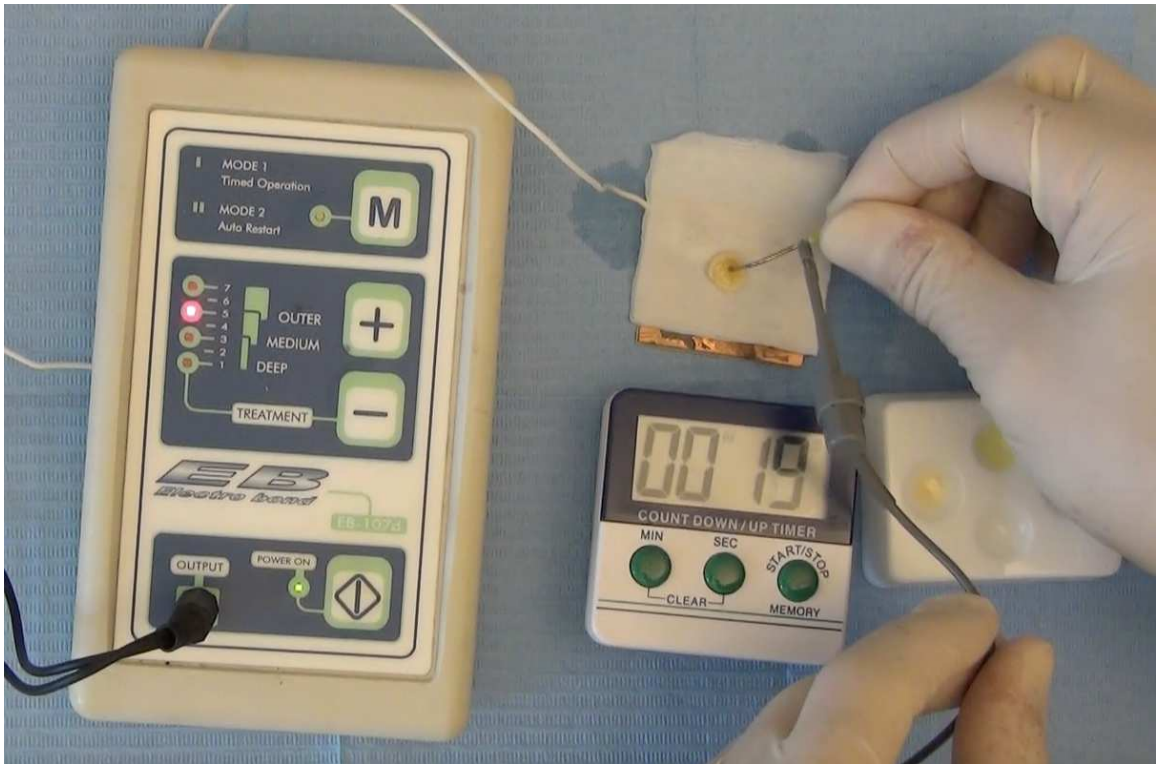


Figura.7: O primer sendo aplicado no espécimen durante 20s, com um movimento de fricção do aplicador.



Figura.8: A intensidade de corrente elétrica sendo controlada mediante um amperímetro.

Após foi aplicado um jato de ar durante 15 segundos para evaporar o solvente (Fig.9).

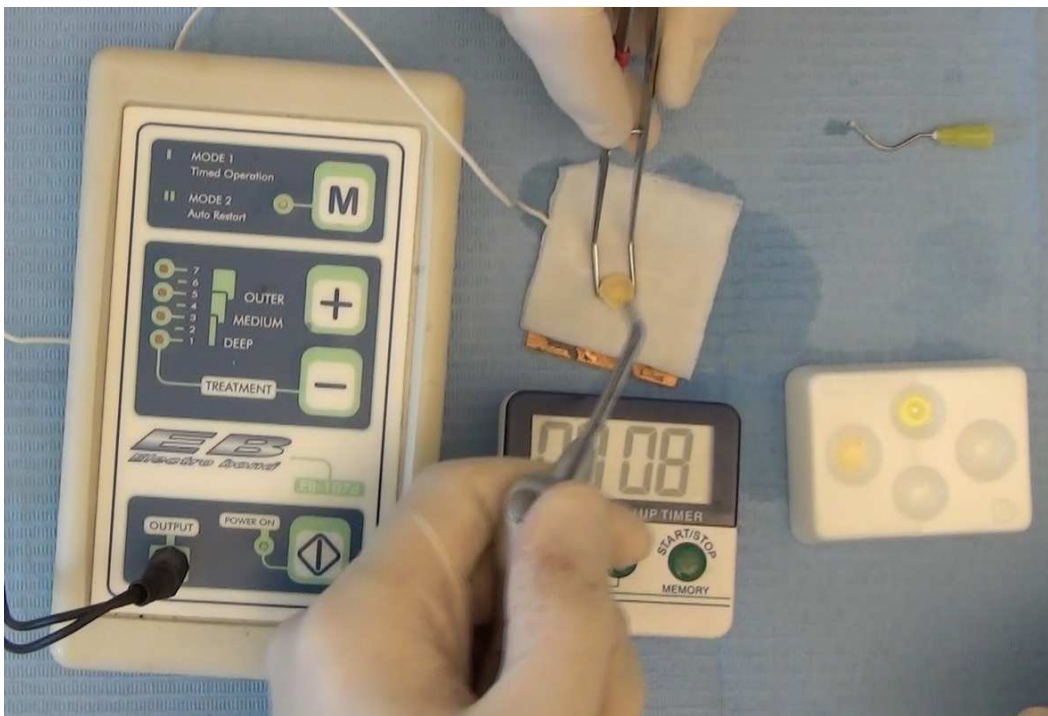


Figura. 9: O espécimen sendo secado durante 15 segundos

Um segundo aplicador, embebido com o adesivo e conectado ao aparelho elétrico, foi esfregado durante 20 segundos na superfície do espécimen (Figs.10 e 11).

