

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA**

FABIANA SUELEN FIGUEREDO DE SIQUEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO, NANOINFILTRAÇÃO E
CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DA INTERFACE DENTE-RESINA EM
DENTINA EROSIONADA SUBMETIDA A TRATAMENTO DE
DESPROTEINIZAÇÃO.**

**PONTA GROSSA
2014**

FABIANA SUELEN FIGUEREDO DE SIQUEIRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO, NANOINFILTRAÇÃO E
CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DA INTERFACE DENTE-RESINA EM
DENTINA EROSIONADA SUBMETIDA A TRATAMENTO DE
DESPROTEINIZAÇÃO.**

Dissertação apresentada para
obtenção do título de mestre na
Universidade Estadual de Ponta
Grossa, no curso de Mestrado em
Odontologia – Área de concentração
em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos
Gomes

Co-Orientadora: Prof^a. Dra. Osnara
Maria Mongruel Gomes

**PONTA GROSSA
2014**

Ficha Catalográfica
Elaborada pelo Setor de Tratamento da Informação BICEN/UEPG

S619 Siqueira, Fabiana Suelen Figueredo de
Avaliação da resistência de união,
nanoinfiltração e características
morfológicas da interface dente-resina em
dentina erosionada submetida a tratamento
de desproteínização/ Fabiana Suelen
Figueredo de Siqueira. Ponta Grossa, 2014.
97f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia -
Área de Concentração: Dentística
Restauradora), Universidade Estadual de
Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos
Gomes.

Co-Orientadora: Prof^a Dr^a Osnara Maria
Mongruel Gomes.

1.Erosão. 2.Desproteínização.
3.Resistência de união. I.Gomes, João
Carlos. II. Gomes, Osnara Maria Mongruel.
III. Universidade Estadual de Ponta
Grossa. Mestrado em Odontologia. IV. T.

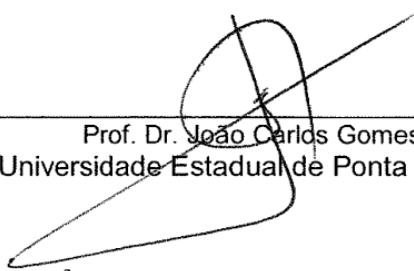
CDD: 617.6

FABIANA SUELEN FIGUEREDO DE SIQUEIRA

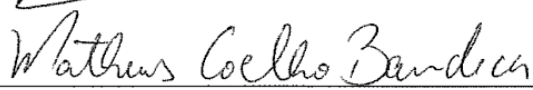
**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO, NANOINFILTRAÇÃO E
CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DA INTERFACE DENTE-RESINA EM
DENTINA EROSIONADA SUBMETIDA A TRATAMENTO DE
DESPROTEINIZAÇÃO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Dentística Restauradora.

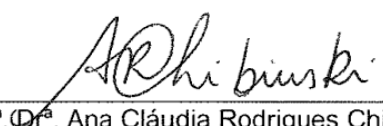
Ponta Grossa, 26 de fevereiro de 2014.



Prof. Dr. João Carlos Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Matheus Coêlho Bandéca
Universidade CEUMA



Prof.ª Dr.ª Ana Cláudia Rodrigues Chibinski
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Dedico este trabalho...

Aos meus amados pais *José Divino e Maria Neide*, por me criarem em um ambiente de muito amor e dedicação, por fazer parte de cada um dos meus sonhos e pelo apoio incondicional. Vocês me deram algo incomparavelmente mais valioso que bens materiais, se dedicaram e me ensinaram o valor da dignidade, suas experiências, seu tempo, sua felicidade, suas lágrimas, suas orações e seu amor absoluto. Sempre incentivou meus estudos e muitas vezes abriram mão dos seus sonhos a favor dos meus, sem vocês não chegaria até aqui. Amo vocês!

As minhas irmãs *Flávia e Flaviana* pela amizade, carinho, companheirismo, união e pelos bons conselhos. Por sempre dividir suas alegrias comigo e por também se alegrarem com as minhas, pela força quando percebem que estou desanimada e pelo ombro amigo de sempre! Amo as duas!

Ao meu amigo e amor, *Andrés Millán*, pela força, carinho, cumplicidade, amor, amizade e por ser o responsável pelas alegrias que se somam ao meu dia a dia desde que passou a fazer parte da minha vida. Suas boas idéias, inteligência e contribuições nos meus estudos e trabalhos só me acrescentam, sem você comigo todo esse caminho seria muito mais difícil.

Agradecimentos

A Deus,

Por guiar meus passos, amparar a mim e aos meus nos momentos mais difíceis. Por me dar forças, me fazer seguir em frente superando todos os obstáculos e por mais essa conquista.

À minha família,

por acreditar em mim e por ser tudo de mais valioso que possuo, vocês são meu porto seguro, saber que tenho vocês comigo ainda que distante, torna toda jornada muito mais tranquila.

Ao meu orientador Prof. Dr. João Carlos Gomes,

Por me acolher de braços abertos, confiar em minha pessoa e ser essa figura tão paterna e preocupada. Agradeço por toda a oportunidade oferecida, por todo tempo dedicado, paciência e compreensão, mesmo dispondo de uma agenda repleta de compromissos. Seu espírito determinado permitiu que eu ampliasse meus conhecimentos, ao mesmo tempo em que me guiava e me mostrava o caminho certo. Sou eternamente grata a você.

À Profª. Drª. Osnara Maria Mongruel Gomes,

pela confiança, orientação e ensinamentos compartilhados durante a execução de todos os meus trabalhos, seus auxílios foram essenciais e sobre tudo pelo seu carinho de mãe.

Ao meu orientador da graduação Prof. Dr. José Ivo Limeira dos Reis, meu maior motivador e meu anjo da guarda.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa,

na pessoa do magnífico reitor Prof Dr. Carlos Luciano Sant'Ana Vargas.

Ao Prof. Dr. Fabio André dos Santos,

Pela boa vontade, paciência e orientação na realização da estatística deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Alessandro Dourado Loguercio, pelas

orientações, sempre demonstrando vontade de ajudar a todos e pelo seu comprometimento para o crescimento do nosso curso.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação *stricto-sensu* da Universidade Estadual de Ponta Grossa, em especial à professora *Ana Cláudia Chibinsck* e ao professor *César Arrais* por contribuírem com minha qualificação e aos demais por compartilharem suas experiências e seus conhecimentos.

À minha grande amiga *Gisele Fernandes Dias*, pelo carinho e amizade. Agradeço a energia positiva que você me transmite todos os dias, a sua maturidade, sabedoria, discernimento, só me acrescentam. Espero que nossa amizade só se fortaleça.

Ao Prof. Dr. *Milton Michél*, pela ajuda prestada e sabedoria para o desenvolvimento da minha pesquisa.

À funcionária *Morgana das Graças*, pela sua figura materna, paciência e pelo ombro amigo.

À *CAPES* pela concessão de bolsa de estudo durante meu curso de mestrado.

A Todos os amigos do mestrado em especial a *Camilo, Montenegro, Dávila, Juliana Schaia, Fabiana Coppla, Leticia Wambier e Anna Luiza*, pela convivência, ajuda prestada e os bons momentos vividos.

Às empresas *3M ESPE e IVOCLAR VIVADENT*, por fornecerem os materiais para o desenvolvimento de minha pesquisa.

A todos que indiretamente contribuíram para realização desse trabalho e em especial aos meus amigos externos à instituição.

