ALESSANDRA SANCHEZ COELHO LOURENÇO

**Análise *in vitro* da resistência de união da resina composta contendo
biomaterial S-PRG à dentina erodida**

São Paulo
2017

ALESSANDRA SANCHEZ COELHO LOURENÇO

**Análise *in vitro* da resistência de união da resina composta contendo
biomaterial S-PRG à dentina erodida**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia para obter o título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Dentística

Orientadora: Profa. Dra. Patricia Moreira de Freitas Costa e Silva

São Paulo
2017

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Lourenço, Alessandra Sanchez Coelho.

Análise *in vitro* da resistência de união da resina composta contendo biomaterial S-PRG à dentina erodida / Alessandra Sanchez Coelho Lourenço ; orientador Patricia Moreira de Freitas Costa e Silva. -- São Paulo, 2017.

77 p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Biomateriais. 2. Erosão de dente. 3. Resistência de União (Odontologia). I. Silva, Patricia Moreira de Freitas Costa e. II. Título.

Lourenço ASC. Análise *in vitro* da resistência de união da resina composta contendo biomaterial S-PRG à dentina erodida. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 02 / 06 /2017

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a) Margereth Oda

Instituição: FOUSP

Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Katia Rode

Instituição: FOUSP

Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr. Marcelo Giannini

Instituição: FOP- UNICAMP

Julgamento: Aprovada

DEDICATÓRIA

Acima de tudo, agradeço a Deus, que sempre esteve presente em minha vida, tanto nas dificuldades quanto nas minhas vitórias. Por me capacitar para que meu sonho fosse realizado, pois tudo posso naquele que me fortalece.

A minha filha Anna Carolina, que neste momento não entende muito o que acontece, mais ela é minha razão de viver.

A minha mãe que aonde estiver deve estar orgulhosa de mim e ao meu pai por estar aqui presente neste momento tão importante de minha vida . Amo muito vocês.

Aos meus tios Maria Helena e João que estiveram presentes em todos esses anos cuidando de minha filha pra que esse meu sonho se realizasse, e sempre me dando muito apoio em tudo, sou eternamente grata.

Aos meus irmãos Claudio e Ivanir e minha prima Fernanda, que Amo tanto, por todas as ajudas em todos os momentos, a nossa união me fortalece a cada dia, obrigada pelo apoio de vocês, carinho e ajuda nessa conquista .

Ao meu marido Wilson , que Amo muito, que durante essa etapa tão importante de minha vida, esteve ao meu lado em todas as dificuldades, em todos esses anos, que não foram poucas , mais sempre me compreendendo e me ajudando.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha orientadora Profa Dra. Patricia Moreira de Freitas, exemplo de responsabilidade, competência, um espelho pra mim, obrigada por confiar em mim e sempre me apoiar e incentivar. Meu profundo agradecimento por todas as oportunidades e conhecimentos a mim transmitidos e principalmente, não só por ensinar, mas por me fazer aprender. Foram ótimos anos de convivência, de fundamental importância para meu crescimento pessoal e profissional. Muito obrigada por estar sempre presente, por sua dedicação e atenção , posso dizer que tenho maior orgulho por ter sido sua orientada, pela atenção, paciência e compreensão dos meus momentos difíceis, pela cumplicidade e pela nossa amizade. Obrigada por tudo.

Ao meu Prof. Dr. Marcelo Giannini por sempre ter acreditado em minha capacidade profissional, sempre ter me incentivado todos esses anos. Obrigada por ter confiado em meu trabalho e me incentivado em todos esses anos a nunca desistir de meu sonho.. Tenho muito orgulho de fazer parte de sua equipe, sempre aprendendo cada dia mais e espero sempre poder retribuir as oportunidades concedidas a mim. Obrigada por tudo.

AGRADECIMENTOS

A minha amiga Ana Paula Ayres, uma pessoa excepcional de um carisma enorme, que me ajudou em todos os momentos para realização deste trabalho , que mesmo de longe, esteve presente em todos os momentos.

Ao meu amigo Pena por sua amizade e por sempre ter me incentivado meu crescimento profissional durante todos esses anos.

Aos meus amigos da APCD de Limeira Valéria e Oswaldo, em todos esses anos de convivência, em nossos cursos, nossas experiências de vida, sempre me incentivaram me ajudaram mesmo estando longe, sempre tiveram uma grande participação especial em tudo.

Aos meus amigos da APCD de Santo André que sempre me deram um super apoio.

A todos meus amigos pessoais que fazem parte de minha história sempre , e sempre me apoiaram e incentivaram meu crescimento profissional.

As minhas amigas Silvia e Ester obrigada pela cumplicidades e amizade em todos os momentos em todos esses anos, espero com todo meu coração que o sonho de vocês virem realidade, e que essa realidade vire sucesso.

A minha amiga Juliana Aguiar , companheira de laboratório , aonde fomos muito e nos ajudamos durante nossas pesquisas, que seja um sucesso sua pesquisa e estarei ai pra prestigiá-la.

A todos os meus queridos Amigos, os de longe e os de perto, cada um teve seu papel especial durante todos os anos da realização deste trabalho. Agradeço, por todo interesse, torcida, apoio moral, conversas, risadas e vibrações positivas que fizeram menos complicados os meus problemas.

Aos meus colegas de Pós-graduação que conheci durante todos esses anos de FOUSP. Foi um prazer enorme dividir e aprender com vocês durante os créditos, trabalhos de laboratório e estágios.

À Profa. Dra. Maria Aparecida Alves de Cerqueira Luz, pelas ótimas conversas e ensinamentos durante as aulas, e por ter sido examinadora da banca de minha qualificação.

À Profa. Dra. Margareth Oda, pelas conversas e ensinamentos durante as aulas, não somente referentes ao aprendizado da Odontologia, mas também da vida e suas particularidades.

À Profa. Dra. Adriana Bona Matos, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Dentística, pela dedicação para a manutenção da qualidade do curso, atenção com os alunos, e pelas ótimas experiências que trocamos.

A todos os Professores do Departamento de Dentística da FOUSP, pela competência, dedicação e pelos valiosos ensinamentos a mim transmitidos.

A todos os funcionários do Departamento de Dentística, Biomateriais e Biologia Oral, por toda ajuda no laboratório.

A todos os funcionários do Departamento de Dentística, Soninha, David, Selma, Aldo, Ana e Leandro pela dedicação ao Departamento, além da sempre disposta ajuda nas questões diárias da Pós-Graduação

A todos que passaram em minha vida durante a pós-graduação e que direta ou indiretamente me ajudaram na conclusão deste trabalho, minha gratidão.

À Universidade de São Paulo, em nome do magnífico reitor Marco Antonio Zago.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo(FOUSP).

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal do Ensino Superior (CAPES),
pelo auxílio de bolsa e recursos necessários para viabilização deste estudo.

As empresas 3MESPE e Shofu pelo material doado para realização desta
pesquisa.

“O mundo está nas mãos daqueles que tem a coragem de sonhar e correr o risco de viver seus sonhos.”.

Paulo Coelho

RESUMO

Lourenço ASC. Análise *in vitro* da resistência de união da resina composta contendo biomaterial S-PRG(Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada) à dentina erodida [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Corrigida.

O tratamento da erosão dental transformou-se no novo desafio do século XXI e a restauração direta com resina composta é uma das opções de tratamento para lesões severas, em que há comprometimento estético e funcional. Dentro desse contexto, novos materiais restauradores têm sido avaliados, como materiais contendo flúor em sua composição. Desta forma, o presente estudo teve como por objetivo avaliar *in vitro* a resistência de união da resina composta contendo ou não biomaterial S-PRG (Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada) à dentina erodida. A dentina oclusal planificada de 30 molares humanos (n=15) teve metade de sua face protegida com verniz ácido resistente (dentina hígida – grupo controle), enquanto na outra metade foi produzida uma lesão de erosão através da ciclagem em ácido cítrico 0,05 M (pH 2,3, 10 minutos, 6x/dia) e solução supersaturada (pH 7,0, 60 minutos entre os ataques ácidos). Em cada substrato, foram testados dois sistemas adesivos (um autocondicionante e outro com condicionamento prévio) e duas resinas compostas - uma com nanopartículas (Z350-3M/ESPE) e uma que contém biomaterial S-PRG(Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada) em sua composição (Beautifil II -Shofu Inc.). Foram, então, confeccionados cilindros de resina composta, os quais foram submetidos à avaliação da Resistência de União através do ensaio de microtração, após armazenamento em água por 24 horas. A análise do padrão de fratura foi realizada em microscópio ótico (40x). Os valores obtidos de resistência de união (MPa) foram submetidos aos testes de ANOVA (dois fatores) e de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0,05$). De acordo com os resultados, não houve diferença estatisticamente significativa entre a interação *substrato* e *materiais restauradores* ($p = 0,711$). No entanto, houve diferença entre os substratos ($p < 0,001$) e os materiais restauradores ($p = 0,002$) avaliados. Quanto à resistência de união, os valores obtidos foram: G1 ($47,5 \pm 12,2$ MPa), G2 ($34,1 \pm 15,8$ MPa), G3($31,0 \pm 8,3$ MPa) e G4 ($15,5 \pm 13,6$ MPa). Os resultados, revelaram uma diferença estatisticamente significativa nos

substratos avaliados e materiais restauradores. Dentro dos limites do presente estudo, conclui-se que a resistência de união no substrato erodido é inferior ao substrato hígido e que o sistema adesivo autocondicionante contendo biomaterial S-PRG(Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada) resulta em menor resistência de união da resina composta à dentina hígida ou erodida.

Palavras-chave: Biomaterial S-PRG(Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada). Erosão. Resistência de União.

ABSTRACT

Lourenço ASC. In vitro analysis of the bond strength of composite resin containing biomaterial S-PRG(Surface Pre-Reacted Glass) to eroded dentin [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Corrigida.