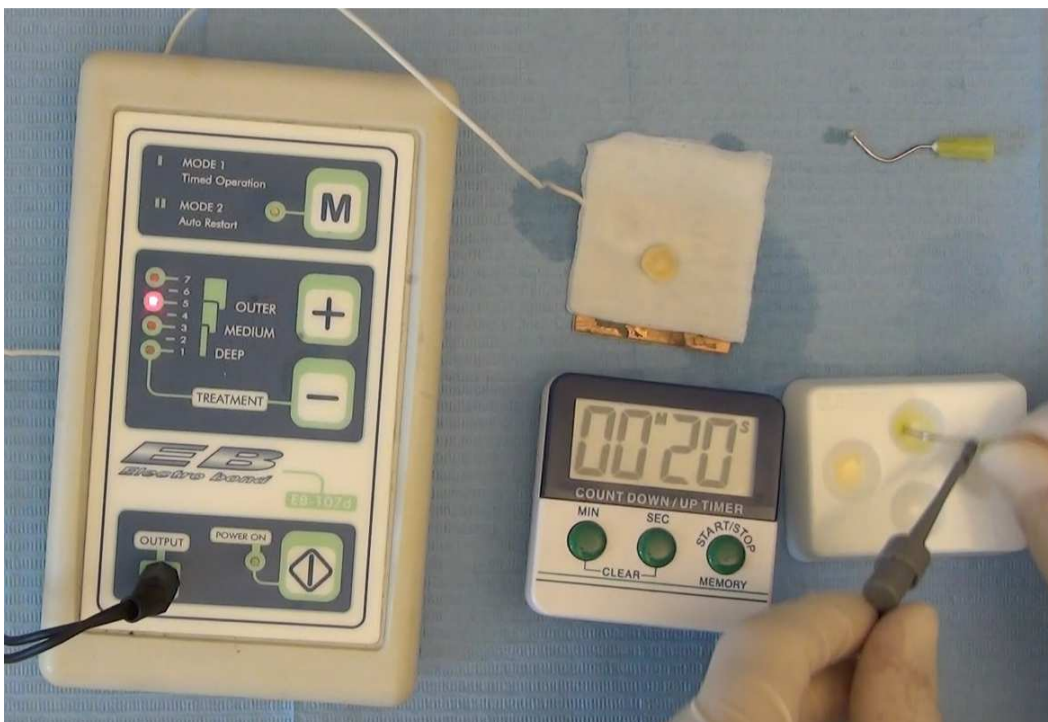


Figura.10: O aplicador sendo embebido de adesivo

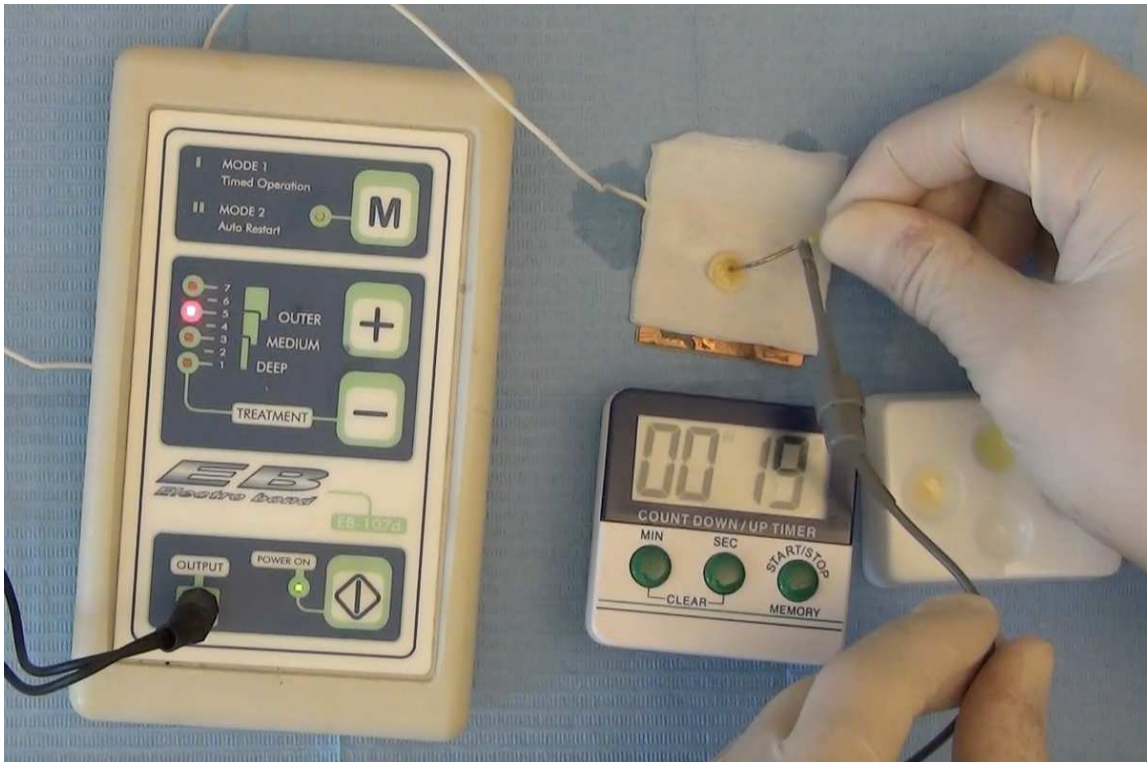


Figura.11: O adesivo sendo aplicado no espécimen durante 20s.

Logo após foi aplicado um jato de ar durante 5 segundos para remover os excessos de adesivo (Fig.12) e em seguida, polimerizou-se por 20s mediante um fotopolimerizador (Valo, Ultradent, EUA) com intensidade de 1200 mW/cm^2 em uma distância de 0,5cm em relação à superfície do espécimen (Fig.13).

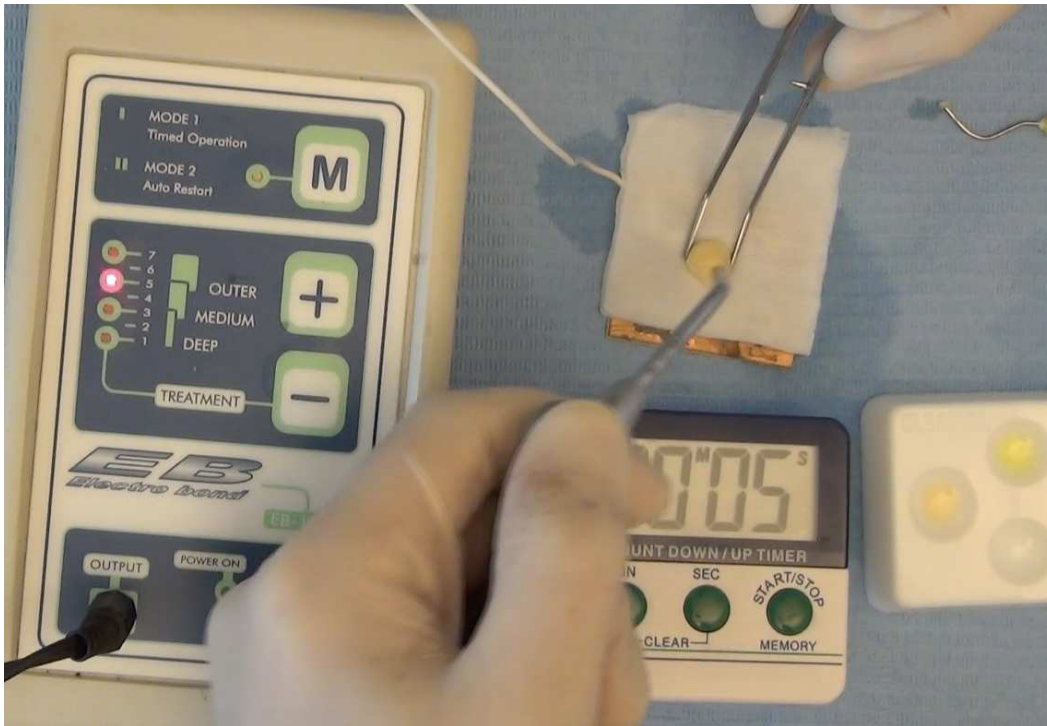


Figura.12: O excesso de adesivo sendo removido com um jato de ar durante 5 segundos.