DADOS CURRICULARES
Fabiana Suelen Figueredo de Siqueira

NASCIMENTO	16.03.1985	Maceió, Alagoas – Brasil
FILIAÇÃO		Maria Neide Figueredo de Siqueira José Divino de Siqueira
2006 – 2011		Curso de Graduação em Odontologia Universidade Federal de Alagoas (UFAL) – Maceió – AL, Brasil.
2012 – 2014		Curso de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração em Dentística Restauradora. Mestrado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa – PR, Brasil.

RESUMO

FIGUEREDO DE SIQUEIRA, F.S. Avaliação da resistência de união, nanoinfiltração e características morfológicas da interface dente-resina em dentina erosionada submetida a tratamento de desproteinização. [Dissertação de Mestrado em Dentística Restauradora – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2014.

O propósito deste estudo foi avaliar *“in vitro”* o efeito da desproteinização dentinária mediante a aplicação do hipoclorito de sódio 5,2% em dentina erosionada na resistência de união, nanoinfiltração e morfologia da camada híbrida, utilizando três diferentes sistemas adesivos. A amostra consistiu em 45 molares humanos, cujas superfícies oclusais foram expostas até a exposição da dentina média. Após padronização da *smear layer* e indução da erosão, os dentes foram divididos de forma aleatória em 3 grupos de 15 dentes de acordo com o sistema adesivo utilizado: Grupo GS1 - Adper Single Bond™ 2/3M-ESPE™, sistema adesivo simplificado de 2 passos; Grupo GS2 - AdheSE® Ivoclar/Vivadent, sistema adesivo autocondicionante de 2 passos e Grupo GS3 - Single Bond Universal™/3M-ESPE™, sistema adesivo autocondicionante de 1 passo. Antes da aplicação do sistema adesivo, cada grupo foi dividido em 3 subgrupos com 5 dentes, de acordo com o tratamento ao qual a dentina foi submetida: A1 - Dentina hígida (controle), A2 - Dentina erosionada e A3 - Dentina erosionada + desproteinizada com NaOCl (5,2%) por 40 seg. Após a aplicação e a fotoativação dos sistemas adesivos, de acordo com as especificações do fabricante, os dentes foram restaurados com resina composta e seccionados para obtenção de espécimes em forma de “palitos” (0,8 mm²). O teste de resistência de união (RU) foi realizado após 24h de armazenamento em água a 37 °C a uma velocidade de 1 mm / mim. Antes do teste de microtração, foram separados aleatoriamente 4 “palitos” de cada condição experimental para análise da formação de *tags* e nanoinfiltração (NI) em MEV. Os dados de RU e NI foram analisados por ANOVA de 2 fatores complementado pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). O sistema adesivo autocondicionante Single Bond Universal após desproteinização apresentou a maior média de RU (41,86 $\pm$ 5,80 MPa). A menor média de RU foi observada para o sistema adesivo autocondicionante AdheSE® após erosão sem desproteinização (14,04 $\pm$ 7,28 MPa). A maior média de NI (%) foi observada para o sistema adesivo autocondicionante AdheSE® após erosionado sem desproteinização (69,40 $\pm$ 8,73) e o sistema adesivo Single Bond Universal apresentou a menor média de NI (%) para o grupo desproteinizado (14,48 $\pm$ 5,47). A observação das fotomicrografias para dentina hígida e desproteinizada em relação a todos os sistemas adesivos notou-se a presença de *tags* de maior comprimento na camada híbrida. A desproteinização dentinária acarretou um aumento de RU no substrato erosionado para os grupos em que foram aplicados sistemas adesivos autocondicionantes. Em relação à NI, melhores condições foram obtidas para o sistema adesivo simplificado Universal.

Palavras-chave: Erosão; Desproteinização; Resistência de união.

ABSTRACT

FIGUEREDO SIQUEIRA DE, F.S. Evaluation the bond strength, nanoleakage and morphological characteristics of the tooth-resin interface in eroded dentin subjected a treatment deproteinization. [Dissertation in Restorative Dentistry-Faculty of Dentistry]. Ponta Grossa: State University of Ponta Grossa, 2014.

The purpose of this "in vitro" study was to evaluate the effect of the deproteinization of the eroded dentin in bond strength, nanoleakage and morphology of the hybrid layer using three different adhesive systems. The sample consisted of 45 human molars. The teeth had their occlusal surfaces exposed to mid coronal dentin. After the standardization of smear layer and the induction of the dentin erosion, they were randomly divided into 3 groups (n=15), according to the adhesive system used: GS1 - Adper Single Bond™ 2 (3M-ESPE™) - 2 steps simplified adhesive system; GS2- AdheSE® (Ivoclar/Vivadent) - 2 steps self-etch adhesive system; GS3- Single Bond Universal™ (3M-ESPE) - 1 step adhesive system. Previously to the application of the adhesive system, each group was divided into 3 subgroups (n=5), according to the treatment of the dentin: A1- Sound Dentin (control), A2- eroded dentine and A3- eroded dentine + deproteinized with NaOCl (5.2%) for 40 sec. After the application of the adhesive systems according to the manufacturer's instructions, the teeth were restored with composite resin and sectioned to obtain "sticks-like" resin specimens (0.8 mm²). The microtensile bond strength test (TBS) was performed after 24h storage in water at 37 °C at a rate of 1 mm/min. Before the microtensile test, 4 "sticks" of each experimental condition were randomly assigned for micromorphological analysis (formation of the resin tags and nanoleakage - NI) by SEM. The TBS and NI data were analyzed by 2 way ANOVA complemented by Tukey's test ($\alpha=0.05$). The group treated with Single Bond Universal and deproteinization showed the highest μ -TBS (41.86 ± 5.80 MPa). The lowest μ -TBS mean was observed for AdheSE® after erosion without deproteinization (14.04 ± 7.28 MPa). The higher NI mean (%) was observed for AdheSE® after erosion without deproteinization (69.40 ± 8.73) and Single Bond Universal had the lowest NI mean (%) for the deproteinized group (14.48 ± 5.47). The photomicrographs of sound dentin and deproteinized dentin for all adhesive systems showed the presence of longer resin tags in the hybrid layer compared to the eroded dentin only. The dentin deproteinization resulted in increased TBS in the eroded substrate for the groups in which self-etch adhesive systems were applied.. For the NI, the best conditions were obtained for the Single Bond Universal adhesive system.

Keywords: Erosion; Deproteinization; Bond strength.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	A) Paquímetro digital Absolute Digimatic (Mitutoyo, Tóquio, Japão). B) Corte de esmalte e dentina coronal de $3 \text{ mm}^2 \pm 1 \text{ mm}^2$. C) Remoção do esmalte lateral. D) Ponta diamantada 850 JOTA [®] . E) Padronização das superfícies de dentina com lixas de granulações. F) Aspecto final dos dentes para armazenamento.....	52
Figura 2-	Desenho do estudo.....	53
Figura 3-	A) Sistema adesivo Adper Single Bond [™] 2. B) Aplicação de ácido fosfórico 37% por 15 s, seguido do protocolo de desproteinização. C) Lavagem com água por 30 s. D) Secagem com leve jato de ar. E) Aplicação ativa do sistema adesivo com microaplicador por 40 s. F) Fotoativação por 20 s, 800 mW/cm^2	54
Figura 4-	A) Sistema adesivo AdheSE [®] . B) AdheSE [®] Primer com microaplicador por 30 s. C) Dispersão do excesso com um forte jato de ar. D) Aplicação do AdheSE [®] Bond com microaplicador ativamente. E) Fotoativação por 10 s, 800 mW/cm	55
Figura 5-	A) Sistema adesivo Single Bond [™] Universal. B) Aplicação ativa do sistema adesivo por 20 s. C) Aplicação de leve jato de ar por 5 s. D) Fotoativação por 10 s, 800 mW/cm^2	55
Figura 6-	A) Resina composta Filtek Z-350 [™] . B) Fotopolimerização por 40 s. C) Aspecto inicial da reconstrução coronária após fotopolimerização do primeiro incremento de resina composta.....	57
Figura 7-	A) Dente adaptado a rosca da garrafa pet, fixado por meio de cera pegajosa. B) Dentes adaptado no aparato da máquina de corte Isomet 1000. C) Disco de diamante com espessura de 0,3 mm. D) Máquina ajustada para realizar cortes de 1,1 mm a uma velocidade 300 rpm. E) Dente apresentando à primeira sequência de corte (eixo x).....	58
Figura 8-	A) Espécimes em forma de “Palitos”. B) Mensuração da área transversal com auxílio do paquímetro digital.....	58
Figura 9-	A) Os “palitos” prontos e fixados individualmente. B) “Palitos” fixados individualmente ao dispositivo de microtração com adesivo de cianoacrilato. C) Máquina de	