The treatment of dental erosion has become the new challenge of the 21st century and direct restoration with composite resin is one of the treatment options for severe injuries, in which there is aesthetic and functional impairment. Within this context, new restorative materials have been introduced containing fluoride in their composition. In this way, the objective of the present in vitro study was to evaluate the bond strength of composite resin containing or not biomaterial (S-PRG- Surface Pre-Reacted Glass) to the eroded dentine. Planned occlusal dentin of 30 human molars (n = 15) had half of its surface protected with acid resistant varnish (sound dentin - control group), while on the other half an erosion lesion was produced by cycling in 0.05 citric acid M (pH 2.3, 10 minutes, 6x/day) and supersaturated solution (pH 7.0, 60 minutes between acid attacks). On both eroded and non-eroded substrates, two adhesive systems (one self-etching and one with pre-conditioning) and two composite resins (one with nanoparticles (Z350-3M / ESPE) and one containing biomaterial S-PRG(Glass Ionomer with Pre-Activated Surface) (Beautifil II-Shofu Inc.)) were tested. Then, composite resin cylinders were built and, after storage in water for 24 hours, were submitted to shear bond strength evaluation under microtensile bond test. The analysis of the fracture pattern was performed under an optical microscope (40x). The obtained values of shear bond strength (MPa) were submitted to ANOVA (two factors) and Tukey multiple comparisons tests ($p < 0.05$). According to the results, there was no statistically significant difference between substrate interaction and restorative materials ($p = 0.711$). However, there was a difference between the substrates ($p < 0.001$) and the restorative materials ($p = 0.002$) evaluated. The values obtained were G1 (47.5 ± 12.2 MPa), G2 (34.1 ± 15.8 MPa), G3 (31.0 ± 8.3 MPa) and G4 (15.5 ± 13.6 MPa), with a statistically significant difference in the evaluated substrates and restorative materials. The results, revealed a statistically significant difference in the evaluated substrates and restorative materials. According to the limits of the present

study, it was concluded that the bond strength in the eroded substrate is inferior to the sound substrate and that the self-etching adhesive system containing S-PRG(Surface Pre-Reacted Glass) biomaterial results in lower bond strength of the composite resin to the sound or eroded dentin.

Keywords: Biomaterial S-PRG(Surface Pre-Reacted Glass). Erosion. Union resistance.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ANOVA	Análise de variância
BisEMA	Dimetacrilato de glicol
Bis-GMA	bisfenol glicidil metacrilato
CaCl ₂	cloreto de cálcio
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CONEP	Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
DP	Desvio Padrão
Fenil-P	fenilenodiamina
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
HEMA	Hidroxietil Metacrilato
H ₃ PO ₄	ácido fosfórico
KCl	Cloreto de potássio
M	molar
min	minuto(s)
ml	mililitro(s)
mm	milímetro(s)
MMPs	metaloproteinases
MPa	megapascal
N	Newton
Na ₂ CO ₃	carbonato de sódio
nm	nanômetro(s)
pH	potencial hidrogeniônico
RMGIC	ionômero de vidro modificado por resina
rpm	rotações por minuto
RU	Resistência de União
PVC	policloreto de vinila
S-PRG	Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada
TEGDMA	Dimetacrilato de trietilenoglicol
UDMA	Dimetacrilato de uretano

4-MET	ácido trimetílico 4 metacriloxietil
4-AETCa	ácido 4-acriloxietiltrimelítico de cálcio
4-AET	ácido 4-acriloxietiltrimelítico
10-MDP	10 meta-crilóiloxidecil diidro-genofosfato

LISTA DE SÍMBOLOS

≈	aproximadamente
°C	grau Celsius
%	porcentagem

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	25
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	27
2.1	Erosão Dental	27
2.2	Adesão em Superfícies Erodidas.....	31
2.3	Materiais restauradores contendo flúor versus adesão em superfícies desmineralizadas.....	32
3	PROPOSIÇÃO.....	35
4	HIPÓTESE TESTADA.....	37
5	MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
5.1	Aspectos Éticos.....	39
5.2	Delineamento Experimental.....	39
5.3	Preparo das Amostras.....	40
5.4	Obtenção do Substrato Erodido.....	43
5.5	Tratamentos de Superfície	45
5.6	Teste de Resistência de União (Ensaio de Microtração).....	53
5.7	Análise do padrão de fratura	57
5.8	Análise dos Dados	57
6	RESULTADOS.....	59
6.1	Avaliação da Resistência de União.....	59
6.2	Avaliação do Padrão de Fratura.....	59
7	DISCUSSÃO.....	61
8	CONCLUSÃO.....	65
	APÊNDICE.....	67
	ANEXO.....	77

1 INTRODUÇÃO

A erosão dental é um processo químico, caracterizado pela dissolução dos tecidos duros dentais, decorrente da exposição a uma variedade de ácidos de origem não-bacteriana (Lussi et al., 2011). Fatores intrínsecos como refluxo gastroesofágico, regurgitações resultantes de transtornos alimentares como anorexia e/ou bulimia estão associados a esta patologia, também a fatores extrínsecos, que são mais comuns hoje em dia, devido a dietas ácidas decorrentes de alimentações saudáveis ou a condições relativas a profissão. (Zero, 1996; Ten Cate; Infeld, 1996).

Essa desordem da estrutura dentária tem sido uma das grandes preocupações dos cirurgiões dentistas na atualidade, pois sua prevalência tem aumentado significativamente na população, juntamente com o crescimento dos índices de indivíduos com distúrbios alimentares, refluxo gastroesofágicos, e do consumo de alimentos industrializados (Zero, 1996; Cavalcanti et al., 2010; Salas et al., 2015).

Os fatores que geram a erosão dentária podem ser múltiplos, mas após o seu diagnóstico medidas devem ser tomadas para evitar sua progressão ou mesmo para tentar restabelecer a função e a estética dos dentes comprometidos (Carvalho et al., 2015). Nesse intuito, muitas vezes, técnicas restauradoras diretas são indicadas sobre as superfícies afetadas, sendo realizadas sobre o esmalte ou, em casos mais avançados, sobre a dentina, seguindo o conceito da Odontologia Minimamente Invasiva por ser um procedimento mais conservador (Carvalho et al., 2015; Attin; Whegehaupt, 2014).

Apesar da evolução tecnológica ter sido grande nos últimos anos no que diz respeito a materiais restauradores adesivos, ainda é um desafio conseguir uma adesão igualmente efetiva nos diferentes tecidos dentários, sendo a dentina o substrato mais crítico para adesão (Van Meerbeek et al., 2011).

Dentre os sistemas adesivos existentes no mercado e de interesse no contexto do controle do processo de desmineralização do substrato dental, os sistemas adesivos fluoretados, que podem liberar íons flúor (Ayres, et al., 2015; McCabe et al., 2002), diferenciam-se dos demais materiais restauradores por sua capacidade de penetrar na dentina e constituir uma fonte de fluoretos mais efetiva (Featherstone et al., 1986; Ferracane et al., 1998; Han et al., 2002). Entretanto, não se sabe se a concentração de fluoretos liberada seria capaz de exercer algum benefício para a

dentina, quer seja na inibição da desmineralização ou na ativação da remineralização da dentina. O real papel da liberação de flúor em materiais restauradores na prevenção da erosão ainda não é totalmente conhecido (Soares et al., 2012).

Nesse contexto, uma resina composta contendo o biomaterial S-PRG (*Surface Pre-Reacted Glass / Ionômero de Vidro com Superfície Pré-Ativada*, tecnologia patenteada e exclusiva *GIOMER-SHOFU Inc., Kyoto, Japan*), foi desenvolvida com propósito de ter as propriedades muito parecidas com a de um cimento de ionômero de vidro em muitos aspectos e, ao mesmo tempo, ter propriedades físicas de um compósito.

A vantagem do material é possuir uma tecnologia que contém partículas de carga S-PRG, que são partículas que oferecem funcionalidades especiais ao compósito, como a liberação de seis diferentes íons - fluoreto, sódio, estrôncio, alumínio, silicato e borato - conhecidos por possuírem propriedades bioativas (Gordan et al., 2007), fluoreto atua no processo de des-remineralização, antibacteriano, converte hidroxiapatita em fluoroapatita para melhorar a resistência ácida, o estrôncio converte a hidroxiapatita em estrocio-apatita, atua na hipersensibilidade dentinária, alumínio e o sódio melhoram radiopacidade, o silicato é um forte indutor da remineralização da matriz dentinária, borato possui propriedades bactericidas (Nakajima et al., 2003; Nikaido et al., 2011)

. O Biomaterial S-PRG é formado por partículas de vidro pré-ativadas e por uma reação ácido-base entre o flúor boro-alumino-silicato de vidro. Este processo é obtido pela reação das partículas de vidro ácido-reativo contendo fluoreto, com políácidos, na presença de água (Gordan et al., 2007). A carga S-PRG libera e recarrega flúor e, por esse motivo, o material é capaz de proporcionar efeitos significativos na remineralização, inibir o metabolismo de carboidrato no biofilme, promovendo a neutralização do ácido na cavidade oral, e podendo controlar o processo de desmineralização do substrato dental (Gordan et al., 2007; Moretto et al., 2011; Shiozawa, et al., 2014).

A literatura revela que os estudos sobre a adesão desse material ao substrato dental são, em sua grande maioria, em superfícies hígidas ou desmineralizadas pela formação de lesões de cárie secundária (Ayres, et al., 2015). Diante do exposto, este estudo *in vitro* tem por objetivo avaliar a resistência de união das restaurações de resina composta, contendo ou não biomaterial S-PRG, às superfícies dentinárias hígida e erodida.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Erosão Dental

Os avanços científicos na Odontologia, os conceitos de promoção de saúde bucal e o aumento da expectativa de vida têm contribuído para a maior manutenção dos elementos dentais na cavidade bucal (Lussi et al., 2015). Uma das mais significativas contribuições em termos de saúde bucal foi o entendimento da cárie dental como doença e o seu tratamento e prevenção com o uso de flúor, tendo ambas uma importância significativa no declínio da doença, embora o uso isolado dos produtos fluoretados não impeçam o desenvolvimento da lesão de cárie, apenas reduza a sua progressão (Cury et al., 2015).

Em compensação, a idade, stress, traumas crônicos de escovação, bebidas ácidas ou alimentos ácidos, ação erosiva dos ácidos seguida de escovação imediata, transtornos alimentares e gástricos, hábitos parafuncionais, xerostomia, inflamação gengival aguda ou crônica e exposição radicular pela retração de tecido periodontal são os fatores de risco mais relatados que contribuem para o surgimento de lesões não cariosas, que se caracterizam pela perda de estrutura dental (Scheutzel, 1996; ten Cate; Imfeld, 1996; Wang; Lussi, 2010). Estas vêm se tomando cada vez mais frequentes na rotina odontológica (Scheutzel, 1996; ten Cate; Imfeld, 1996; Wang; Lussi, 2010; Lussi et al., 2011) e tem sido uma das grandes preocupações dos cirurgiões-dentistas na atualidade, pois sua prevalência tem aumentado significativamente na população (Zero, 1996; Cavalcanti et al., 2010; Salas et al., 2015).