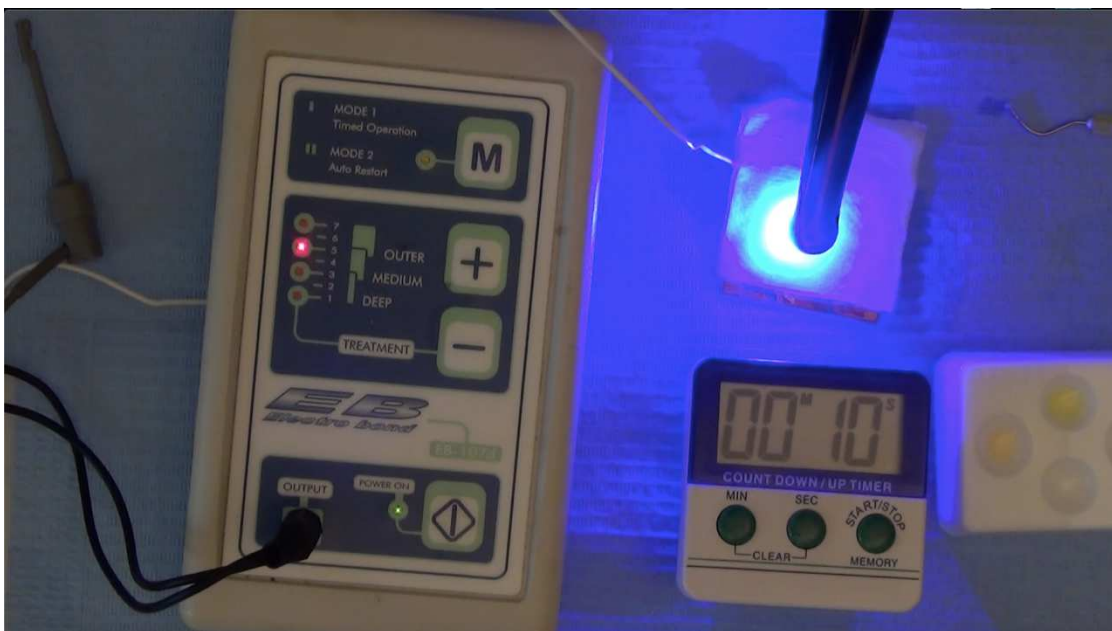


Figura.13: O adesivo sendo polimerizado durante 20s.

No grupo controle (CF-C), o adesivo foi aplicado da mesma forma, porém com o dispositivo elétrico desligado. Todos os processos adesivos e restauradores foram feitos pelo mesmo operador.

Procedimentos restauradores

Após o tratamento adesivo, os espécimens foram restaurados com camadas de 3 x 1,5 mm de resina composta microhíbrida (G-Aenial Posterior, PA3, GC, Japão), incrementalmente inseridas e individualmente polimerizadas por 20s mediante um fotopolimerizador (Valo, Ultradent, EUA) com intensidade de 1200 mW/cm² à distância de 0,5cm em relação à superfície do espécimen (Fig.14a/b).

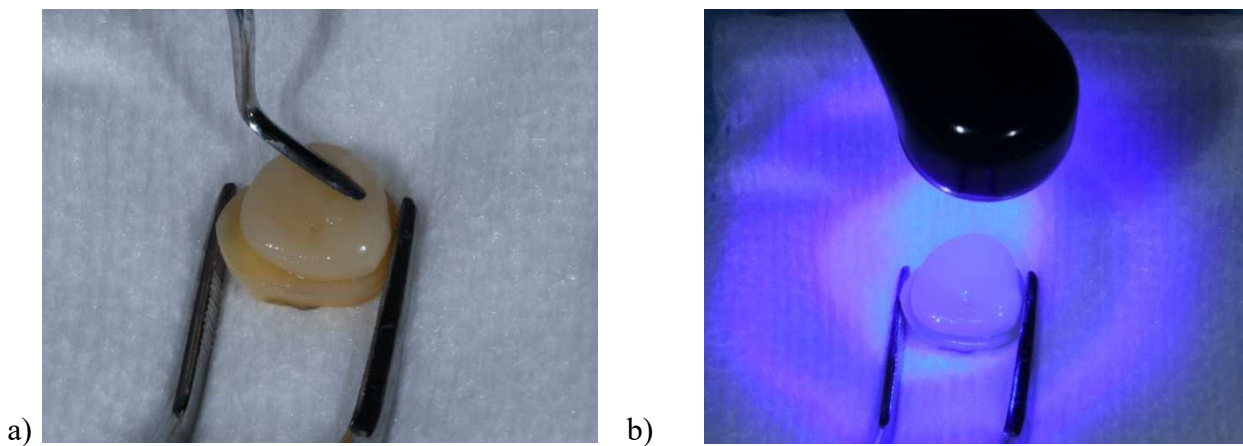


Figura.14: a) Espécimes sendo restaurados em múltiplas camadas de resina composta. b) Resina composta sendo polimerizada.

Os espécimens restaurados com resina composta foram armazenados por 24h, em água destilada. Após serem armazenados, palitos com área superficial de aproximadamente 1 mm² foram obtidos seccionando longitudinalmente os espécimens restaurados, nas direções mesial para distal e vestibular para lingual, usando uma serra diamantada (Isomet, Buehler, EUA) sob irrigação constante com água (Figs.15 a 18). Após, suas dimensões foram medidas com um paquímetro digital (Jomarca Digital Caliper, Brasil).

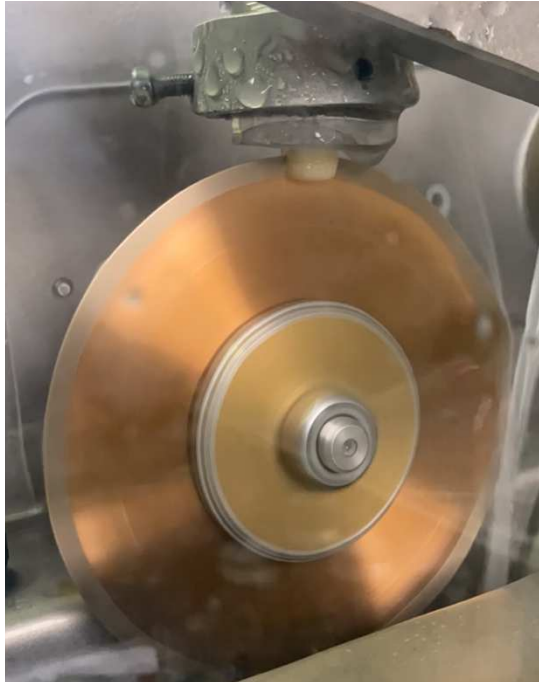


Figura. 15: Espécimen sendo seccionado com a máquina de corte em baixa velocidade (Isomet, Buehler, EUA).