	ensaios universal KRATOS®	59
Figura 10-	A) “Palitos” selecionados armazenados em “eppendorfs”. B) “Palitos” colados com cera de microscopia em “stubs”. C) Lixas de água. D) Politriz. E) Metalizador. F) Palitos recobertos com uma camada fina de ouro.....	61
Figura 11-	A) Aspecto dos espécimes após imersão em Nitrato de prata. B) “Palitos” metalizados, coberto com fina camada de ouro.....	63
Gráfico 1-	Média e desvio padrão dos valores de resistência de união para os diferentes sistemas adesivos em diferentes condições de tratamento do substrato dentinário.....	66
Quadro 1-	Sistemas adesivos empregados, composição, técnica de aplicação e lote.....	56
Quadro 2-	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Adper Single Bond 2 para cada tratamento referente à formação de <i>tags</i>	67
Quadro 3-	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema AdheSE® para cada tratamento referente à formação de <i>tags</i>	68
Quadro 4-	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Single Bond Universal para cada tratamento referente à formação de <i>tags</i>	69
Quadro 5-	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Adper Single Bond 2 para cada tratamento referente à NI.....	73
Quadro 6	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema AdheSE® para cada tratamento referente à NI.....	74
Quadro 7	Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Single Bond Universal para cada tratamento referente à NI.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	O número e a porcentagem de espécimes (%) de acordo com a perda prematuras dos espécimes para cada condição experimental.....	64
Tabela 2-	Médias e desvios padrões (MPa) de resistência de união (RU) para cada condição experimental	65
Tabela 3-	Médias e respectivos desvios padrões (%) dos valores de nanoinfiltração (NI) obtidos em cada condição experimental.....	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Adesiva
AA	Ácido ascórbico
AADR	American Association for Dental Research
AFM	Microscopia de força atômica
ANOVA	Análises de variância
BDH	Banco de dentes
BIS-GMA	Bisphenol A diglicil metacrilato (Bisphenol A diglycidylether methacrylate)
C	Coesiva em dentina
Ca ⁺⁺	Íon cálcio
CaCl ₂	Cloreto de cálcio
CP	Corpos de prova
CR	Coesiva em resina
DBAs	Sistema adesivo dentinário
DC	Grau de conversão
ECH	Espessura da camada híbrida
EDTA	Ácido etileno diamino tetra acético (ethylenediaminetetraacetic ácido)
FE- SEM	Microscópio eletrônico de varredura por emissão de campo (Field Emission Scanning Electron Microscopy)
g	Gramas
h	Horas
H ₃ PO ₄	Ácido fosfórico
HCL	Ácido clorídrico
HEMA	2-Hidroxietilmetacrilato
HL	Camada híbrida
HOCl	Ácido hipocloroso
Hz	Hertz
IADR-	International Association for Dental Research
J/cm ²	Joules por centímetro quadrado
KCL	Cloreto de potássio
KH ₂ PO ₄	Fosfato monopotássico
KHN	Dureza Knoop
M	Mista
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
min	Minutos
mJ	Mile Joules
mL	Mililitro
mm	Milímetros
mm/mim	Milímetros por minuto
mm ²	Milímetros quadrados

MMP-	Metaloproteinases
MPa	Megapascal
mW/cm ²	Miliwatts por centímetro quadrado
N	Nilton
n	Número
Na ₂ HPO ₄	Fosfato dissódico
NaCl	Cloreto de sódio
NaOCl	Hipoclorito de sódio
NaSCN	Tioceanato de sódio
NH ₄ Cl	Cloreto de amônia
NI	Nanoinfiltração
<i>p</i>	Valor de significância
pH	Potencial de hidrogênio iônico
PMMA	Polimetacrilato de metila
PVC	Policloreto de vinila
rpm	Rotações por minuto
RU	Resistência de união
s	Segundos
SEM	Microscopia eletrônica de varredura
TEM	Microscopía electrónica de transmissão (Transmission electron microscopy)
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
W	Watts
μm	Micrômetro
μTBS	Resistência de união à microtração

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
<	Menor
=	Igual
>	Maior
±	Mais ou menos
®	Registrado
°C	Grau Celsius
™	Marca registrada
X	Aumento da lente óptica
α	Alfa (Nível de significância)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
3. PROPOSIÇÃO.....	50
3.1 Proposição geral.....	50
3.2 Proposição específica.....	50
4. MATERIAL E MÉTODO.....	51
4.1 Seleções dos dentes.....	51
4.2 Preparo das superfícies de dentina.....	51
4.3 Grupos experimentais.....	52
4.4 Ciclagem de pH.....	53
4.5 Desproteínização.....	53
4.6 Procedimento adesivo.....	54
4.7 Confeção da restauração.....	57
4.8 Obtenção dos espécimes para o teste de resistência de união (RU)....	57
4.8.1 Teste de resistência de união (RU).....	59
4.8.2. Análise da espessura da camada híbrida e formação de <i>tags</i>	60
4.8.3 Análise da nanoinfiltração (NI).....	61
4.9 Análise estatística.....	63
5. RESULTADOS.....	64
5.1 Resistência de União (RU).....	64
5.2 Análise da espessura da camada híbrida e formação de <i>tags</i>	66
5.3 Nanoinfiltração (NI).....	71
6. DISCUSSÃO.....	76
7. CONCLUSÃO.....	84
8. REFERÊNCIAS.....	85
Anexo A- Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa – Parecer Consubstanciado do CEP.....	95

1. INTRODUÇÃO

A erosão dentária não é um problema novo. Há décadas são documentados problemas associados com a erosão, devido ao consumo de alimentos e bebidas ácidas não alcoólicas em todo o mundo (Lewis, Smith¹ 1973, Miller, Jarvis, McBean² 2001) que tem o potencial para causar significativos danos à integridade dos tecidos duros dos dentes (Nunn et al.³ 2003). Esta é uma patologia crescente (Nunn et al.³ 2003, Jaeggi, Lussi⁴ 2006), já que a prevalência e a incidência aumentaram ao longo dos últimos anos (Nunn et al.³ 2003), o que faz da erosão um foco de interesse para a pesquisa odontológica.

Erosão dental pode ser definida como a perda de substância dental devido a um processo químico causado por ácidos ou agentes quelantes, sem o envolvimento de micro-organismos. É desencadeada por fatores intrínsecos como anorexia, bulimia, problemas gástricos e xerostomia, fatores extrínsecos como alimentos, bebidas, produtos ácidos ou ainda contaminação por ácido no ambiente (Lussi, Jaeggi, Schärer⁵ 1993) e idiopática cuja ação de ácidos é de origem desconhecida (Imfeld⁶ 1996).