Figura 2.1 - Diagrama traduzido proposto por Lussi et al. (2011) correlacionando os fatores comportamentais, químicos e biológicos envolvidos no desgaste dental, ao longo do tempo

Nas lesões não cariosas, a perda de tecido mineralizado é um processo fisiológico que ocorre durante toda vida, porém, pode ser considerada patológica quando o grau dessa destruição torna-se excessivo, causando problemas funcionais e/ou estéticos, podendo ocasionar sensibilidade dental para o paciente (Imfeld, 1996; Scheutzel, 1996; Zero, 1996; Barbour et al., 2011; Lussi et al., 2011).

Dentre as principais formas de desgaste dental, destaca-se a erosão, uma alteração provocada pelo amolecimento e subsequente perda superficial de estrutura dentária devido, sobretudo, à ação química de substâncias ácidas, sem envolvimento de microrganismos, e que pode envolver inúmeros processos na cavidade bucal (Eccles, 1979; Imfeld, 1996; Zero, 1996; Federlin et al., 1998; Kato et al., 2009; Lussi et al., 2011).

A erosão dental é um processo químico, caracterizado pela dissolução dos tecidos duros dentais, decorrente da exposição a uma variedade de ácidos de origem não-bacteriana (Imfeld, 1996; Lussi et al., 2011). Uma patologia comumente associada a fatores intrínsecos, como vômitos recorrentes ou regurgitações decorrentes de distúrbios alimentares (anorexia e/ou bulimia) ou de doença do refluxo gastroesofágico, respectivamente. Também pode estar associada a fatores extrínsecos, os quais estão diretamente relacionados a uma dieta ácida ou a condições inerentes à profissão (Zero, 1996; Ten Cate; Imfeld, 1996). Sua etiologia é

complexa e multifatorial, envolvendo fatores químicos, biológicos e comportamentais (Lussi et al., 2006).

A lesão por erosão dental se inicia com um primeiro ataque por ácido ao substrato dentário, resultando na perda da integridade estrutural e resistência mecânica, fase esta em que ocorre o amolecimento superficial do esmalte seguido por uma perda de volume. Esse processo é acompanhado por uma contínua dissolução dos cristais de hidroxiapatita atingindo, dessa forma, a dentina (Lussi et al., 2011). Sabe-se que esmalte e dentina se diferem histológica e biologicamente. O esmalte dentário contém menos mineral solúvel que a dentina por isso, a erosão tende a ser mais lenta no esmalte (Lussi et al., 2011; Shellis et al., 2011). Tal qual a dentina acometida pela cárie, a erosão dentária pode conduzir a uma formação de dentina reparadora ou reacionária (Lussi et al., 2011).

O mecanismo de evolução da erosão dentária em dentina ainda não está completamente elucidado. Quando o ácido atinge a dentina, ocorre uma dissolução da junção dentina peritubular e intertubular e, logo em seguida, a dentina peritubular é atingida (Buzalaf et al., 2012), mas a porção orgânica não é degradada de forma evidente (Kinney et al., 1995). O resultado é que não há perda em volume; em vez disso há uma estrutura remanescente esponjosa e desmineralizada (Lussi et al., 2011).

Quando a camada de matriz orgânica desmineralizada atinge uma determinada espessura, a progressão da perda mineral se torna mais lenta. Isso se dá, em parte, devido à propriedade tampão do colágeno que fica exposto (Ganss et al., 2009). Essa camada de matriz orgânica é bem resistente a forças mecânicas, mantendo não apenas a cobertura, mas também sua estrutura frente a cargas de até 4 N durante a escovação, além de limitar as trocas iônicas entre a camada mineralizada e o meio externo (Ganss et al., 2007; Ganss et al., 2009). No entanto, essa camada pode ser degradada por enzimas proteolíticas como as metaloproteinases da matriz (MMPs) presentes na dentina e na saliva (Buzalaf et al., 2012). Caso essa camada de fibras colágenas seja removida, o processo erosivo terá continuidade na camada mineralizada presente imediatamente abaixo dessa (Ganss et al., 2007).

Os fatores que geram a erosão dentária podem ser múltiplos e, após o seu diagnóstico, medidas devem ser tomadas para evitar sua progressão ou mesmo para tentar restabelecer função/estética e reduzir a hipersensibilidade dos dentes

comprometidos, seguindo o conceito da Odontologia Minimamente Invasiva. Nesse contexto, lança-se mão de técnica restauradora direta sobre as superfícies afetadas por ser um procedimento mais conservador, que pode ser realizada sobre esmalte ou, em casos mais avançados, sobre a dentina (Attin et al., 2014;Carvalho et al., 2015).

2.2 Adesão em Superfícies Erodidas

Os sistemas adesivos dentários vêm apresentando inúmeras modificações de conteúdo e técnica desde quando Buonocore, em 1955, descreveu a técnica de condicionamento do esmalte dental usando o ácido fosfórico a 85% por 1 minuto, e esse procedimento proporcionou a retenção de resina acrílica ao esmalte.

O mecanismo fundamental de adesão à dentina baseia-se na retenção micromecânica do agente adesivo através da infiltração de seus monômeros resinosos pelos túbulos e canalículos dentinários que, polimerizados, ficam micromecanicamente retidos nas porosidades e na trama colágena, formando a camada híbrida (Pashley, 1997; Perdigão, 2010). Para que ocorra essa infiltração é necessário, antes de tudo, que se remova a camada de esfregaço (*smear layer*), formada pelos instrumentos rotatórios no preparo cavitário, de modo a desobstruir os túbulos dentinários que ficam obliterados por essa camada amorfa, constituída de debris orgânicos e inorgânicos (Pashley; Carvalho, 1997). Tradicionalmente, essa remoção é feita com o condicionamento ácido da superfície, mas também existem métodos alternativos a esse (Van Meerbeek et al., 2006).

Os sistemas adesivos mais utilizados são o de condicione-e-lave (também chamado de *total-etching* ou *etch-and-rise*) e os adesivos autocondicionantes (ou *self-etching*). O sistema condicione-e-lave consiste na aplicação do ácido fosfórico a 37% sobre esmalte e dentina. Na dentina, ocorre a remoção do *smear layer*, aumentando a permeabilidade dentinária e expondo as fibras colágenas, tomando-a mais receptiva à retenção micromecânica. Antes da aplicação do primer hidrofílico e do adesivo hidrofóbico, é necessário a lavagem da superfície

para remoção do ácido e secagem criteriosa com jato de ar, de forma a evitar o ressecamento excessivo da dentina e, conseqüentemente, levar ao colapamento das fibras colágenas (Pashley; Carvalho, 1997; Perdigão, 2010).

Nos sistemas adesivos do tipo autocondicionantes, o *primer* possui ácidos fracos com capacidade para dissolver o *smear layer* e desmineralizar a camada subjacente da dentina, permitindo a infiltração do mesmo. Nesse caso, o *smear layer* não é removido, mas fica incorporado à interface adesiva, pois esse sistema dispensa a lavagem dos ácidos e a secagem da superfície, o que reduz a sensibilidade da técnica por prevenir o possível colapamento das fibras de colágeno durante a secagem da superfície e as conseqüentes falhas na adesão da restauração (Cardoso et al., 2011; Giannini et al., 2015).

Como mencionado no tópico 2.1, a erosão dentária provoca alterações na dentina que conduzem a um maior desgaste de sua superfície e redução da sua dureza (Cruz, et al., 2012). Com isso, a dentina erodida apresenta uma menor resistência adesiva comparada à dentina hígida. Isso pode ser atribuído ao colapso das fibras colágenas desmineralizadas e ao alto conteúdo de água dessa camada, que inibem o adesivo não só de se infiltrar adequadamente na dentina, como talvez também de ser polimerizado por completo (Lussi et al., 2011; Zimmerli et al., 2012). A formação ineficiente da camada híbrida aumenta a infiltração marginal das restaurações e acelera a degradação da interface adesiva (Sano et al., 1994), reduzindo a longevidade e a qualidade o tratamento restaurador.

Estudos avaliaram a modificação que ocorre na superfície de materiais restauradores após um desafio erosivo (Ramos et al., 2015). Efeitos deletérios foram documentadas em propriedades como dureza, profundidade de desgaste, morfologia e rugosidade superficial. No entanto, há um número reduzido de estudos focando nas propriedades de resistência de união de materiais resionosos à dentina erodida (Wongkhantee et al., 2006; Francisconi et al., 2008; Honório et al., 2008; Cruz, et al., 2012).

2.3 Materiais restauradores contendo flúor versus adesão em superfícies desmineralizadas

Materiais restauradores que liberam flúor, como o cimento de silicato, foram introduzidos na Odontologia em 1871, quando as propriedades anticariogênicas do fluoreto começaram a ser relatadas (Swartz et al., 1980; Tveit; Gjerdet, 1981). Este era um material restaurador muito utilizado em restaurações de dentes anteriores (Swift, 1988)

O flúor vem sendo utilizado, sob diversas formas, como instrumento eficaz e seguro na prevenção e controle da cárie dentária, tendo um efeito sobre a estrutura e estabilidade da porção mineral do dente e sua participação na formação de minerais; além disso, também tem sido estudado para o tratamento e prevenção de lesões de erosão dental. Por isso é considerado elemento estratégico das tecnologias empregadas nos sistemas de prevenção em saúde bucal (Cury, 2015; Lussi; Carvalho, 2015).

Os cirurgiões-dentistas devem diagnosticar os fatores de risco e os sinais precoces da manifestação clínica da erosão dental para intervir com medidas preventivas (Serra et al., 2009; Lussi; Carvalho, 2015). Quando a implementação de todas as possíveis medidas preventivas não for suficiente para controlar a progressão da erosão, como em casos mais avançados, em que a lesão atinge a dentina, provocando hipersensibilidade dentinária e levando a perda da integridade estrutural (Barlett, 2007) e a estética tornar-se insatisfatória, o tratamento restaurador estará, então, indicado (Lambrechts et al., 1996; Kilpatrick; Mohoney, 2004; Reis; Loguercio, 2009; Lussi; Carvalho, 2015).