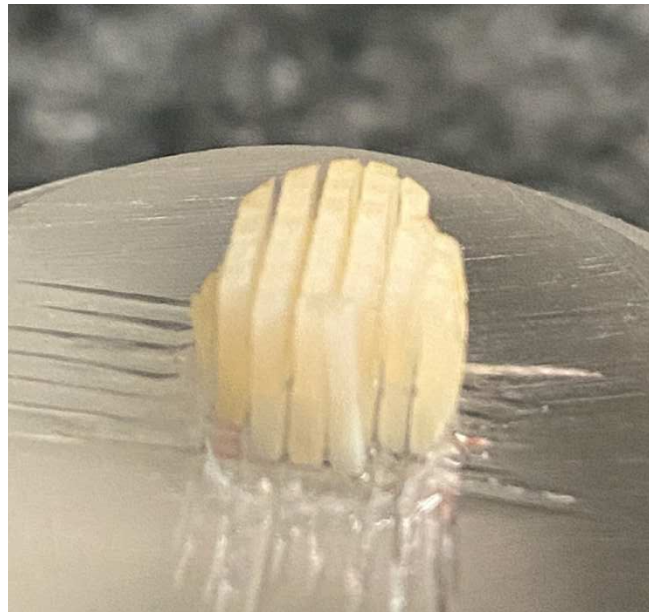
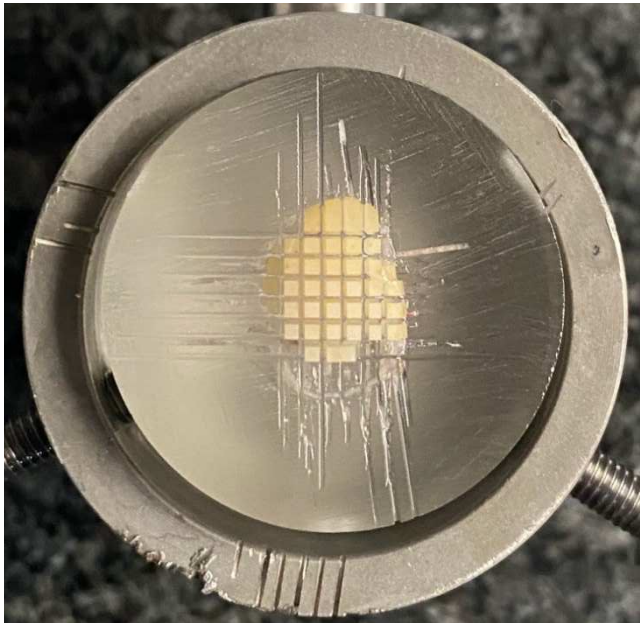


Figura. 16: Palitos obtidos mediante o corte de um espécimen.



Figura. 17: Área transversal dos palitos sendo mensurada com paquímetro digital.

Metade dos palitos de dentina restaurados com resina composta e originários do mesmo dente foram aleatoriamente designados para avaliação imediata (após 24 horas), enquanto a outra metade foi testada 6 meses após o armazenamento (Fig.18, Tabela.2). O armazenamento dos palitos foi feito em água destilada com 0,4% de ázida de sódio a 37°C, sendo que ela foi substituída semanalmente.

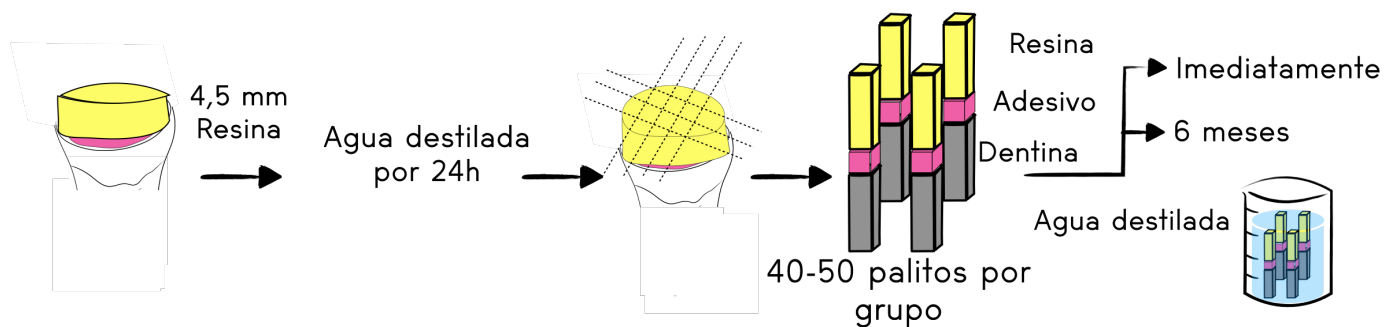


Figura.18: Esquema das etapas para obtenção dos palitos.

Tabela.2: Número de palitos obtidos para os grupos.

Grupos	Controle (CF – C)		ElectroBond (CF - EB)	
	24h	6 meses	24h	6 meses
N. palitos	45	47	50	51

Resistência à microtração

Para o teste mecânico, os palitos foram fixados pelas suas extremidades a um gabarito Geraldeli com adesivo de cianoacrilato (PERDIGÃO et al., 2002) e testados sob tensão em máquina de ensaio universal (Bisco; Schaumburg, IL, USA) a 1 mm/min, até a falha (Fig.19).

Figura. 19: Resistência adesiva dos palitos sendo testada na máquina universal de ensaios (Bisco; Schaumburg, IL, EUA).

O número de palitos que apresentaram falha prematura (PF) foi registrado para análise estatística (Tabela.3) (ARMSTRONG et al., 2017).

Tabela.3: Número de palitos que apresentaram falha prematura (FP)

Grupos	Controle (CF – C)		ElectroBond (CF - EB)	
	24h	6 meses	24h	6 meses
FP	4	8	1	3

Os valores disponíveis no software do sistema foram armazenados em uma Planilha Excel. Os valores de μ TBS (MPa) foram calculados dividindo a carga de tração máxima na ruptura pela respectiva área da seção transversal de cada palito colado de acordo com a seguinte equação:

$$(\text{MPa}) = \frac{N}{\text{mm}^2}$$

A distribuição da normalidade dos dados foi confirmada pelo Teste de Shapiro-Wilk ($p > 0.05$) e a homogeneidade foi verificada pelo Teste Levene. ANOVA dois critérios (grupos e tempo) foi empregada para a análise estatística dos resultados e as diferenças encontradas foram avaliadas pelo Teste de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0.05$).