A exposição a desafios ácidos diminui a microdureza do esmalte, devido a uma desmineralização parcial, que conduz ao amolecimento e aumento da rugosidade, tornando a superfície do dente mais suscetível à fratura ao ser exposto às forças mecânicas (Moss⁷ 1998).

Quando o processo chega à dentina, a erosão provoca comprometimento da integridade estrutural do dente e da estética, tornando necessária a realização de tratamento restaurador (Lussi et al.⁸ 2011), com o objetivo de reduzir possível sensibilidade térmica, impedir envolvimento pulpar e esclerose dentária, abrasão por dentífrícios, continuidade da erosão ácida, assim como devolver a estética e aumentar a resistência do dente (Wang, Lussi⁹ 2010).

Nesse estágio, a dentina se encontra desmineralizada, com características específicas. Na dentina peritubular, a perda mineral origina abertura dos túbulos e remoção dos tampões dentinários; na dentina

intertubular, observa-se uma superfície mais rugosa e porosa com exposição de fibrilas colágenas (Prati et al.¹⁰ 2003, Zimmerli et al.¹¹ 2012).

Portanto, é uma superfície dentinária com características distintas da dentina sadia, que apresenta desafios adicionais à adesão. Sendo assim, a literatura vem buscando alternativas para favorecer os procedimentos adesivos na dentina erosionada. Técnicas de preparo das superfícies erosionadas já foram testadas, como preparo prévio com ponta diamantada (Zimmerli et al.¹¹ 2012) ou tratamento da superfície com laser associado a adesivos autocondicionantes (Ramos et al.¹² 2013).

Porém, na literatura não há diretrizes claras e metodologia definida sobre a forma de tratamento ou preparo para atingir uma adesão mais durável a esse tipo de dentina.

Ao longo do tempo, diferentes materiais e protocolos foram desenvolvidos para melhorar a adesão ao substrato dentinário. Na odontologia contemporânea, no entanto, o procedimento adesivo está fundamentado no uso de *primers* e adesivos em diferentes protocolos. No condicionamento total do esmalte e dentina com ácido fosfórico, a aplicação de monômeros hidrofílicos-hidrofóbicos forma a chamada hibridização dentinária. Outra alternativa, propõe o condicionamento com ácido fosfórico do esmalte e dentina, seguido da desproteinização do substrato dentinário por meio do hipoclorito de sódio em distintas concentrações e posterior aplicação dos *primers* hidrofílicos e hidrofóbicos, obtendo-se uma adesão por hibridização reversa. Ainda pode-se obter adesão por meio do condicionamento da dentina com adesivos autocondicionantes, que possuem monômeros ácidos em baixas concentrações capazes de desmineralizar as estruturas dentais e permitir simultaneamente a penetração do *primer* nas estruturas, sem precisar uma posterior lavagem do adesivo (Uribe-Echevarria, Priotto, Lutri¹³ 2003).

Considerando-se que na dentina erosionada há exposição de fibrilas colágenas e uma redução no conteúdo mineral da camada mais externa da dentina, formulou-se a hipótese de que a desproteinização deste substrato com

hipoclorito de sódio (NaOCl) poderia melhorar a qualidade de adesão dos sistemas adesivos a este tipo de dentina.

O NaOCl é um conhecido agente proteolítico inespecífico capaz de remover o material orgânico (Inaba et al.¹⁴ 1995, Perdigão et al.¹⁵ 2000) e inorgânico como íons de magnésio e carbono (Sakae, Mishima, Kozawa¹⁶ 1988). Alguns estudos de microscopia eletrônica mostraram que a desproteinização da dentina com o hipoclorito de sódio (NaOCl) aumenta o diâmetro dos túbulos dentinários expostos pelo condicionamento ácido prévio (Prati, Chersoni, Pashley¹⁷ 1999, Toledano et al.¹⁸ 2002). Com isso, aumenta a porosidade da superfície dentinária, e a difusão dos monômeros adesivos através da dentina.

Por outro lado, o tratamento com NaOCl é capaz de produzir modificações químicas estruturais na dentina desmineralizada, para torná-la “rica em hidroxiapatita”, com a remoção das fibras colágenas (Erhardt et al.¹⁹ 2008). Acredita-se que isto resulta em uma interface mais estável ao longo do tempo, porque o substrato para adesão torna-se essencialmente mineral (Toledano et al.¹⁸ 2002). Isto se deve ao fato de que o colágeno dentinário não contribui com a resistência de união, interferindo muitas vezes com os mecanismos de adesão. Isto ocorre após o condicionamento ácido, que fragiliza as estruturas das fibras colágenas (Inaba et al.²⁰ 1996, Phrukkanon et al.²¹ 2000). A remoção das fibras colágenas não suportadas também pode beneficiar a difusão dos adesivos através da dentina, devido à maior permeabilidade do substrato (Uribe-Echevarria, Priotto, Lutri¹³ 2003).

Porém, seu efeito no substrato dentinário depende da composição dos diferentes sistemas adesivos (Osório et al.²² 2002). Nos adesivos autocondicionantes, o NaOCl propicia uma camada mais compacta entre a dentina normal e a dentina impregnada pelos sistemas adesivos, ao eliminar parcialmente o conteúdo protéico de colágeno, conservando a fase mineral, tão importante em um tecido como a dentina, que precisa resistir as grandes pressões das cargas oclusais (Uribe-Echevarría et al.²³ 1996).

Até o presente momento, não foram realizados estudos sobre desproteinização à dentina erosionada. Questionando a efetividade da adesão ao substrato dentinário erosionado submetido à desproteinização, este estudo avaliou *“in vitro”* o efeito da desproteinização em dentina erosionada na resistência de união, nanoinfiltração e morfologia da camada híbrida com a utilização de três diferentes sistemas adesivos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Aspectos relacionados à erosão dental

Ao longo de suas vidas, todos os indivíduos sofrem algum grau de desgaste dental, podendo ser fisiológico ou não (Bartlett, Dugmore²⁴ 2008). Porém, quando o grau de desgaste presente proveniente da erosão é demasiadamente severo para a idade do indivíduo, ele passa a ser patológico (Young et al.²⁵ 2008). De fato, a erosão está listada no *International Classification of Diseases*, assim definindo-a como patologia (Ganss²⁶ 2008).

A erosão dentária é um processo químico de amolecimento superficial seguido, usualmente, de perda patológica, crônica, localizada, dolorosa e irreversível de tecido dentário duro, na ausência da ação direta do biofilme (West, Davies, Amaechi²⁷ 2011). É uma doença "silenciosa" e multifatorial, altamente influenciada por hábitos e estilos de vida individuais (Lussi²⁸ 2006).

A perda tecidual promovida pela erosão pode ser decorrente de um processo de quelação, em pH aproximadamente neutro, mas, de maneira geral, o agente etiológico é um ácido (Lussi, Jaeggi, Scharer⁵ 1993).

A erosão dentária pode ser de origem extrínseca, intrínseca ou idiopática, de acordo com a procedência dos ácidos que a provoca (Lussi, Jaegg, Zero²⁹ 2004).

A erosão intrínseca é o resultado da ação de ácidos endógenos, advindos do interior do próprio organismo. É representada pela ação do ácido clorídrico estomacal, causando erosão em pacientes que apresentam vômito crônico decorrente de bulimia, alcoolismo, gravidez ou pacientes com refluxo gastro esofágico involuntário (Zero, Lussi³⁰ 2000, Lussi, Jaegg, Zero²⁹ 2004, Lussi et al⁸ 2011).