Materiais adesivos têm sido o material restaurador direto de eleição na prática odontológica devido à sua qualidade estética e boas propriedades mecânicas (Wang; Spencer., 2004; Reis et al., 2007; Rios et al., 2008, Komori et al., 2009; Lussi; Carvalho, 2015). Alguns pesquisadores demonstram amplamente que materiais restauradores que liberam flúor têm efeitos cariostáticos e antibacteriano significativo, muito embora as falhas adesivas na interface do dente/restauração ainda sejam um desafio na Odontologia (Ilda et al., 2009).

A propriedade de liberação de fluoretos por materiais ionoméricos e seus benefícios no aumento da resistência à desmineralização e inibição de lesões de cáries recorrentes são bem conhecidos. Propriedade esta que é desejável a todos os materiais restauradores (Nakajima et al., 2003; Reis et al., 2007). Baseado neste

princípio, diversos fabricantes buscaram desenvolver tecnologias para que seus materiais também possam apresentar liberação de flúor. Estudos têm relatado que adesivos dentinários contendo flúor podem liberar o mesmo, tendo um efeito benéfico sobre a desmineralização do esmalte e da dentina, capazes de impedir a formação de lesões de cáries recorrentes (Nakajima et al., 2003; Reis et al., 2007). Alguns estudos relataram que a durabilidade da adesão foi melhor após um armazenamento de seis meses em comparação com um adesivo livre de flúor. Os autores sugerem que o fluoreto, de alguma forma, impediu a degradação da dentina, resultando na melhoria da estabilidade a longo prazo da interface adesiva. (Toba et al, 2003; Reis et al., 2007).

Outros autores também questionaram os efeitos cariostáticos de agentes adesivos contendo flúor, em um estudo *in vitro*, que comparou quatro agentes adesivos contendo flúor (Optibond Solo, One-up Bond F, Prime & Bond NT e Tenure Quick) com um cimento de ionômero de vidro. Corpos-de-prova de dentina bovina restaurados com estes agentes adesivos e com o cimento de ionômero de vidro foram submetidos à indução de cárie secundária. Os autores relataram que, apesar dos sistemas adesivos liberarem flúor, os mesmos não foram capazes de inibir a formação de lesões de cárie (Hara et al., 2005; Esteves-Oliveira, 2008).

Com relação às lesões não-cariosas, a dentina se torna hipermineralizada, gradualmente esclerótica, de superfície visivelmente brilhante e com túbulos dentinário fechados, o que gera uma dificuldade maior para o processo adesivo (Baseggio et al., 2009; Zimmerli et al., 2012). Cogita-se que essa dificuldade ocorra basicamente por dois fenômenos distintos: a oclusão dos túbulos e a formação de uma camada superficial hipermineralizada. Observa-se um aumento na distribuição e no tamanho dos cristais presentes na dentina esclerosada em relação à normal. A matriz de colágeno desnaturada na presença de bactérias serve de arcabouço para o processo de hipermineralização que passa a englobar as bactérias ali presentes. Ambos, sistema adesivo convencional e autocondicionante, têm dificuldade em ultrapassar a barreira da dentina esclerosada, tanto pela camada hipermineralizada superficial, quanto pela obliteração dos túbulos e pela presença de bactérias (Tay et al., 2004).

Existem evidências, tanto *in vitro* como *in situ*, das diferenças morfológicas, estruturais e químicas entre a dentina erodida e a dentina normal. Embora os aspectos de união do material restaurador aos diversos padrões de dentina têm sido foco de estudo, como na dentina hígida ou na afetada por cárie (dentina infectada, esclerótica

ou profunda), pouco ainda tem sido estudado em relação a esse mecanismo na dentina erodida (Nakajima et al., 2003; Perdigão, 2010).

Em relação ao uso de sistemas restauradores contendo flúor e a adesão em substratos erodidos, existem poucos relatos na literatura (Wongkhantee et al., 2006; Cruz, et al., 2012). Os estudos reportam que a causa mais comum de falhas de quase todos os materiais restauradores é a formação da lesão de cárie secundária. Pesquisou-se, então, a adição de compostos de fluoreto em cimentos e materiais restauradores, em concentrações suficientes para atuar como agente anticariogênico efetivo, sem entretanto interferir nas propriedades físicas do produto (Ingram; Nash, 1980; Phillips, 1984; Featherstone, 1994; Preston et al., 1999; Nakajima et al., 2003; Nikaido et al., 2011). A liberação de flúor confere ao material uma atividade cariostática, e o flúor presente na interface dente-restauração pode ser importante para inibir ou controlar o desenvolvimento de lesão de cárie nas paredes da cavidade (Tveit; Gjerdet, 1981; Han et al., 2002; Imazato, 2003; Yoshiyama et al., 2004)

O material contendo S-PRG foi introduzido com o objetivo de liberar íons fluoreto para inibir a formação de lesões de cárie secundária (Iida et al., 2009; Nikaido et al., 2011). A adesão em substrato dentinário hígido se mostra satisfatória. Já nos tecidos cariado e erodido não se sabe seu real potencial de liberar o flúor, remineralizar a superfície e influenciar positivamente a resistência de união a essa superfície, justificando mais estudos que elucidem essa questão.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a resistência de união entre o tecido dentinário hígido e erodido e materiais restauradores contendo ou não o biomaterial S-PRG.

4 HIPÓTESE TESTADA

A presença de biomaterial S-PRG na composição da resina composta não influencia a resistência de união do material ao substrato dental hígido e erodido.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Aspectos Éticos

Antes do início deste estudo, o projeto de pesquisa foi submetido à apreciação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), sendo considerado aprovado (CAAE: 55074016.6.0000.0075, Parecer nº 1.730.958 de 16/09/2016 - Anexo A). Foram utilizados 30 dentes terceiros molares humanos, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), os quais foram utilizados para realização dos testes piloto e principal.

5.2 Delineamento Experimental

O delineamento experimental da pesquisa está descrito no Quadro 5.1. As unidades amostrais do presente estudo foram compostas por 60 hemi-discos de dentina humana ($n=15$), obtidas a partir de 30 dentes terceiros molares humanos. Os fatores em estudo foram o tipo de substrato em 02 níveis (dentina hígida e dentina erodida) e sistema restaurador em 02 níveis (contendo ou não biomaterial S-PRG). A variável de resposta obtida foi a resistência de união entre as superfícies dentinárias hígida e erodida e a resina composta, avaliada quantitativamente por meio do ensaio de microtração. As avaliações foram realizadas após 24h de armazenamento em água deionizada. A análise do padrão de fratura também foi realizada, de forma descritiva.

Quadro 5.1 - Descrição do delineamento experimental da pesquisa.

Unidades experimentais	60 hemi-discos de dentina humana, obtidas de 30 terceiros molares(n=15)		
Variável de resposta	Resistência de união (em MPa) - quantitativa		
Fatores de variação	<i>Tipo de substrato</i>	02 níveis	<ul style="list-style-type: none"> • Dentina Hígida • Dentina Erodida
	<i>Sistema Restaurador</i>	02 níveis	<ul style="list-style-type: none"> • Contendo biomaterial S-PRG • Sem S-PRG

5.3 Preparo das Amostras

Foram utilizados 30 (trinta) terceiros molares humanos recém extraídos cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), os quais foram usados para estudos piloto e experimento principal.

Os dentes permaneceram armazenados em solução de cloramina T a 0,5% sob refrigeração (4°C) por um período máximo de três meses após a data de extração (Armstrong, et al., 2017; Mobarak et al., 2010). Foi realizada a limpeza dos dentes com a utilização de curetas periodontais (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e o polimento com pedra pomes (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água com o auxílio de escovas tipo Robinson (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em baixa rotação, seguidas de lavagem com água destilada (Armstrong, et al., 2017; Magalhães et al., 2005)

Após a limpeza, os dentes foram fixados com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda, São Paulo, Brasil) em um placa de metal (Jig de Gibraltar), com a junção amelo-dentinária perpendicular à placa, para a remoção (sentido mésio-distal) do esmalte da região coronária e da porção radicular (Figura 5.1(A)). Inicialmente, os dentes tiveram o esmalte oclusal removido com disco diamantado dupla face (Buehler, UK Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), em cortadeira metalográfica para a exposição da

superfície dentinária, em baixa rotação (100 rpm), acoplado a uma máquina de corte de alta precisão (Isomet 1000, Buehler Ltd, Lake Buff, IL, EUA) sob refrigeração à água. Em seguida, os espécimes foram polidos e planificados manualmente em máquina Politriz (Ecomet 3 - Buehler Ltd, Lake Buff, IL, EUA) em baixa velocidade (100 rpm) com discos de lixa de carbeto de silício (Buehler Ltd, Lake Buff, IL, EUA) de granulações decrescentes #120, #240, #400, sob irrigação constante (Figura 5.1B). Entre cada troca do disco de lixa de polimento, os espécimes foram lavados em ultrassom com água destilada-deionizada por 5 minutos, para impedir que os grãos das lixas anteriores interferissem na qualidade do polimento das seguintes.

Figura 5.1 - (A) Fixação do dente para remoção do esmalte da região coronária e da porção radicular.
(B) Polimento superfície dentinária

Todos os espécimes foram incluídos em tubos de policloreto de vinila (PVC) e resina acrílica autopolimerizável (JET Clássico, São Paulo, SP, Brasil) para viabilizar a fixação das amostras (Armstrong, et al., 2017). Após a inclusão, os espécimes foram polidos com lixa de granulação #600 para padronizar a camada de *smear layer*. A superfície oclusal de dentina foi protegida com fita adesiva (Scotch 3M) (hemi-disco de dentina), exceto em área delimitada, região onde foi produzida a dentina erodida artificialmente. As amostras tiveram, então, uma metade erodida e outra hígida, como ilustrado na figura 5.2(B).

5.4 Obtenção do Substrato Erodido

Os espécimes foram submetidos ao desafio erosivo *in vitro* (ciclagem de des e remineralização). Para tanto, foram fixados com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda, São Paulo, Brasil) nas tampas de placas de cultura de 6 poços (TPP Techno Plastic Products AG, Trasadingen, Suíça)(figura 5.2(A)), de forma que todas fossem imersos simultânea e individualmente. Após a ciclagem erosiva, a fita adesiva foi removida com o auxílio de uma pinça não metálica, evitando contato com a superfície dentinária.