Avaliação do modo de falha

Após a fratura, a análise do modo de falha foi realizada em microscópio estereoscópico (Olympus SZ40; Tóquio, Japão) com aumento de 100x. As superfícies de dentina e resina composta correspondentes ao local da área de adesão foram secas e analisadas. As falhas foram classificadas como adesivas/mistas e coesivas (CRUZ et al.; 2012, CRUZ et al.; 2015, SIQUEIRA et al.; 2020, FORGERINI et al.; 2017, SIQUEIRA et al.; 2019, SIQUEIRA et al.; 2018a, SIQUEIRA et al.; 2018b).

Amostras representativas foram preparadas para microscopia eletrônica de varredura de emissão de campo (Feg-SEM, Mira3 Tescan, Brno, Czech Republic) para uma análise mais precisa do modo de fratura. As amostras com o modo de falha mais frequente de cada grupo foram selecionadas, desidratadas em concentrações crescentes de etanol e secas quimicamente com hexametildissilazano. As amostras foram montadas em stubs de alumínio e revestidas com ouro (Sputtering Device 07 120, Balzers Union, Balzers, Liechtenstein). As amostras foram colocadas no microscópio de varredura onde foram feitas duas fotografias por cada espécime, em diferentes ampliações a fim de obter uma visão abrangente de toda a superfície (ca. 280x) e um aumento em uma área representativa da superfície (1.33kx). (Figs 20 a 22)



Figura 20. As amostras sendo revestida com ouro no “sputtering device”.

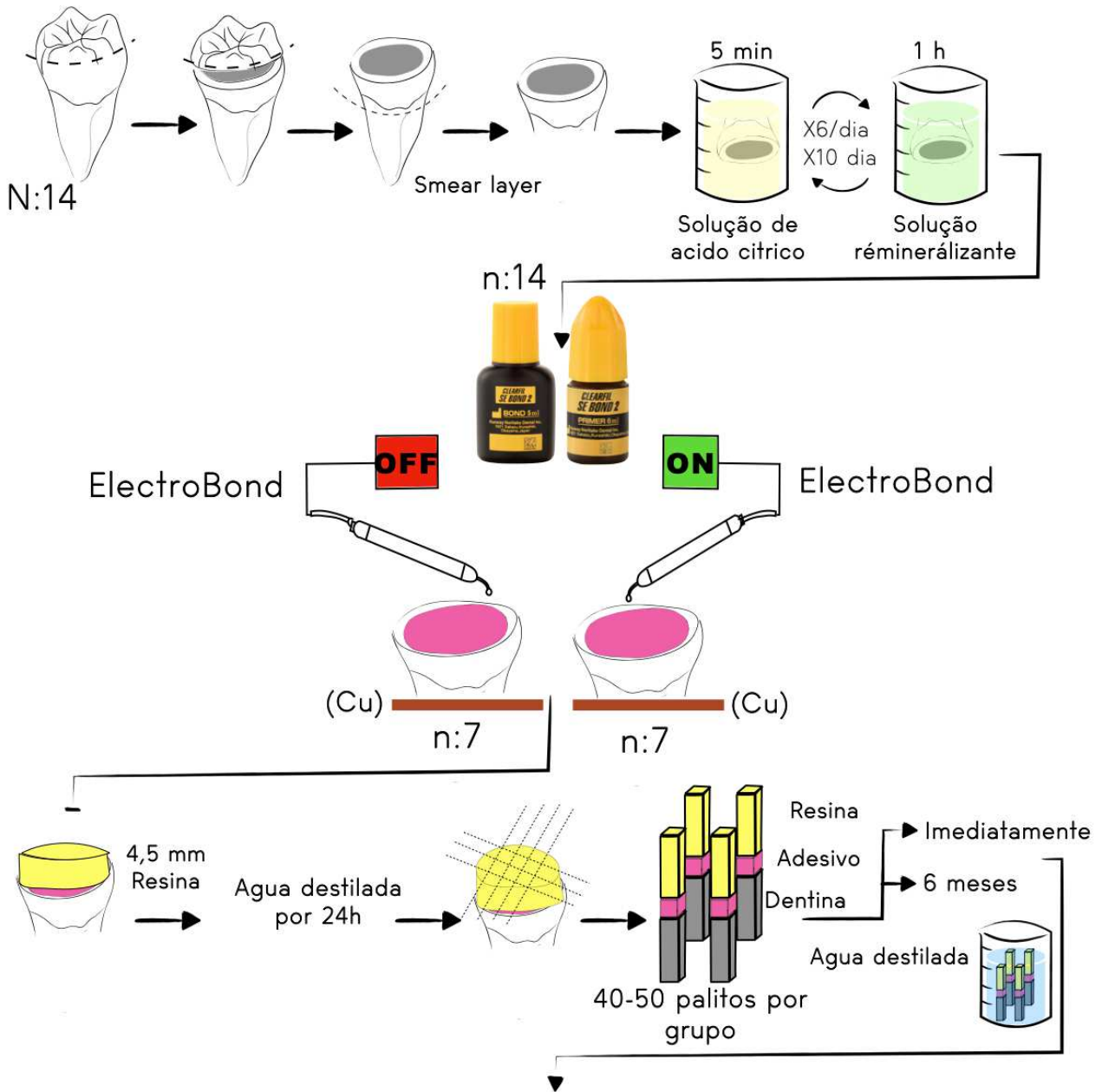


Figura 21. As amostras metalizadas montadas em stubs de alumínio.



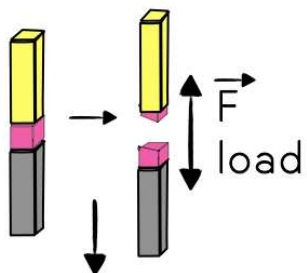
Figura 22. Microscópio de varredura usado para obter as imagens da modalidade de falha dos espécimes (Feg-SEM, Mira3 Tescan, Brno, Czech Republic).

Síntese do experimento



1)

μ TBS



2) Análises de fratura

a) Estereomicroscopio

b) Feg-SEM



APÊNDICE B - RESULTADOS

Resistência Adesiva

A resistência adesiva dos grupos e tempos testados está apresentada na Tabela 4.

Tabela 4. Média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão (\pm SD) dos grupos e tempos testados

Grupos	Controle		ElectroBond	
	24h	6 meses	24h	6 meses
Dente 1	13,88	12,38	28,30	19,66
Dente 2	9,19	1,78	23,34	17,68
Dente 3	12,11	7,41	22,02	20,43
Dente 4	15,76	9,04	35,03	32,80
Dente 5	14,54	10,26	34,20	27,79
Dente 6	22,95	21,27	29,80	21,25
Dente 7	23,97	11,65	18,85	17,72
Total (MPa)	16,06 \pm 5,48	10,54 \pm 5,90	27,36 \pm 6,19	22,48 \pm 5,69

Modalidade de Falha

O modo de falha e o percentual em relação aos grupos e tempos testados está apresentada na Tabela 5.