A erosão extrínseca é o resultado da ação de ácidos de origem exógena, que podem estar presentes na atmosfera ambiental, como os ácidos industriais, porém a dieta é a fonte mais comum de ácidos, sendo estes provenientes de sucos de frutas, refrigerantes, bebidas esportivas, chás ou

alimentos ácidos e medicações (Zero, Lussi³⁰ 2000, Lussi, Jaegg, Zero²⁹ 2004, Lussi et al.⁸ 2011).

Já a erosão idiopática é o resultado da ação de ácidos de origem desconhecida, uma patologia para a qual nem mesmo anamnese, exame clínico e/ou exames complementares são capazes de esclarecer a origem do fator etiológico (Imfeld⁶ 1996).

Por ser um processo cumulativo, ao longo dos anos, o desgaste patológico por erosão dentária pode levar a perdas severas de esmalte e dentina que exigem reabilitações extensas e de custo elevado (Lussi, Jaeggi³¹ 2006).

Quando o desgaste desta lesão não-cariosa encontra-se em um nível avançado, com comprometimento da dentina, da integridade estrutural do dente e da estética, é necessária a realização de tratamento, para reduzir possível sensibilidade térmica, impedir envolvimento pulpar, abrasão por dentifrício e maior erosão ácida (Lussi et al.⁸ 2011).

Porém, esse processo patológico não é claramente entendido. Além de ser baseado fundamentalmente na ação químico-mecânica de ácidos sobre a estrutura dentária, sabe-se que é uma condição multifatorial e de etiologia complexa (Lussi, Jaeggi, Zero²⁹ 2004). A severidade e a manifestação clínica da erosão depende de uma interação de fatores químicos, biológicos e comportamentais (Lussi, Jaegg, Zero²⁹ 2004, Lussi et al.⁸ 2011), o que justifica as diferentes respostas dos indivíduos, mesmo quando estão frente ao mesmo desafio ácido (Lussi, Jaeggi³² 2008).

A maneira como o líquido é ingerido, a duração de contato dos alimentos com os dentes, o fluxo salivar, a película adquirida, a capacidade tampão, o pH e a concentração de cálcio e fosfato da saliva e as propriedades físicas e químicas do tecido dental, são exemplos de fatores que modificam o processo erosivo (Imfeld⁶ 1996, Lussi, Jaeggi, Zero²⁹ 2004, Lussi et al.⁸ 2011).

A gravidade da erosão também é determinada pela susceptibilidade dos tecidos dentais à dissolução. O esmalte contém mineral menos solúveis do que

a dentina, tendendo a se corroer mais lentamente (Lussi et al.⁸ 2011), por isso é difícil de diagnosticar a erosão nos estágios iniciais.

Os sinais típicos de erosão são: ausência de placa macroscópica, superfícies dentárias arredondadas e polidas devido à perda de micro anatomia, suavização de poços de desenvolvimento e sulcos, exposição da dentina, restaurações proeminentes que são elevadas acima do nível do dente adjacente (Ganss³³ 2006). Nos casos mais graves, pode perder a morfologia inteira e a superfície oclusal do dente pode desaparecer (Lussi et al.⁸ 2011).

Um estudo *in vitro* realizado por West et al.³⁴ 2000, em esmalte e dentina de dentes humanos relataram que a concentração e o tipo do ácido, o pH, a temperatura e o tempo de exposição são fatores importantes que influenciam a erosão dental. No entanto, o controle preciso existente nas pesquisas *in vitro* não está presente, *in vivo*, situação em que muitos outros fatores importantes do ambiente bucal também influenciam o potencial erosivo do ácido, como a saliva, anatomia dentária, oclusão e movimentos fisiológicos como deglutição (Lussi et al.⁸ 2011).

As lesões decorrentes da ingestão de frutas e sucos cítricos localizam-se com maior frequência por vestibular, no terço cervical dos dentes anteriores (classe V), apesar de poder ocorrer em qualquer região dentária. A área cervical é normalmente a mais afetada, porque a autolimpeza é menor do que em outras regiões, com isso o ácido permanece neste local por período mais prolongado, a saliva não atua rapidamente e seu efeito tampão demora mais para ocorrer (Grando et al.³⁵ 1995).

A maioria dos estudos epidemiológicos revela uma alta prevalência de erosão dentária entre crianças e adolescentes ao redor do mundo, situado entre 30 e 50% (Kreulen et al.³⁶ 2010). No estudo de Bartlett et al.³⁷ em 2013, constatou que 29% dos adultos tinham sinais de desgaste dentário por erosão, tornando-se uma característica de apresentação comum em adultos europeus.

No Brasil, a erosão dentária acomete 51,6% dos pré-escolares de 3 e 4 anos de idade; 19,9% dos escolares de 6 a 12 anos de idade e 34,1% dos adolescentes de 12 a 14 anos de idade. (Vargas-Ferreira, Preatzel, Ardenghi³⁸

2011). Rios et al.³⁹ (2007) encontraram que 34,8% dos incisivos, 64,7% dos caninos e 40,7% dos molares de crianças brasileiras de 6 anos de idade apresentavam erosão. A maioria destes estudos citados aponta o consumo freqüente de bebidas ácidas como fator associado à erosão dentária em populações brasileiras.

A histologia da erosão do esmalte é diferente da erosão da dentina (Lussi et al.⁸ 2011). Vários fatores fisiológicos podem modificar o processo erosivo em ambos os sentidos, ou seja, podem não favorecer a erosão ou a aumentar o grau de erosão (Zero⁴⁰ 1996).

Independentemente da origem do ácido que a provoca, dos fatores que podem modular sua instalação e evolução, vale ressaltar que a erosão dentária acontece por meio de um processo de desmineralização, relacionado à ligação de íons hidrogênio, liberados por produtos ácidos na presença de água, aos íons carbonatos ou fosfatos da estrutura dentária, ou à ligação de ânions ao cálcio, formando outros complexos (Barbour et al.⁴¹ 2005).

No esmalte, a hidroxiapatita é perdida para o ambiente bucal, resultando em um desarranjo molecular e na desestruturação da organização prismática. O amolecimento superficial do mesmo e aumento da rugosidade, em um primeiro estágio, podem ser revertidos pela ação remineralizadora da saliva. Se o impacto do ácido continua, em um segundo estágio, a superfície torna-se muito frágil e pode ser irreversivelmente perdida, pois ocorre perda de mineral de forma desordenada, enquanto a superfície restante ainda exibe parcial desmineralização (Eisenburger et al.⁴² 2004). Daí em diante, a evolução do processo erosivo em esmalte torna-se cíclica, repetindo-se sucessivamente os estágios descritos, até que a dentina subjacente seja exposta (Voronets, Lussi⁴³ 2010). A espessura e dureza desta camada amolecida atingirão um estado estacionário. Esse esmalte será, portanto, vulnerável a forças abrasivas, como escovar os dentes (Collys et al.⁴⁴ 1992).

Quando acomete a dentina e essa fica exposta a ácidos de relevante poder e concentração, os minerais da região de união entre as dentinas peri e intertubular são inicialmente dissolvidos; em seguida, a dentina peritubular é

dissolvida e os túbulos dentinários são ampliados. Por meio do ataque, a dentina intertubular se torna rugosa e porosa, o processo erosivo deixa, de modo variável de região para região uma zona fina de rede de colágeno fibroso e denso completamente desmineralizado presente (Breschi et al.⁴⁵ 2002), que aumenta com a progressão do tempo de erosão. Dependendo do agente de desmineralização e do tempo de exposição, a dentina parcialmente desmineralizada é atingida (Kinney et al.⁴⁶ 1995).