A desmineralização foi feita através da imersão dos espécimes em 10 ml de solução de ácido cítrico a 0.05 M (E. Merck, D-6100 Darmstadt, F.R., Alemanha), pH 2.3. Foram realizadas 6 imersões de 10 minutos cada, durante 5 dias (Ganss et al., 2001). Entre cada imersão em solução ácida, com intervalo de 1 hora cada, e durante o tempo remanescente (outros períodos do dia em que as amostras não estavam imersas na solução ácida), os espécimes ficaram armazenados em 10 ml de solução remineralizadora, constituída de H_3PO_4 4.08 mM, KCl 20.10 mM, Na_2CO_3 11.90 mM e CaCl_2 1.98 mM, com pH de 6,7, sob leve agitação (30 rpm) (Polymax 1040, Incubator 1000, Heidolph Instruments GmbH & Co. KG, Schwabach, Alemanha). Após cada imersão, as amostras foram cuidadosamente lavadas com água destilada por 1 minuto e secas com papel absorvente para, em seguida, serem colocadas no recipiente da solução remineralizadora (Zero et al., 1990).

As soluções foram renovadas no início de cada dia do experimento e o valor do pH de todas as soluções foi controlado no início e no final de cada dia experimental. Após o último desafio, as amostras ficaram imersas durante 24 horas em solução supersaturada, para, em seguida, serem armazenadas em ambiente úmido com água destilada-deionizada, até a realização dos tratamentos de superfície e dos procedimentos adesivos. A figura 5.2.(B) mostra o aspecto macroscópico da superfície dentinária submetida à ciclagem erosiva, na qual pode-se notar uma área opaca resultante da ação do ácido no lado direito e lado esquerdo sem erosão.

As amostras dos grupos controles (dentina hígida) não foram submetidas à ciclagem erosiva.

Figura 5.2 - Preparo dos espécimes para obtenção do substrato erosivo (A)tampa da placa de poços com os espécimes, cada poço continha um espécime. (B)Disco de dentina dividido em metades : lado esquerdo erodido e lado direito hígido

5.5 Tratamentos de Superfície

Após o desafio erosivo, as amostras foram, então, aleatoriamente divididas entre os grupos experimentais ($n=15$), sendo restauradas de acordo com os sistemas restauradores descritos no Quadro 5.2.

Quadro 5.2 - Descrição dos grupos de tratamento

Grupos de Tratamento (n=15)	Substrato	Sistema Adesivo	Resina Composta
G1	Dentina hígida	Condicionamento ácido prévio + Single Bond (3MESPE)	Z350 (3MESPE)
G2		Autocondicionante FL Bond (Shofu)	Beautifil II (Shofu)
G3	Dentina Erodida	Condicionamento ácido prévio + Single Bond (3MESPE)	Z350 (3MESPE)
G4		Autocondicionante FL Bond (Shofu)	Beautifil II (Shofu)

A descrição detalhada dos materiais adesivos utilizados constam no quadro 5.3.

Quadro 5.3 - Descrição dos materiais utilizados e modo de uso, conforme indicações do fabricante

Material (Fabricante)	Composição (# Lote)	Modo Aplicação
Adper Single Bond 2 Sistema adesivo convencional (3M ESPE, St. Paul, EUA), pH4,7	Condicionador: ácido fosfórico 35% - pH=0,6 Adesivo: Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, fotoiniciador, metacrilato funcional, copolímero do ácido poliacrílico e ácido politacônico, 10 % em peso de partículas de sílica esferoidais com 5nm de diâmetro, água, etanol (1703000272)	Condicionamento- aplicar 15s, lavar 15s Aplicação do adesivo por 20 s. Aplicação de jato de ar por 5 s. Fotopolimerização por 10 s.
Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, EUA)	Bis-GMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA, combina- ção de sílica e zircônia agregados (5-20 nm), e nanopartículas de sílica (20nm) / 78,5 % em peso (1636100289)	Aplicação de incremento com no máximo 2 mm de espessura. Fotopolimerização por 20 s.
FL-Bond II Sistema adesivo autocondicionante (Shofu Inc., Kyoto, Japão) pH 2,2	Primer: etanol, monômero adesivo de metacrilato Bonding Resin: HEMA, UDMA, TEGDMA e partículas de vidro SPRG (041501)	Aplicação de forma passiva o primer na superfície de adesão, deixando-o por 10 s. Aplicação de leve jato de ar por 5 s. Aplicação do adesivo em toda a superfície. Fotopolimerização por 10 s.
Beautifil II/ Shofu Inc., Kyoto, Japão	Bis-GMA, TEGDMA, partículas de vidro multi-funcionais, partículas S- PRG (à base de fluoroboroaluminossilicato) (081470)	Aplicação de incremento com no máximo 2 mm de espessura. Fotopolimerização por 20 s.

Figura 5.3 - Sistema Adesivo FL-Bond II, Giomer Beautifil II (Shofu Inc., Kyoto, Japão)

Figura 5.4 - Sistema Adesivo Adper Single Bond 2, Filtek Z350 XT (3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN, EUA)

Após a obtenção dos hemidiscos de dentina hígida e da artificialmente erodida, como descrito anteriormente no item 5.4, 15 amostras receberam o sistema adesivo com condicionamento ácido prévio (Adper Single Bond 2, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) e 15 receberam o sistema adesivo autocondicionante (FL-Bond II, Shofu Inc., Kyoto, Japão), ambos utilizados de acordo com as instruções do fabricante (Figura 5.3 e 5.4 e Quadro 5.3).

Em seguida, foram confeccionados blocos de resina composta fotopolimerizável, na cor A3 (Filtek Z350 XT, 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN, EUA), sobre as superfícies de dentina previamente delimitadas com caneta para diferenciar hemidiscos hígido e erodido. Cada incremento de 2 mm de espessura foi fotoativado por 20 segundos utilizando-se um aparelho fotopolimerizador de luz LED (RADII – SDI, Victória, AU), com potência aproximada de 1200 mW/cm², mensurada com uso de radiômetro. A intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador foi monitorada por meio de radiômetro (Curing Light Meter 105, Demetron Research Corporation, EUA), permanecendo em valores aproximados de 1200 mW/cm².

Figura 5.5 - Preparo das amostras para o teste de Microtração em dentina referente aos sistemas adesivos condicione e lave com resina composta. A - Delimitação lado hígido e erodido. B - Aplicação ácido fosfórico. C - Secagem da dentina com pedaços de papel absorvente. D - Aplicação do primer/adesivo. E - Aplicação de incrementos de 2 mm de resina composta, com subsequente fotoativação, até formar um bloco de compósito de 4mm de altura

Figura 5.5 - Preparo das amostras para o teste de Microtração em dentina referente aos sistemas adesivos autocondicionante com resina composta. A - Delimitação lado hígido e erodido. B - Aplicação do primer/adesivo. C - Aplicação de incrementos de 2 mm de resina composta, com subsequente fotoativação, até formar um bloco de compósito de 4mm de altura

Após serem feitas as restaurações, as amostras foram marcadas com pincel marcador permanente (BIC, Clichy , França) para delimitação da área e identificação do hemidisco hígido e erodido como mostra a figura 5.6, facilitando, assim, a separação dos palitos por grupos. Os palitos posicionados na limitação entre dentina hígida e erodida foram identificados com um pincel marcador e excluídos (Figura 5.8).

Figura 5.6 -delimitação da área e identificação do hemidisco hígido e erodido

Figura 5.7 - Delimitação da área e identificação da amostra restaurada identificando hemidisco hígido e erodido

5.6 Teste de Resistência de União (Ensaio de microtração)

O ensaio de resistência de união utilizou a metodologia de microtração descrita por Sano et al. (1994) e modificado por Armstrong et al.(2017). Após a realização dos procedimentos adesivos e confecção dos blocos de resina composta, as amostras ficaram armazenadas em água destilada-deionizada a 37°C em estufa, por um período de 24 horas, para, em seguida, serem seccionados para a obtenção de palitos.

As amostras foram fixadas em cera (Asfer Indústria Química Ltda, São Paulo, Brasil) em uma placa metálica (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, EUA), o mais perpendicular possível ao disco diamantado de dupla face (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 5.8). Cada amostra foi seccionada no sentido vestibulo-lingual e no sentido mésio-distal perpendicularmente à interface de união dentina-compósito, com uma rotação de ≈ 100 rpm, sob refrigeração com água, obtendo-se corpos-de-prova em forma de palito com dimensões aproximadas de 1,0 X 1,0 mm (Pashley et al., 1999; Armstrong, et al., 2017). Os palitos obtidos das extremidades do bloco de resina foram eliminados porque poderiam estar em esmalte. Após serem examinados em lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio, Japão) em aumento de 30 x com o objetivo de excluir os que apresentavam falhas na interface adesiva, bolhas, trincas ou remanescente de esmalte, aproximadamente de 02 a 06 palitos, por amostra, foram selecionados e armazenados por mais 24 horas em estufa (37°C) para serem submetidos ao ensaio de microtração (Armstrong et al.;2017).

Figura 5.8 - Amostra da dentina com o bloco de resina composta presa em cera(A). Conjunto posicionado na máquina de corte para obtenção dos palitos (B)

Figura 5.9. Distribuição dos corpos de prova “palitos”

A área de secção transversal dos corpos-de-prova próxima à região da interface adesiva foi medida com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, São Paulo, Brasil)). Em seguida, os palitos foram fixados paralelamente ao longo eixo, com adesivo à base de cianocrilato (Loctite 454, São Paulo, Brasil) e acelerador (Loctite 7452), em dispositivos de metal denominados jig de Geraldeli (Figura 5.10) .

Figura 5.10 - Paquímetro Digital (A); adesivo à base de cianocrilato (B); palito preso Jig Gibraltar (C)

O dispositivo contendo a amostra em forma de palito foi acoplado à máquina universal de ensaios (Instron 5942, Canton, MA, EUA, pertencente ao Laboratório do Departamento de Dentística da FOU SP), e tracionado com carga de 50 N e velocidade de carga de 0,5 mm/min até a fratura da amostra (Figura 5.11). A resistência à microtração foi registrada em Newton (N) e os valores foram calculados e expressos em MPa, através da fórmula: Resistência de união (MPa) = Força (N) / Área de secção transversal da amostra (mm²). O estudo da resistência de união foi realizado com base na metodologia de microtração descrita por Sano et al. (1994) , Shono et al. (1999) e Armstrong et al.(2017).