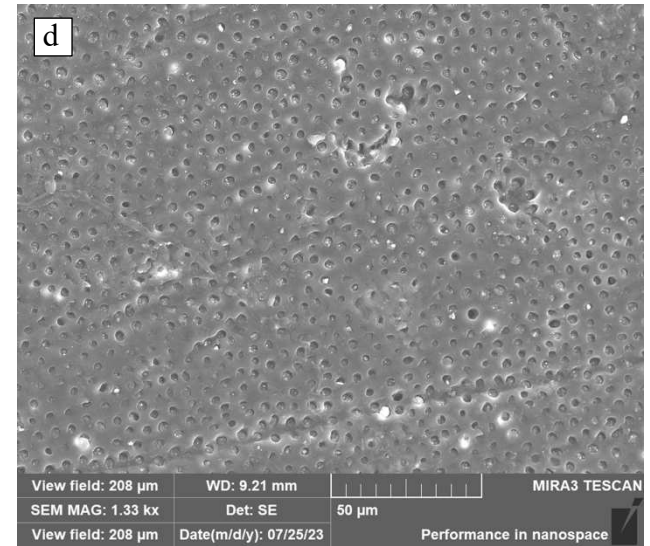
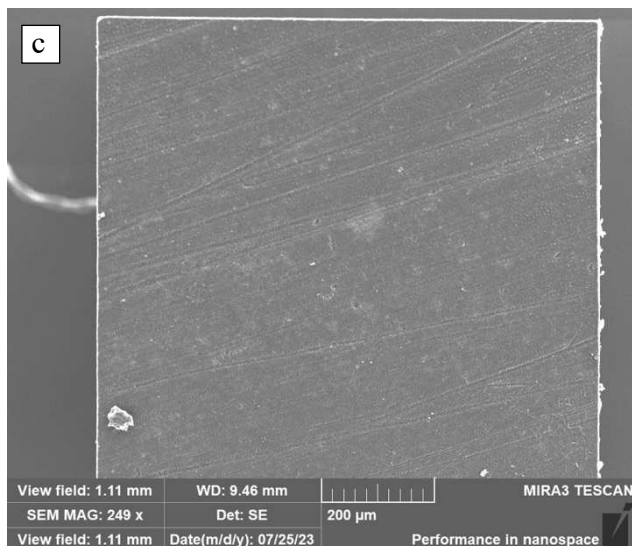
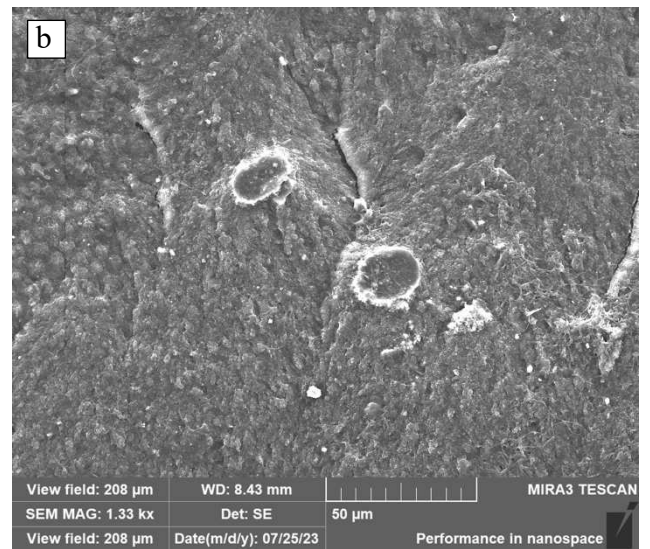
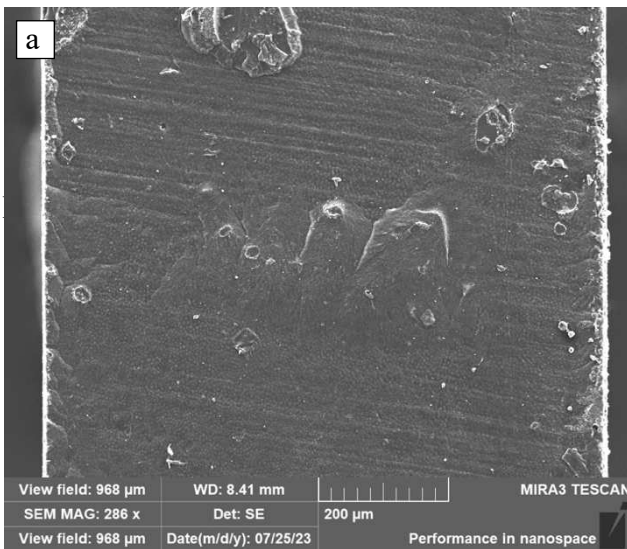
Tabela 5. Número de espécimes e percentual de acordo com as modalidades de falha.

Grupos	Controle		ElectroBond	
	24h	6 meses	24h	6 meses
Falhas adesivas ou mistas	41 (91%)	39 (83%)	46 (92%)	48 (94%)
Falhas coesivas	1 (2%)	0 (0%)	3 (6%)	0 (0%)
Pré-falhas	3 (7%)	8 (17%)	1 (2%)	3 (6%)