Inicialmente, tanto a dentina peritubular como a intertubular recuam em taxas similares. Logo após, a dentina peritubular é dissolvida enquanto que a região intertubular ainda aparece mais estável em virtude da exposição das fibras colágenas (Kinney et al.⁴⁶ 1995). Com exposição ácida contínua, a taxa de desmineralização diminui quando a matriz colágena exposta atinge uma determinada espessura (Hara et al.⁴⁷ 2005). Isto pode ser, em parte, devido às propriedades do colágeno, que dificultam a difusão iônica até a dentina subjacente. Além disso, nessa fase, os minerais dissolvidos serão impedidos de remoção imediata do líquido circundante, aumentando assim o estado de saturação (Hara et al.⁴⁷ 2005, Lussi et al.⁸ 2011).

Alguns autores (Hara et al.⁴⁷ 2005, Lussi et al.⁸ 2011) sugerem que a desmineralização erosiva da dentina vai reduzindo na medida em que a quantidade de colágeno desmineralizado aumenta. Pressupõe-se que esta matriz orgânica exposta age como uma membrana protetora com capacidade tampão, suficiente para reduzir a desmineralização e retardar a perda de minerais e a difusão de íons H^+ para regiões mais profundas da dentina.

Restaurar esse tipo de superfície é um desafio, já que características tão complexas deste substrato tornam o procedimento adesivo bastante desafiador (Van Meerbeek et al.⁴⁸ 1996).

Restaurações de resina composta representam, nesse contexto, uma ótima escolha para tratamento dos comprometimentos moderados a intermediários, prevenindo a progressão do desgaste, e chegando a impedir que uma reabilitação protética extensa seja necessária (Dietschi, Argente⁴⁹ 2011).

Poucas alternativas foram propostas para tentar melhorar a adesão à dentina erosionada, com o intuito de reabilitar o elemento dental afetado, estimulando o estudo de técnicas para maximizar a adesão em dentina erosionada, a fim de propiciar resistência de união ao dente suficiente para suportar as forças incidentes no meio bucal.

Cruz et al.⁵⁰ (2012) avaliaram a resistência de união de um sistema adesivo e materiais restauradores em dentina erosionada e não erosionada. Trinta e seis incisivos bovinos foram utilizados, os quais foram embebidos em resina acrílica e desgastados para obter superfícies planas da dentina vestibular. Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos: sem erosão (imersão em saliva artificial) e erosionado submetido à modelo de ciclagem de pH (3 × em coca cola por dia, durante 7 dias). As amostras foram divididas de acordo com o material restaurador: cimento de ionômero de vidro (KetacTM Molar Mix Easy), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (VitremerTM) ou sistema adesivo com resina composta (Adper Single Bond 2 + Filtek Z-250). Tubos de polietileno com um diâmetro interno de 0,76 mm foram colocados sobre a dentina e preenchidos com o material. O teste de união ao microcissalhamento foi realizado após 24 h de armazenamento em água a 37 °C. O modo de falha foi avaliado utilizando um microscópio estereoscópico (400X). Dados de resistência de união foram analisados com teste ANOVA de dois critérios e pós-teste Tukey ($\alpha = 0,05$). O sistema adesivo apresentou os valores mais elevados de resistência de união, independentemente do substrato ($p < 0,0001$). Para todos os grupos, a falha mista prevaleceu. Concluiu-se que os materiais adesivos podem ser utilizados na dentina erosionada sem comprometer a qualidade de união. Quanto à utilização de sistemas adesivos, é preferível usar um sistema adesivo com ácido, pois demonstraram melhores valores de resistência de união comparados com os cimentos de ionômero de vidro testados.

Zimmerli et al.¹¹ (2012) avaliaram a influência de diferentes técnicas de preparo na superfície de união da dentina erosionada ao longo do tempo. Espécimes de dentina foram erosionados por ciclagem de pH ou foram deixados sem tratamento como controle. Cinco técnicas de "preparo" diferentes foram aplicadas: (1) limpeza com pedra-pomes, (2) abrasão a ar, (3) ponta

polidora de silício, (4) proxoshape e (5) ponta diamantada. Foram avaliados sistemas adesivos de três passos OptiBond FL (O-FL, Kerr) e de dois passos Clearfil SE Bond (C-SE; Kuraray). A resistência de união (microtração) foi medida após armazenamento em água, depois de 24 h e 1 ano. A análise da fratura foi realizada em lupa estereoscópica e MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura). As diferenças foram estatisticamente analisadas com um modelo linear de efeitos mistos ($\alpha = 0,05$). A erosão reduziu a resistência de união em todos os grupos, mas este efeito foi menos proeminente quando a superfície erosionada foi preparada por ponta diamantada. O armazenamento reduziu a resistência de união em quase todos os grupos significativamente, mas este efeito foi mais proeminente para as superfícies erosionadas do que para os não-erosionadas. Após um ano de controle as amostras revelaram resistência de união superior com o adesivo de três passos (O-FL). No grupo controle, houve uma ligeira melhora na dentina erosionada quando foi utilizado o adesivo de dois passos (C-SE). A interface da erosão dentinária apareceu muito propensa à degradação como foi demonstrado pelo aumento da quantidade de falhas adesivas e pela infiltração de prata detectada por TEM (Microscopia eletrônica de transmissão). A abordagem minimamente invasiva para preparação da cavidade invasiva deve sempre ser seguida, no entanto, o preparo superficial (ou rugosidade mínima) com uma ponta diamantada é altamente recomendado para restaurar adesivamente lesões de erosão.

Ramos et al.¹² (2013) avaliou “*in vitro*” o efeito de diferentes tratamentos de superfície (ponta diamantada, laser de Er:YAG - 2,94 μm , 60 mJ, 2 Hz, 0,2 W, 19,3 J/cm² e laser de Er,Cr:YSGG 2,78 μm , 50 mJ, 30 Hz, 1,5 W, 4,5 J/cm²), prévios ao tratamento restaurador, tanto na dentina humana hígida quanto na dentina artificialmente erodida. Metades das amostras foram submetidas à ciclagem erosiva, a qual foi realizada durante 5 dias por meio da imersão em solução de ácido cítrico 0,05 M (pH 2,3/ 10 min/ 6x/dia) e solução supersaturada (pH 7,0 60 min entre os condicionamentos ácidos). Na fase experimental 1: 32 fragmentos de dentina foram divididos aleatoriamente em 8 grupos (n = 4) e com o auxílio do MEV, realizou-se a análise da morfologia da superfície da dentina hígida e da submetida à ciclagem erosiva, após os diferentes tratamentos de superfície. Na fase experimental 2: 192 terceiros

molares humanos foram divididos aleatoriamente em 2 grupos (dentina hígida e dentina submetida à ciclagem erosiva) e 8 subgrupos (n=12) para avaliação da resistência de união entre as superfícies tratadas e 2 sistemas adesivos (1 autocondicionante e 1 com condicionamento ácido prévio), por meio do ensaio de microtração e da análise do padrão de fratura. Os valores obtidos de resistência de união (MPa) foram submetidos aos testes de ANOVA (dois fatores) e de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0,05$). A análise morfológica de superfície mostrou alterações significativas da dentina hígida e da dentina artificialmente erodida, submetidas aos diferentes tratamentos de superfície. Quanto à resistência de união, na dentina hígida, o grupo controle, tanto do sistema autocondicionante ($54,69 \pm 7,80$ MPa) quanto do condicionamento ácido total ($47,36 \pm 9,35$ MPa), apresentou valores significativamente maiores que os outros grupos, sendo, porém, diferentes entre si. Na dentina erodida, a maior resistência de união foi alcançada com o grupo tratado com o laser de Er,Cr:YSGG associado ao adesivo autocondicionante ($28,26 \pm 9,22$ MPa), o qual foi significativamente diferente de todos demais grupos. Com base nos parâmetros de irradiação utilizados neste estudo, pode-se concluir que em dentina hígida, os tratamentos de superfície com os lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG apresentaram resultados de adesão inferiores, mas satisfatórios, em relação ao grupo controle. Já em substrato dentinário erodido, a irradiação com laser de Er,Cr:YSGG, associada ao uso de sistema adesivo autocondicionante, promoveu efeito positivo para a adesão à resina composta.