Figura 5.11 - Máquina universal de ensaios - Instron 5942, Canton, MA, EUA, pertencente ao Laboratório do Departamento de Dentística da FOU SP

5.7 Análise do padrão de fratura

Após a realização do teste de resistência de união pelo ensaio de microtração, todos os corpos-de-prova foram montados em lâminas de vidro, de maneira que as superfícies a serem analisadas ficassem posicionadas paralelamente à lente da Lupa Estereoscópica (Olympus SZ60, Olympus Corporation, Tokyo, Japão), com aumento de 60x. O número de fraturas encontrado para cada tipo foi expresso em porcentagem, na forma de gráfico. O tipo de fratura foi classificado como:

- Tipo I: adesiva (rompimento da união na interface dentina/resina)
- Tipo II: coesiva em dentina (rompimento da união na área da dentina)
- Tipo III: coesiva em resina composta (rompimento da união na área da resina composta)
- Tipo IV: mista (rompimento da união envolvendo regiões da interface, da dentina e da resina)

5.8 Análise dos Dados

Como cada dente foi considerado uma unidade amostral, todos os palitos de um único dente originaram uma média de valor de resistência de união. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística, pelos testes de ANOVA (dois fatores) com medidas repetidas e de comparações múltiplas de Tukey, com o auxílio do software estatístico SigmaPlot (Systat Software, Inc), versão 12.5, considerando o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

6 RESULTADOS

6.1 Avaliação da Resistência de União

De acordo com os resultados, não houve diferença estatisticamente significativa entre a interação *substrato* e *materiais restauradores* (0.711). No entanto, houve diferença entre os substratos ($<0,001$) e os materiais restauradores ($p=0,002$) avaliados.

A tabela 6.1 mostra os valores médios e desvios-padrão obtidos no teste de resistência de união (MPa) para cada um dos sistemas restauradores, nos diferentes substratos dentinários.

Tabela 6.1 - Média e desvio-padrão dos valores de resistência de união à dentina hígida e erodida, de acordo com o sistema restaurador utilizado

Substrato	Sistema Restaurador		
	3M/ESPE	Shofu	
Dentina Hígida	47,5 ± 12,2 G1	34,1 ± 15,8 G2	0,008
Dentina Erodida	31,0 ± 8,3 G3	15,5 ± 13,6 G4	0,003
	$<0,001$	$<0,001$	

6.2 Avaliação do Padrão de Fratura

Nos grupos G1 e G2 (dentina hígida), o modo de fratura predominante em ambos os sistemas adesivos foi a adesiva, correspondendo a 65,9% no G1 e 88,67% no G2. As porcentagens de falha mista foi de 27,7% no G1 e 13,2% no G2, seguidos da falha coesiva em dentina no G1 de 6,87% e G2 de 3,77%.

Na dentina submetida à ciclagem erosiva, o grupo G3 obteve 70,88% de fraturas adesivas, 26,58% de fratura mista e de 8,86% de fraturas coesivas em resina, sendo que no grupo G4 houve 100% de falhas adesivas (Gráfico 6.1).

Gráfico 6.1 - Representação gráfica da predominância, em porcentagem, dos tipos de fratura em cada grupo experimental

7 DISCUSSÃO

Em comparação com a dentina sadia, a dentina erodida foi consistentemente relacionada à menor resistência de união por microtração, independentemente do sistema adesivo. Portanto, as duas hipóteses podem ser rejeitadas, uma vez que a dentina erodida não apresentou a mesma eficácia de adesão do que a dentina não hígida e o material restaurador giômer não teve influência positiva na resistência da união dentinária.

Diferentes modificações na superfície de materiais restauradores e superfícies dentárias foram relatadas após um desafio erosivo. A erosão compromete as propriedades como morfologia (Honório et al.,2008), rugosidade superficial (Brada et al.,2005), dureza (Wongkhantee et al.,2006) e profundidade de desgaste (Francisconi et al.,2008; Pedroso et al.,2008). A redução da resistência de união à dentina é amplamente relatada (Zimmerl et al.,2012; Francisconi et al.,2015) e é provavelmente uma consequência da combinação desses efeitos deletérios. Apenas um estudo relatou que a dentina erodida não coloca em risco a resistência de união no microcislamento imediato do adesivo dos materiais restauradores adesivos avaliados (Cruz et al.,2012). Esse resultado pode estar relacionado ao modo de ciclagem do pH, aos produtos e ao teste utilizados no estudo contraditório.

A dentina erodida apresenta alteração estrutural do conteúdo inorgânico (Prati et al.,2003; Wang et al.,2010), causando exposição ao colágeno desprotegido (Prati et al.,2003; Francisconi-dos-Rios et al., 2015). A natureza ácida dos agentes de erosão também pode ativar as metaloproteínases, contribuindo para a degradação enzimática do substrato ao longo do tempo (Buzalaf et al.,2012). Estas diferenças entre a dentina hígida e erodida podem ter interferido nas propriedades de adesão dos materiais de restauradores avaliados (Cruz et al., 2012; Zimmerli et al., 2012; Ramos et al., 2015; Ayres, et al.,2015; Cruz et al., 2015; Franciscone-dos-Rios, et al., 2015). Aparentemente, a desorganização das fibrilas colágenas da dentina amolecida e desmineralizada não é modificada pelo pré-tratamento por erosão ácida e prejudica a infiltração dos monômeros, dificultando assim a formação de uma camada híbrida adequada (Cruz et al., 2012; Zimmerli et al., 2012; Ramos et al., 2015; Ayres, et al.,2015; Cruz et al., 2015). Outra possível explicação é que a estrutura morfológica alterada da dentina erodida apresenta mais porosidades que

comprometem a evaporação de componentes hidrofílicos, resultando em força de adesão inferior (Wang et al.,2004; Lussi et al., 2011; Zimmerli et al., 2012).

Na literatura odontológica, os sistemas de Adesão condicione e lave tendem a fornecer μ TBS mais elevados do que os autocondicionantes (Masarwa et al.,2016). Ultra-morfologicamente, há uma diferença entre as camadas híbridas destas técnicas adesivas de união à dentina (Giannini et al.,2015). O sistema adesivo FL Bond II é considerado "leve" em relação à acidez, pois tem um pH relativamente alto, em torno de 2,2 . Esta categoria de adesivos autocondicionante promove a dissolução e / ou incorporação da camada de esfregaço incompleta, enquanto que o ácido fosfórico usado em adesivos condicione e lave remove os detritos de esfregaço e desmineraliza a superfície da dentina (Wang et al.,2002; De Munck et al., 2005; Perdigão, 2010; Cardoso et al., 2011). Após a fase de lavagem, o adesivo é aplicado à dentina e os monómeros de resina infiltram-se nos túbulos dentinários e na rede de fibrilas de colágeno, formando marcas de resina longas e uma camada híbrida espessa, respectivamente. Por outro lado, uma camada híbrida muito fina e marcas de resina curtas são formadas com sistemas de autocondicionamento de acidez leve aplicados à dentina (Wang et al.,2002; De Munck et al., 2005; Perdigão, 2010; Cardoso et al., 2011). O intenso encadeamento micromecânico produzido pela corrosão do ácido fosfórico pode explicar a maior resistência da união observada ao Adper Single Bond 2. Resultados contraditórios (Cruz et al., 2012; Zimmerli et al., 2012; Ramos et al., 2015) encontraram melhores resultados para a técnica de autocondicionantes quando comparados com os resultados da resistência da união A eficácia da ligação à dentina corroída pode ser dependente do produto. Forgerini et al. (2017) relataram que o uso de um adesivo universal não proporcionou a mesma eficácia de união na dentina corroída como na dentina sadia, independentemente do modo de gravura (Forgerini et al.; 2017).

Em todos os grupos, o modo de falha mais frequente foi o adesivo. Isso infere uma boa confiabilidade das presentes condições de teste μ TBS e correlaciona-se bem com a literatura para união da dentina erodida aos sistemas adesivos (Zimmerli et al.,2012; Amsler et al.,2017; Ramos et al., 2015; Deari et al.,2017). Por outro lado, dentina corroída restaurada com materiais baseados em ionômero geralmente apresenta maior incidência de falhas coesivas e misturadas (Cruz et al., 2012). Este fato pode estar relacionado às propriedades intrínsecas do material coesivo e também

associado à presença muito comum de bolhas de ar em cimentos de ionômero de vidro que podem atuar como pontos de tensão, aumentando a probabilidade de fratura coesiva dentro do cimento. No presente estudo, a dentina erodida restaurada com o adesivo autocondicionante apresentou 100% de falha adesiva, o que é compatível com o pior resultado de resistência de união e indica que a zona mais fraca está concentrada na camada híbrida.

Embora os efeitos preventivos de diferentes formulações de flúor sobre desgaste erosivo do dente (Lussi et al., 2015) e sobre as propriedades mecânicas da dentina (Paula et al., 2016) tenham mostrado resultados positivos, nossos achados sugerem que o material restaurador libertador de flúor usado neste estudo não mostrou evidência de melhora da resistência da união Dentina. De acordo com o respectivo fabricante, as partículas S-PRG do sistema adesivo FL-Bond II estabelecem ligações químicas com o conteúdo inorgânico da dentina e libertam fluoreto. Uma vez que a erosão desmineraliza a dentina superficial, menos hidroxiapatitas estão disponíveis para interagir com as moléculas de S-PRG, o que pode explicar parcialmente a menor resistência de união encontrada neste sistema adesivo. Bollu et al. (2016) relataram alta microinfiltração de giômers e especulam que foi causada pelo estresse de encolhimento da polimerização deste material (Bollu et al., 2016), enquanto alguns autores sugerem que a principal causa para a deterioração da margem observada pode ser a expansão higroscópica intrínseca deste material restaurador (Sunico et al., 2005).

Diferentes pré-tratamentos têm sido sugeridos para lesões erosivas da dentina. Alguns deles usaram substâncias químicas tais como 2% de aplicação de clorexidina (Franciscione-dos-Rios et al., 2015) dessensibilizador (Ding et al., 2014) e NaOCl (Deari et al., 2017). No entanto, a preparação superficial da dentina ou a rugosidade mínima da dentina erodida com laser de diamante (Zimmerli et al., 2012; Deari et al., 2017) ou Er: YAG / Er, Cr: YSGG (Ramos et al., 2015; Cersosimo et al., 2016) antes do procedimento restaurador apresentaram resultados mais promissores do que os pré-tratamentos químicos.