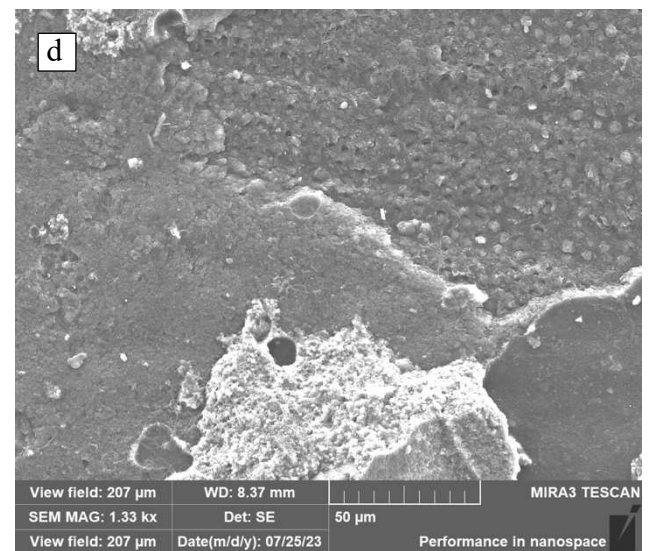
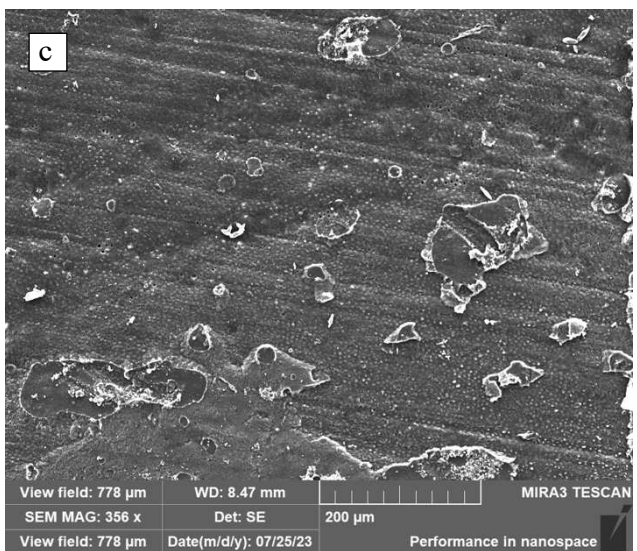
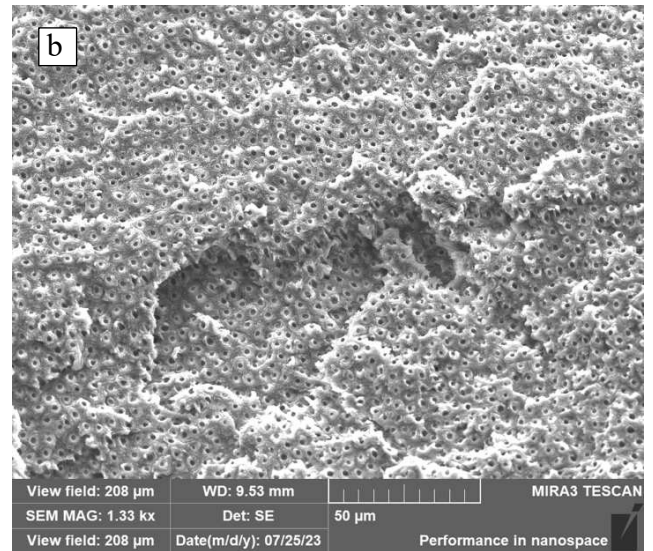
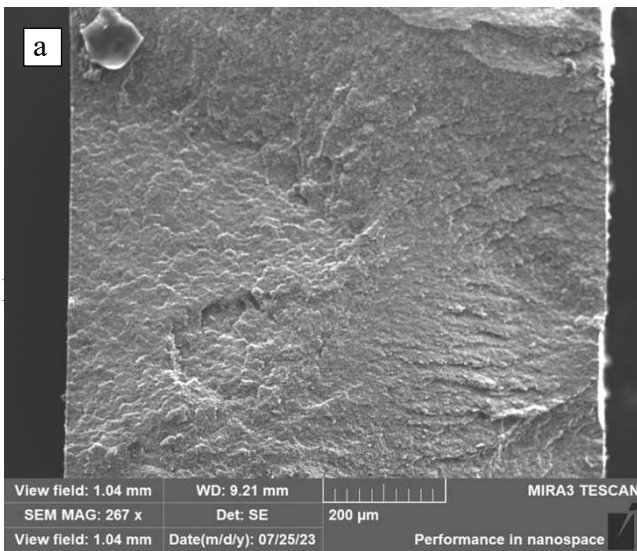
Micrografias dos grupos e modos de falha (FEG-SEM)

As micrografias dos modos de falha, de acordo com os grupos e tempos estão apresentadas as Figuras 23 e 24.

Figuras 23. Micrografias de amostras do grupo controle mostrando falhas mistas após 24 h (Figuras a e b) e após 6 meses de envelhecimento (Figuras c e d).



Figuras 24. Micrografias de amostras do grupo experimental mostrando falhas coesivas após 24 h (Figuras a e b) e após 6 meses de envelhecimento (Figuras c e d).



APÊNDICE C – ANÁLISE ESTATÍSTICA

Teste de Shapiro Wilk e Teste de Levene

A distribuição da normalidade dos dados foi confirmada pelo Teste de Shapiro-Wilk que encontrou um valor de 0,98. A homogeneidade foi verificada pelo Teste Levene para os grupos ($p=0,50$), para os tempos ($p=0,96$) e para as interações grupos x tempos ($p=0,91$).

ANOVA a dois critérios (grupos e tempos)

Os resultados encontrados para o teste de Análise de Variância podem ser encontrados na Tabela 6:

Tabela 6. ANOVA a 2 critérios da resistência adesiva (MPa) para os grupos e tempos testados:

Fator de variação	df	SS	MS	F	P
Grupos	1	945,29	945,29	27,9332	<0,001
Tempos	1	189,44	189,44	5,5978	0,026
Grupos x Tempos	1	0,69	0,69	0,0205	0,887
Erro	24	812,18	33,84		
Total	27	1947,60			

Teste de Comparações Múltiplas de Tukey (para os grupos e tempos)

Os resultados avaliados pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey ($\alpha = 0.05$) podem ser encontrados nas Tabelas 7 e 8:

Tabela 7. Teste de Comparações Múltiplas de Tukey para os grupos testados ($p=0,0001$).

Grupos	Valores MPa
Controle	13.30
Electrobond	24.92

Tabela 8. Teste de Comparações Múltiplas de Tukey para os grupos testados ($p=0,026$)

Tempos	Valores MPa
24 horas	21,71
6 meses	16,50

Adhesion of resin-based materials to eroded dentin: a systematic review and meta-analysis

Giovanni Riva Cavalletti de Rossi^a, Guido Pasquantonio^b, Mutlu Özcan^c and Claudia Angela Maziero Volpato^a 

^aDepartment of Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil; ^bDental Materials Unit, University of Rome – Tor Vergata, Roma, Italy; ^cDental Materials Unit, Center for Dental and Oral Medicine, Clinic for Fixed and Removable Prosthodontics and Dental Materials Science, University of Zurich, Zurich, Switzerland

ABSTRACT

Objective: To determine whether bond strength to eroded dentin is similar to values found for sound dentin, before and after additional treatments.

Materials and methods: MeSH terms and keywords relative to the topics ‘adhesion to dentin’ and ‘eroded dentin’ were searched in the Pubmed and the Scopus databases. *In vitro* studies that compared the bond strength to sound and eroded dentin were selected. The following data were included: pH-cycling model, materials, treatments, bond strength tests, and failure modes. Bond strength values were compared by meta-analyses and the failure modes were analyzed for random effects.

Results: The bond strength data of the 23 studies included were extracted by the reviewers and assessed by meta-analyses. Low risk of bias was found most frequently. Sound × Eroded Dentin comparisons revealed higher bond strength to sound dentin. When compared with untreated eroded dentin, treatments such as NaOCl, E64, CHX and PAA acid, PPA and RI primer, showed high and durable bond strength values ($p < 0.0001$). Mixed failures were the most frequent type (39.26%), followed by adhesive (38.21%) and cohesive failures (6.15%).

Conclusions: The bond strength to eroded dentin can be improved by mechanical and chemical strategies, applied before or during the adhesive protocol.

Clinical significance: Eroded teeth, an increasingly frequent clinical condition found, require restorations with adhesive protocols that result in favorable and durable bond strength over time.