2.2 Desproteinização

O conhecimento mais aprofundado da estrutura dentinária permitiu que a adesão à dentina também fosse explorada, pois este tecido difere do esmalte tanto em sua composição, quanto morfológicamente, apresentando-se como um tecido mais úmido. Assim, diversas formas de tratamento da dentina têm sido pesquisadas, com intuito de se conseguir resultados cada vez melhores no que diz respeito às propriedades adesivas (Yui et al.⁵¹ 2009).

O condicionamento da dentina remove a fase mineral e deixa a fase orgânica em suspensão na água, expondo a matriz de colágeno da dentina como um substrato de ligação (que permite a infiltração adesiva), e esta é uma abordagem segura e prática para melhorar a adesão à dentina (Vaidyanathan, Vaidyanathan⁵² 2009).

Nakabayashi et al.⁵³ 1991 demonstraram que o processo de hibridação resulta da infiltração do adesivo no espaço aberto na matriz de colágeno exposto pela desmineralização da dentina e a sua polimerização *in situ*. A degradação dessa adesão pode ocorrer por divisão da parte polimérica ou das fibrilas de colágeno na camada híbrida, ou exposição da matriz de colágeno da dentina por condicionamento ácido podendo também ativar metaloproteinases de matriz (MMP) (Vaidyanathan, Vaidyanathan⁵² 2009).

Alguns estudos têm demonstrado que pode existir uma discrepância entre a profundidade da desmineralização produzida pelo ácido e a penetração dos monômeros na malha colágena, resultando em fibras colágenas desprotegidas na região basal da camada híbrida (Chan et al.⁵⁴ 1997). Tais fibras são susceptíveis à hidrólise com o passar do tempo, comprometendo a durabilidade da adesão (Burrow, Tagami, Hosada⁵⁵ 1993).

Para evitar esta biodegradação, diferentes estratégias têm sido propostas, tal como a remoção do colágeno desmineralizado (Perdigão et al.⁵⁶ 1999, Uceda-Gómez et al.⁵⁷ 2007) e o uso de inibidores de MMPs (Osorio et al.⁵⁸ 2011).

O hipoclorito de sódio tem sido empregado na dentina como agente desproteinizante, sendo conhecido como agente proteolítico não específico, capaz de remover o material orgânico (Inaba et al.¹⁴ 1995).

A solvência de tecidos orgânicos a esta solução é devido à ação do cloro sobre as proteínas formando cloraminas solúveis em água, reação com rapidez diretamente proporcional à concentração de cloro ativo presente na solução (Moorer, Wesselink⁵⁹ 1982). O princípio ativo do hipoclorito de sódio se deve às moléculas de HOCl não-dissociadas, responsáveis pela ação oxidante e hidrolisante do composto. Assim o colágeno também pode sofrer a ação

solvente pelo hipoclorito de sódio (Moorer, Wesselink⁵⁹ 1982).

A aplicação do agente desproteinizante altera a ultra-morfologia da superfície da dentina condicionada, deixando-a mais irregular, rugosa e com alta energia de superfície, rica em hidroxiapatita, favorecendo o embricamento micromecânico com os sistemas adesivos (Tanaka, Nakai⁶⁰ 1993).

Dessa forma, o mecanismo de união entre dentina e resina, após o tratamento com hipoclorito de sódio, acontece por meio da penetração dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada pelo condicionamento ácido, nos túbulos dentinários e canais laterais formando prolongamentos resinosos (Gwinnett⁶¹ 1994). Pode-se afirmar que há formação de uma camada híbrida reversa, onde há penetração de monômeros nas porosidades submicrométricas da fase mineral decorrentes da remoção das fibrilas de colágeno (Prati, Chersoni, Pashley¹⁷ 1999).

Alguns estudos de Microscopia Eletrônica mostraram que a desproteinização da dentina com o hipoclorito de sódio (NaOCl) aumenta o diâmetro dos túbulos dentinários (Prati, Chersoni, Pashley¹⁷ 1999, Toledano et al.¹⁸ 2002).

Adicionalmente, a remoção do colágeno não compatível pode ter um efeito benéfico sobre a difusão dos *primers* e adesivos em toda a dentina (Prati, Chersoni, Pashley¹⁷ 1999) tornando a superfície mais permeável (Inaba et al.²⁰ 1996).

Alguns pesquisadores afirmam que a eliminação do colágeno exposto pelo condicionamento ácido prévio, através de soluções com hipoclorito de sódio diminui a sensibilidade da técnica adesiva, obtendo valores de resistência de união semelhantes àqueles obtidos em esmalte condicionado por ácido fosfórico (Wakabayashi et al.⁶² 1994).

Diversas publicações sobre a influência da remoção das fibrilas de colágeno na adesão dentinária mostram resultados distintos, sem um consenso das repercussões da desproteinização na resistência de união. Enquanto alguns pesquisadores mostram que desproteinização aumenta a resistência de

união (Tanaka, Nakai⁶⁰ 1993, Toledano et al.¹⁸ 2002), outros revelam decréscimo na resistência de união (Lai et al.⁶³ 2001, Yiu et al.⁶⁴ 2002, Uceda-Gómez et al.⁶⁵ 2003).

Perdigão et al.⁵⁶ (1999) avaliaram a ultra morfologia da dentina superficial e profunda após o condicionamento com ácido fosfórico (H_3PO_4) 35%, com e sem desproteinização por meio do tratamento com hipoclorito de sódio. Foram utilizados 10 terceiros molares, o esmalte oclusal foi eliminado e obtidos 2 discos de dentina por dente, um superficial e outro em dentina profunda, com uma espessura de $800 \pm 200 \mu m$. A dentina foi polida com lixas de carbureto de silício de granulação 600 por 60 s para padronização da superfície e em seguida, cada disco de dentina superficial e profunda foi condicionado com o H_3PO_4 em gel a 35% e lavado com água deionizada por 10s. As amostras foram armazenadas em água deionizada, e analisadas no microscópio de força atômica (AFM). Em seguida, foram selecionados 5 discos de dentina superficial e 5 de dentina profunda condicionado e submetidos ao tratamento com NaOCl a 5% por 2 min, e lavados por 30 s com água deionizada, e posicionados no AFM. Os espécimes foram preparados para serem analisados no MEV. Os autores encontraram um extenso labirinto de túbulos secundários laterais nos espécimes nos quais foi realizado o procedimento de desproteinização com NaOCl a 5%, concluindo que a aplicação de substâncias desproteinizantes modifica a ultra morfologia da superfície da dentina condicionada expondo uma rede de canais laterais secundários sobre a superfície de dentina, alargando a abertura dos túbulos na dentina superficial e profunda, o que deve produzir *tags* de resina com um diâmetro maior, e teoricamente incrementar a resistência de união.