Outra possível explicação para o baixo desempenho do FL-Bond II é que, devido à sua acidez suave, os componentes adesivos podem não penetrar toda a profundidade da camada desmineralizada produzida pela erosão, resultando numa

infiltração incompleta da resina. A hipótese de que um tempo de aplicação de iniciador prolongado resultaria numa melhor penetração foi testada por Deari et al. (2017), aplicando OptiBond FL Prime (Kerr, Scafati, Itália) durante uma duração prolongada (60 s em vez de 15 s). No entanto, esta técnica não melhorou a resistência adesiva da dentina erodida. Por outro lado, o pré-tratamento por abrasão ou concentrado de NaOCl teve um efeito positivo sobre μ TBS, proporcionando valores semelhantes aos encontrados em condições não erosivas.

Apesar dos menores resultados imediatos de força de união usando giômer, estudos adicionais devem ser conduzidos para investigar a influência da interação química entre S-PRG e conteúdo inorgânico de dentina corroída na avaliação de armazenamento de longo prazo.

8 CONCLUSÃO

Dentro dos limites do presente estudo, conclui-se que a resistência de união no substrato erodido é inferior ao substrato hígido e que o sistema adesivo autocondicionante contendo biomaterial S-PRG influencia negativamente os resultados de união da resina composta à dentina hígida ou erodida.

REFERÊNCIAS¹

- Abdel-karim UM, El-Eraky M, Etman WM. Three-year clinical evaluation of two nano-hybrid giomer restorative composites. *Tanta Dent J*. 2014;11(3):213–22.
- Akinmade O, Nicholson JW. Glass-ionomer cements as adhesives. *J Mater Sci Mater Med*. 1993;4:95–101.
- Amsler F, Lussi A. Long-Term Bond Strength of Self-Etch Adhesives to Normal and Artificially Eroded Dentin : Effect of Relative. 2017;19(2):169–77.
- 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 Feb;33(2):133-143.
- Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and Cfactor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*. 2001;17(3):268-76.
- Attin T, Wegehaupt FJ. Impact of erosive conditions on tooth-colored restorative materials. *Dent Mater*. 2014 Jan;30(1):43-9.
- Ayres APA, Tabchoury CP, Bittencourt Berger S, Yamauti M, Bovi Ambrosano GM, Giannini M. Effect of Fluoride-containing Restorative Materials on Dentin Adhesion and Demineralization of Hard Tissues Adjacent to Restorations. *J Adhes Dent*. 2015 Aug;17(4):337-45
- Barbour ME, Lussi A, Shellis RP. Screening and prediction of erosiva potential. *Caries Res*. 2011;45 Suppl 124-32
- Bartlett D. A new look at erosive tooth wear in elderly people. *J Am Dent Assoc*. 2007 Sep;138 Suppl:21S-25S
- Baseggio W, Consolmagno EC, de Carvalho FL, Ueda JK, Schmitt VL, Formighieri LA, et al.. Effect of deproteinization and tubular occlusion on microtensile bond strength and marginal microleakage of resin composite restorations. *J Appl Oral Sci*. 2009 Sep-Oct;17(5):462-6.
- Belli S, Inokoshi S, Ozer F, Pereira PN, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of Class li adhesive composite restorations. *Oper Dent*. 2001 Jan-Feb;26(1):70-5

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Bollu IP, Hari A, Thumu J, Velagula LD, Bolla N, Varri S, et al.. Comparative Evaluation of Microleakage Between Nano-Ionomer, Giomer and Resin Modified Glass Ionomer Cement in Class V Cavities- CLSM Study. J Clin Diagn Res. 2016 May;10(5):ZC66-70. .

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955 Dec;34(6):849-53.

Buzalaf MAR, Kato MT, Hannas AR. The role of matrix metalloproteinases in dental erosion. Adv Dent Res. 2012 Sep;24(2):72-6

Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al.. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. Aust Dent J. 2011 Jun;56 Suppl 1:31-44.

Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. J Dent Res. 2007 Jan;86(1):90-4.

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 Sep;19(7):1557-61.

Cavalcanti AL, Xavier AF, Souto RQ, Oliveira MC, Santos JÁ, Vieira FF. Avaliação In vitro do Potencial Erosivo de Bebidas Isotônicas. Rev Bras Med Esporte. 2010 Nov- Dec;16(6):455-8.

Cersosimo MCP, Matos AB, Couto RSD, Marques MM, de Freitas PM. Short-pulse Er:YAG laser increases bond strength of composite resin to sound and eroded dentin. J Biomed Opt [Internet]. 2016;21(4):48001.

Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. J Dent Res. 2006 Jan;85(1):22-32. Review..

Cruz JB, Bonini G, Lenzi TL, Imparato JC, Raggio DP. Bonding stability of adhesive systems to eroded dentin. Braz Oral Res. 2015;29.

Cruz JB, Lenzi TL, Tedesco TK, Guglielmi Cde A, Raggio DP. Eroded dentin does not jeopardize the bond strength of adhesive restorative materials. Braz Oral Res. 2012 Jul-Aug;26(4):306-12.

Cury, JA. Uso do fluor e controle da cárie como doença. Odontologia Restauradora: fundamentos e possibilidades. São Paulo: Santos: 2015. p P.53-71

Deari S, Wegehaupt J, Tauböck TT. Influence of Different Pretreatments on the Microtensile Bond Strength to Eroded Dentin. 2017;19(2):147–56

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. *J Dent Res*. 2005 Feb;84(2):118-32

De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2003; 82(2): 136-40.

Donmez N, Belli S, Pashley DH, Tay FR. Ultrastructural correlates of vitro bond degradation in self-etch adhesives. *J Dent Res*. 2005; 84(4): 355

Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, Congiu MD. In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Oper Dent*. 2006;31(2):227–32.

Eccles JD. Dental erosion of nonindustrial origin. A clinical survey and classification. *J Prosthet Dent*. 1979 Dec;42(6):649-53.

Esteves-Oliveira M, Carvalho WL, Eduardo C de P, Zezell DM. Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Nov;87(2):538-43.

Featherstone JDB. Fluoride remineralization and root caries. *Am J Dent*. 1994; 7(5): 271-4.

Featherstone JDB, O'Reilly MM, Shariati M, Brugler S. Enhancement of remineralization in vitro and in vivo. In: Leach SA. Factors affecting de- and remineralization of the teeth. Oxford: IRL Press. 1986: 23-34.

Federlin M, Thonemann B, Schmalz G, Urlinger T. Clinical evaluation of different adhesive systems for restoring teeth with erosion lesions. *Clin Oral Investig*. 1998 Jun;2(2):58-66

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 1998; 42(3): 465-72.

Francisconi-dos-Rios LF, Casas-Apayco LC, Calabria MP, Francisconi PA, Borges AF, Wang L. Role of chlorhexidine in bond strength to artificially eroded dentin over time. *J Adhes Dent*. 2015 Apr;17(2):133-9.

Francisconi LF, Honório HM, Rios D, Magalhães AC, Machado MA, Buzalaf MA. Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. *Oper Dent*. 2008 Mar-Apr;33(2):203-8.

Ganss C, Klimek J, Schäffer U, Spall T. Effectiveness of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentina in vitro. *Caries Res.* 2001 Sep- Oct;35(5):325-30.

Ganss C, Lussi A, Scharmann 1, Weigelt T, Hardt M, Klimek J, et ai. Comparison of calcium analysis, longitudinal microradiography and profilometry for the quantitativa assessment of erosion in dentina. *Caries Res*, 2009;43(6): 422-9.

Ganss C, Marten J, Hara AT, Schlueter N. Toothpastes and enamel erosion/abrasion - Impact of active ingredients and the particulate fraction. *J Dent.* 2016 Nov;54:62-7.

Ganss C, Schlueter N, Hardt M, von Hinckeldey J, Klimek J. Effects of toothbrushing on eroded dentina. *Eur J Oral Sci.* 2007 Oct;115(5):390-6.

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Pierleoni F, Nieri M. Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems. *J Dent.* 2007 Apr;35(4):289-93.

Giannini M, Makishi P, Ayres AP, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J.* 2015 Jan-Feb;26(1):3-10..

Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjor IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(5): 621 7.

Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S. Microleakage of compomer class V restorations: Effect of load cycling, thermocycling, and cavity shape differences. *J Prosthet Dent.* 2000;83:194–203.

Han L, Edward C, Okamoto A, Iwaku M. A comparative study of fluoridereleasing adhesive resin materials. *Dent Mat J.* 2002; 21(1): 9-19.

Hannas AR, Pereira JC, Granjeiro JM, Tjäderhane L. The role of matrix metalloproteinases in the oral environment. *Acta Odontol Scand.* 2007 Feb;65(1):1-13.

Hara AT, Queiroz CS, Freitas PM, Giannini M, Serra MC, Cury JA. Fluoride release and secondary caries inhibition by adhesive systems on root dentine. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113(3): 245-50.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Fractographical analysis of resin-dentin bonds. *Am J Dent.* 2001; 14(6): 355-60.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials.* 2003 Sep;24(21):3795-803.

Heintze SD, Thunpithayakul C, Armstrong SR, Rousson V. Correlation between microtensile bond strength data and clinical outcome of Class V restorations. *Dent Mater*. 2011 Feb;27(2):114-25.

Hilton TJ, Schwartz RS (eds). *Fundamentals of Operative Dentistry*. Chicago: A Contemporary Approach Quintessence; 2006. 220p

Honório HM, Rios D, Francisconi LF, Magalhães AC, Machado MA, Buzalaf MA. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. *J Oral Rehabil*. 2008 Dec;35(12):947-53.

Iida Y, Nikaido T, Kitayama S, Takagaki T, Inoue G, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Evaluation of dentin bonding performance and acid-base resistance of the interface of two-step self-etching adhesive systems. *Dent Mater J*. 2009. Jul;28(4):493-500.

Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mat*. 2003; 19(6): 449-57.

Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 1996; 104(2):151-5.

Ingram GS, Nash PF. A mechanism for the anticaries action of fluoride. *Caries Res*. 1980; 14(5): 298-303.

Japukovic S, Vukovic A, Korac S, Tahmiscija I, Bajsman. The prevalence, distribution and expression of noncarious cervical lesion (NCCL) in permanent dentition. *A Mat Soc Med*. 2010; 22(4):200-204.

Kato MT, Magalhães AC, Rios D, Hannas AR, Attin T, Buzalaf MA. Protective effect of green tea on dentin erosion and abrasion. *J Appl Oral Sci*. 2009 Nov-Dec;17(6):560-4.