ARTICLE HISTORY

Received 5 February 2021
 Revised 7 April 2021
 Accepted 30 May 2021

KEYWORDS



Eroded dentin; dentin adhesion; bonding; adhesive bond strength; adhesive failures; pH-cycling model

Introduction

Dental erosion is a multifactorial, progressive, and irreversible pathology that has been related to the significant progression of dental wear in the young and adult population [1], with increasingly severe tooth wear ranging from 3% at the age of 20 years to 17%



How to improve bond stability to eroded dentin: a comprehensive review

Giovanni Riva Cavalletti de Rossi^a, Mutlu Ozcan^b  and
Claudia Angela Maziero Volpato^a 

^aDepartment of Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil; ^bDental Materials Unit, Center for Dental and Oral Medicine, Clinic for Fixed and Removable Prosthodontics and Dental Materials Science, University of Zurich, Zurich, Switzerland

ABSTRACT

Dentin erosion is a frequent clinical condition that requires restorative interventions, especially in cases with moderate to severe wear. This requires clinicians to have knowledge about the characteristics of dentin, etiological factors involved, and restorative approaches to be made. Minimally invasive restorations have been indicated for rehabilitation of these cases, in order to preserve the largest possible amount of dental tissue. To achieve this, effective and durable adhesion to the eroded dentin must be obtained. However, the histological and morphological changes resulting from the erosive challenge have made eroded dentin a much more challenging substrate to treat than sound dentin. In order to minimize these limitations, mechanical and chemical strategies, as well as changes in the adhesive protocol, have been reported in the literature. The purpose of this review was to present these limitations and discuss the effectiveness of the strategies suggested, based on the results of bond strength to eroded dentin.

ARTICLE HISTORY

Received 29 August 2020
Revised 7 October 2020
Accepted 8 October 2020

KEYWORDS

Erosion; eroded dentin; minimally invasive restorations; bond strength

1. Introduction

Although the technique to obtain adhesion of resin composites to dental enamel is reliable, due to the excellent micromechanical retention established between conditioned enamel and adhesive monomers, adhesion to dentin is still a major clinical challenge [1,2]. This is due to the great variability of dentin tissues present in the same tooth (superficial, deep, coronal or root dentin), which also undergo physiological change due to aging and/or pathological processes that result in different morphologies (such as decayed, tertiary, sclerotic and/or eroded dentin) [3].

Among these changes in dentin tissue, dental erosion is a highly challenging condition facing clinicians, because, in addition to being an accumulative process over the years [4], this wear can lead to severe loss of enamel and dentin that require extensive rehabilitation and excellent control of etiological factors [5–7]. When performing

CONTACT Claudia Angela Maziero Volpato  claudia.m.volpato@ufsc.br  Department of Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Campus Reitor João David Ferreira Lima, Florianópolis, 88040-900 Santa Catarina, Brazil

© 2020 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

Lima RBB*, Silva J, Rossi GRC, Sparano F, Engler MLPD, Curtarelli RB, Benfatti CAM, Volpato CAM
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA.

Não há conflito de interesse

Esse estudo avaliou o parâmetro de translucidez (PT) de uma RNC submetida a tratamentos de superfície e envelhecimento térmico. Amostras (n=60) foram confeccionadas com 0,5mm de espessura, a partir de blocos CAD/CAM (A1, Brava Block) de alta (HT) e baixa translucidez (LT). Os grupos ST-HT e ST-LT não receberam tratamento de superfície; JAT-HT e JAT-LT foram jateados com óxido de alumínio, e JATSIL-HT e JATSIL-LT foram jateados e silanizados, simulando as etapas de cimentação. As amostras foram mensuradas sobre fundos branco e preto absolutos em um espectrofotômetro (Minolta CM 3600d). Após, elas foram submetidas à termociclagem (10.000 ciclos), mensuradas, novamente termocicladadas (+40.000 ciclos) e mensuradas. A translucidez foi calculada comparando-se as médias $L^*a^*b^*$ sobre fundo preto, com as médias sobre fundo branco. Os resultados foram avaliados por ANOVA 2 critérios e Teste Tukey HSD ($p<0,05$). Apesar de não apresentarem diferenças estatísticas ($p=0,10$), HT-ST e HT-JATSIL-sem termociclagem apresentaram os valores de PT mais altos (25,02 e 25,09), enquanto que LT-ST e LT-JATSIL-10.000 ciclos, apresentaram os menores valores (22,49 e 22,05). Diferenças estatísticas foram encontradas entre os tempos testados ($p=0,001$), mostrando menores valores após 10.000 ciclos e +40.000 ciclos ($p<0,05$).

Os tratamentos de superfície utilizados para a cimentação de restaurações finas não alteraram o PT da RNC testada; porém, a translucidez foi afetada pelo envelhecimento, especialmente nos grupos que receberam tratamento prévio.

Rossi GRC*, Silva J, Lima RBB, Engler MLPD, Michels R, Corrêa BB, Benfatti CAM, Volpato CAM
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA.

Não há conflito de interesse

Esse estudo avaliou o comportamento óptico de uma RNC submetida a tratamentos de superfície e envelhecimento. Amostras (n=120, A1, Brava Block HT e LT) foram confeccionadas com 0,5mm de espessura. Os grupos ST-HT e ST-LT (n=20 cada) não receberam tratamento prévio à cimentação; JAT-HT e JAT-LT foram jateados com óxido de alumínio e JATSIL-HT e JATSIL-LT foram jateados e silanizados antes da cimentação. As amostras (n=10) foram sobrepostas sobre blocos de resina (A1, Opallis) e mensuradas em um espectrofotômetro (Minolta CM 3600d). Após, elas foram cimentadas (A1, Allcem Veneer) aos blocos. As amostras sozinhas e conjuntos cimentados foram submetidos à termociclagem (10.000 ciclos) e mensurados. Diferenças de cor foram calculadas (CIEDE2000) e analisadas por ANOVA 2 critérios. Diferenças de luminosidade, croma e matiz foram avaliadas por ANOVA de medidas repetidas. Teste Tukey HSD foi empregado nas comparações ($p < 0,05$). ΔE_{00} significantes ($p < 0,001$) foram observadas nas amostras sozinhas das resinas LT (ST:1,13; JAT:0,98 e JATSIL:1,48) e HT (ST:1,01; JAT:0,98 e JATSIL:0,94) após a termociclagem. Nos conjuntos sobrepostos, ambas resinas apresentaram diferenças de cor ($p = 0,001$), com maiores alterações para JAT-HT (1,243) e JATSIL-HT (1,214). Os conjuntos cimentados não apresentaram diferenças significantes (HT: $p = 0,19$ e LT: $p = 0,43$). Após a termociclagem, $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$ foram observadas nos conjuntos LT ($p < 0,001$).

A cimentação adesiva e o envelhecimento térmico interferiram nos parâmetros colorimétricos da RNC, sozinha ou cimentada.