Kilpatrick N, Mahoney EK. Dental erosion: part 2. The management of dental erosion. *N Z Dent J*. 2004 Jun;100(2):42-7.

Kinney JH, Balooch M, Haupt DL Jr, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Mineral distribution and dimensional changes in human dentin during demineralization. *J Dent Res*. 1995 May;74(5):1179-84.

Kleter GA, Damen JJ, Everts V, Niehof J, Ten Cate JM. The influence of the organic matrix on demineralization of bovine root dentin in vitro. *J Dent Res*. 1994 Sep;73(9):1523-9.

Klont B, ten Cate JM. Remineralization of bovine incisor root lesions in vitro: the role of the collagenous matrix. *Caries Res*. 1991;25(1):39-45.

Komori PC, Pashley DH, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, de Goes MF, Wang L, Carrilho MR. Effect of 2% chlorhexidine digluconate on the bond strength to normal versus caries-affected dentin. *Oper Dent*. 2009 Mar-Apr;34(2):157-65

Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Braem M, Vanherle G. Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci.* 1996 Apr;104(2 (Pt 2)):229-40.

Lussi A, Carvalho TS. The future of fluorides and other protective agents in erosion prevention. *Caries Res.* 2015;49 Suppl 1:18-29.

Lussi A, Hellwig E, Zero D, Jaeggi T. Erosiva tooth wear: diagnosis, risk factors and prevention. *Am J Dent.* 2006 Dec;19(6):319-25.

Lussi A, Schlueter N, Rakhmatullina E, Ganss C. Dental Erosion – An overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res.* 2011;45 Suppl 1:2-12.

Magalhães CS, Hara AT, Turssi CP, Serra MC, Giannini M. Microhardness evaluation around composite restorations using fluoride-containing adhesive systems. *J Appl Oral Sci.* 2005 Sep;13(3):259-64.

Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Abu Zaghlal R, Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. *Journal of Evidence-Based Dental Practice.* 2016. p. 96–106.

McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. Adhesive bond strength and compliance for Meurman JH, Drysdale T, Frank RM. Experimental erosion of dentin. *Scand J Dent Res.* 1991 Dec;99(6):457-62. denture soft lining materials. *Biomaterials.* 2002 Mar;23(5):1347-52.

Meurman JH, Drysdale T, Frank RM. Experimental erosion of dentin. *Scand J Dent Res.* 1991 Dec;99(6):457-62.

Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent.* 2010 Aug;104(2):92-7.

Molena Cc, Rapoport A, Rezende Cp, Queiroz Cm, Denardin Ov. Lesões não cariosas no idoso. *Rev. Bras. Cabeça e Pescoço.* 2008 Jul; 37(3):152-155.

Moretto SG, Azambuja N Jr, Arana-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, Eduardo Cde P, et al.. Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech.* 2011 Aug;74(8):720-6.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265-73. PubMed PMID: 7085687.

Nakajima M, Okuda M, Ogata M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. The durability of a fluoride-releasing resin adhesive system to dentin. *Oper Dent*. 2003; 28(2): 186-92.

Naoum S, Ellakwa A, Martin FE, Swain M. Fluoride release, recharge and mechanical property stability of various fluoride containing resin composites. *Oper Dent*. 2011; 36(4): 422-32.

Nikaido T, Inoue G, Takagaki T, Waidyasekera k, Iida Y, Shinohara MS, Sadr A, Tagami J. New strategy to create “Super Dentin” using adhesive technology: Reinforcement of adhesive—dentin interface and protection of tooth structures *Japanese Dent Science Review* 2011; 47: 31—42

Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997 Sep;25(5):355-72

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*. 1999 Winter;1(4):299-309.

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):1-16.

Pashley DH, Tay FR, Viu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004;83(3):216-21.

Paula A, Guedes A, Moda MD, Umeda TY, Gustavo A, Godas DL, et al. Effect of Fluoride-Releasing Adhesive Systems on the Mechanical Properties of Eroded Dentin. 2016;27:153–9.

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e24-37

Phillips RW. Cimentos para restaurações. In: Skinner EW. 8 ed. *Materiais dentários de Skinner*. Rio de Janeiro: Interamericana; 1984. Cap. 30, p. 351-66.

Prati C, Montebugnoli L, Suppa P, Valdre G, Mongiorgi R. Permeability and morphology of dentin after erosion induced by acidic drinks. *J Periodontol*. 2003 Apr;74(4):428-36.

Preston AJ, Mair LH, Agalamanyi EA, Higham M. Fluoride release from aesthetic dental materials. *J Oral Rehab*. 1999; 26(2): 123-9.

Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, de Freitas PM, Azambuja N Jr, 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 Med Sci*. 2015 Jan;30(1):17-26.

Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Sistemas adesivos - atualidades e Perspectivas. Ebook Jubileu de Ouro 25º CIOSP São Paulo, São Paulo; 2007. p.85-118.

Reis A, Loguercio AD. A 36-month evaluation of ethanol/water/acetone-based etch-and-rinse adhesives in noncarious cervical lesions. *Oper Dent*. 2009;34(4):384–91.

Rios D, Honório HM, Francisconi LF, Magalhães AC, de Andrade Moreira Machado MA, Buzalaf MA. In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *J Dent*. 2008 Feb;36(2):152-7.

Salas MM, Nascimento GG, Vargas-Ferreira F, Tarquinio SB, Huysmans MC, Demarco FF. Diet influenced tooth erosion prevalence in children and adolescents: Results of a meta-analysis and meta-regression. *J Dent*. 2015 Aug;43(8):865-75.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al.. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994 Jul;10(4):236-40

Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. Bonding of resin to artificially carious dentin. *J Adhes Dent*. 2005 Autumn;7(3):183-92.

Scheutzel P. Etiology of dental erosion-intrinsic factors. *Eur J Oral Sei*. 1996 Apr;104(2 (Pt 2)):178-90.

Serra MC, Messias DCF, Turssi CP. Control of erosive tooth wear: possibilities and rationale. *Braz Oral Res*. 2009;23(Spec Iss 1):49-55.

Sharath Chandra SM, Rao BK. Raghavendra, Rao Nandan K. Effect of unfilled resin sealant surface coating on the marginal leakage of two cervical restorations viz light curing nano glass ionomer and nanoceramic composite-an in vitro stereomicroscopic dye penetration study. *Al Ameen J Med Sci*. 2011;4(3):229–37.

Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A. Methodology and models in erosion research: discussion and conclusions. *Caries Res*. 2011;45 Suppl 1:69-77.

Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N. Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clin Oral Investig*. 2014 May;18(4):1053-60

Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*. 1999 Feb;78(2):699- 705.

Soares LE, Lima LR, Vieira Lde S, Do Espírito Santo AM, Martin AA. Erosion effects on chemical composition and morphology of dental materials and root dentin. *Microsc Res Tech*. 2012 Jun;75(6):703-10.

Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent*. 2005;30(3):282–89.

Swartz ML, Phillips RW, Clark HE, Norman RD, Potter R. Fluoride distribution in teeth using a silicate model. *J Dent Res.* 1980; 59(10): 1596-603.

Swift EJ Jr. Fluoride containing restorative materials. *Clin Prev Dent.* 1988; 10(6): 19-24.

Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CN. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent.* 2004; 32(8): 611-21.

Ten Cate JM, Imfeld T. Dental erosion, summary. *Eur J Oral Sei.* 1996 Apr; 104(2):241-4.

Toba S, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. Effect of topical application of fluoride gel on artificial secondary caries inhibition. *Int Chin J Dent* 2003;3:53—61.

Toledano M, Osorio E, Osorio R, García-Godoy F. Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosth Dent.* 1999;79(5):610–15.

Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2002;15(5):305–08.

Tveit AB, Gjerdet NR. Fluoride release from a fluoride-containing amalgam, a glass ionomer and silicate cement in artificial saliva. *J Oral Rehabil.* 1981; 8(3): 237-41.

Turssi CP, Hara AT, Domiciano SJ, Serra MC. Study on the potential inhibition of root dentine wear adjacent to fluoride-containing restorations. *J Mater Sci Mater Med.* 2008 Jan;19(1):47-51.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28(3): 215-35.

Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mater.* 2005 Apr;21(4):375-83.

Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent.* 2004 Jul-Aug;29(4):376-85

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, et al. Bonding to enamel and dentin In: Summitt BJ, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, editors. *Fundamentals of operative dentistry, Chicago: A Contemporary Approach Quintessence*; 2006. 220p.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):17-28.

Wang X, Lussi A. Assessment and management of dental erosion. *Dent Clin North Am*. 2010 Jul;54(3):565-78

Wang Y, Spencer P. Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining. *Eur J Oral Sei*. 2004 Jun;112(3):293-9.

Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent*. 2006 Mar;34(3):214-20.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al.. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 2004 Jun;83(6):454-8.

Yoshiyama M, Doi J, Nishitani Y, Itota T, Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Bonding ability of adhesive resins to caries-affected and caries-infected dentin. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(3):171-6.

Zero DT. Etiology of dental erosion – extrinsic factors. *Eur J Oral Sei*. 1996 Apr; 104(2):162- 77

Zero DT, Rahbek 1, Fu J, Proskin HM, Featherstone JD. Comparison of the iodide permeability test, the surface microhardness test, and mineral dissolution of bovine enamel following acid challenge. *Caries Res*. 1990;24(3):181-8.

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 Oct;16(5):1451-61. doi: 10.1007/s00784-011-0650-8. Epub 2011 Dec 8.

ANEXO A – Parecer do comitê de Ética em Pesquisa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: ANÁLISE IN VITRO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DA RESINA COMPOSTA CONTENDO BIOMATERIAL S-PRG À DENTINA ERODIDA

Pesquisador: Alessandra Sanchez Coelho Lourenço

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 55074016.6.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.730.958

Apresentação do Projeto:

O tratamento da erosão dental transformou-se no novo desafio do século XXI e a restauração direta com resina composta é uma das opções de tratamento para lesões severas, em que há comprometimento estético e funcional.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a resistência de união das restaurações de resina composta, contendo ou não biomaterial SPRG, realizadas

sobre um substrato de dentina erodida, utilizando dois sistemas adesivos e duas resinas compostas diferentes, uma nanoparticulada e outra com propriedades de ionômero de vidro.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Risco e Benefícios descritos adequadamente.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa bem delineada e capaz de contribuir com conhecimentos para área.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos apresentados: Folha de rosto, Projeto, Cronograma, Carta do Banco de dentes

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br