Bianchi et al.⁶⁶ (2000) avaliaram a resistência de união dos sistemas adesivos Scotchbond MultiPurpose Plus (SBMP), One Step (OS), Single Bond (SB) e o Prime & Bond 2.1 (PB), após os seguintes procedimentos: 1) condicionamento do substrato dentinário com ácido fosfórico 37% por 10 s e 2) condicionamento com ácido fosfórico 37% por 10 s, seguido do tratamento com NaOCl 10% por 30 s. Foram expostas as superfícies dentinárias de molares humanos e divididas nos grupos experimentais. A aplicação dos sistemas adesivos foi realizada seguindo as especificações dos fabricantes, e em

seguida foi reconstruído um cone de resina composta de 3 mm de diâmetro. Os dentes foram armazenados por 24 h e logo submetidos ao teste de resistência à tração a uma velocidade de 0,5 mm / min. Os dados obtidos foram analisados através do teste paramétrico de ANOVA. Os autores observaram que o uso do NaOCl reduziu significativamente os valores de resistência de união dos sistemas adesivos SBMP (9,5 MPa e 4,5 MPa) e SB (9,5 MPa e 4,2 MPa), os quais contém solvente a base de água, fato que não foi observado nos sistemas adesivos OS (10,3 MPa e 10,2 MPa) e PB (7,0 MPa e 7,7 MPa) com solvente a base de acetona, os quais não foram afetados pela desproteção com NaOCl. Concluíram que a remoção das fibrilas de colágeno expostas pelo condicionamento ácido pode influenciar no desempenho dos sistemas adesivos com solvente à base de água, quando comparados com os sistemas adesivos com solvente à base de acetona.

Castro et al.⁶⁷ (2004) utilizaram o NaOCl gel a 10% para determinar os efeitos na resistência de união ao cisalhamento de três sistemas adesivos em dentina. A hipótese nula testada foi que o tratamento de dentina com gel de NaOCl não compromete a resistência de união. Cento e vinte incisivos foram fixados em PVC com resina acrílica e uma parte da superfície coronária de cada dente foi seccionada e planificada para realização do procedimento de união. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em seis grupos (n=20): G1 – Single Bond; G2 – NaOCl gel a 10% + Single Bond; G3 – Prime & Bond 2.1; G4 – NaOCl gel a 10% + Prime & Bond 2.1; G5 – Gluma One Bond; G6 – NaOCl gel a 10% + Gluma One Bond. ANOVA de dois critérios mostrou uma interação estatisticamente significativa entre os sistemas adesivos e tratamento, com ou sem gel de NaOCl. Com respeito ao fator sistemas adesivo, nenhuma diferença significativa pôde ser observada entre os diferentes tratamentos para os sistemas adesivos Single Bond e Prime & Bond 2.1. O sistema adesivo, Gluma One Bond demonstrou aumento significativo na resistência de união quando o NaOCl gel a 10% foi aplicado.

Barbosa de Souza et al.⁶⁸ (2005) avaliaram o efeito da desproteção da dentina na resistência de união (μ TBS) de quatro sistemas adesivos de condicionamento total (Single Bond[™] / SB, Prime & Bond[®] NT[™] / PB, One Coat Bond / OC, e PQ1[™] / PQ). Cada dente foi fixado individualmente numa

máquina de corte e seccionados perpendicularmente ao eixo longitudinal por meio de um disco de diamante expor uma superfície de dentina média. Discos de dentina 3 mm de espessura (48 para μ TBS e 24 para a avaliação FE-SEM) foram obtidos através da remoção das raízes dos dentes da mesma forma. Foram dois tratamentos experimentais em dentina por adesivo: (1) controle com desmineralização e (2) desproteinização com remoção de colágeno. Os espécimes foram aleatoriamente atribuídos aos sistemas e tratamentos. A ultraestrutura das interfaces resina-dentina também foi examinada usando o MEV (microscopia eletrônica de varredura). Os dados foram submetidos à análise de variância de dois fatores e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Teste de Tukey indicou que PB e PQ apresentaram resultados significativamente maiores ($p < 0,05$) após a desproteinização da dentina (PB = 61,53 MPa, PQ = 58,18 MPa). Este tratamento promoveu estatisticamente menores resultados para SB (39,08 MPa), mas a μ TBS de OC à dentina não foi afetada pela desproteinização da mesma.

Uribe-Echevarría et al.⁶⁹ (2004) realizaram um estudo com o objetivo de comprovar a capacidade de adesão à dentina e a adaptação do adesivo autocondicionante One Coat SE Bond (OCB) em cavidades classe I, realizando distintos tratamentos do substrato dentinário. Foram utilizados 36 terceiros molares humanos, nos quais foram realizados preparos de cavidades classe I, divididos aleatoriamente em quatro grupos de 9 dentes. GI: hibridização por desmineralização com ácidos em alta concentração (condicionamento ácido no esmalte e dentina com H_3PO_4 15% / 15 s, a lavagem e secagem por 5 s). GII: desmineralização com ácidos em alta concentração e desproteinização (condicionamento ácido total no esmalte e dentina com H_3PO_4 15% / 15 s, aplicação do NaOCl 5,2% por 1 min, no esmalte e dentina e foi feita uma lavagem e secagem por 5 s). GIII: reação integração por meio da aplicação do adesivo autocondicionante OCB no esmalte e dentina seguindo as indicações do fabricante. GIV: oxidação – desproteinização (aplicação de H_3PO_4 15% no esmalte, a lavagem e secagem por 5 s, (aplicação do NaOCl 5,2% / 1 min no esmalte e dentina). Em todos os grupos utilizou-se a mesma resina composta e mesmo sistema adesivo autocondicionante (OCB) no esmalte e dentina seguindo as indicações do fabricante. Os dentes foram cortados no sentido

vestíbulo-lingual e polidos. Posteriormente, os cortes foram replicados por meio de acetato e submersos em Rodamina B a 1,0% (Sigma Co) por 24 horas e, em seguida, observados por meio do fotovideomicroscópio (35M e 200M Zeiss) e do “Confocal Laser Scanning Microscopy” (LSM 5 Pascal, Zeiss) utilizando um laser verde de 543 nm de comprimento de onda por transmissão, epifluorescência ou em mapa de gradientes e analisador de imagens “Zeiss LSM Image Browser”. A adesão – adaptação à dentina foi maior no GIV, onde se obteve uma união – adesão por desproteinização, com uma camada de 8,6 a 9,6 μm de espessura; a menor adesão foi observada no GII, com valores de 4,2 a 5,3 μm . Concluíram que a conservação da fase mineral dentinária por meio da oxidação – desproteinização pela ação do hipoclorito de sódio geraria novas possibilidades de adesão ao substrato dentinário.

Ruan-Antury, Gomes, Uribe-Echevarría⁷⁰ (2006) avaliaram a resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes One Coat SE Bond (Coltène / Whaledent[®]) de dois passos e XENO III (Dentsply) de um passo, através do teste de resistência adesiva por micro-tração, depois da desproteinização dentinária mediante aplicação de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,2% por 40 segundos. Foram selecionados 25 terceiros molares humanos, a superfície oclusal cortada em 3 mm $\pm$ 1 mm. As superfícies da dentina expostas foram polidas com lixa de carbureto de silício com granulação 600, em uma Politriz. Cada grupo (n = 5) recebeu os respectivos sistemas adesivos, GI: controle, GII e GIV: adesivos autocondicionantes sem desproteinização, GIII e GV: adesivos autocondicionantes com desproteinização. Os dentes foram restaurados com resina composta Filtek Z- 250 (3M- ESPE) e seccionados 24 horas depois em uma máquina de corte de LABCUT (Extec, EUA), resultando em secções perpendiculares a interface adesiva com uma área de secção transversal de aproximadamente $\pm$ 0,7 mm². Três espécimes por grupo foram selecionados e analisados por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de emissão de campo e de "confocal laser scanning microscope" CLSM. As amostras restantes foram submetidos ao teste de micro-tração (1 mm/min) em uma máquina universal de ensaios EMIC[®]. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística usando os testes ANOVA e Kruskal-Wallis. Provando que o sistema autocondicionante XENO III após Desproteinização (43,60 $\pm$ 11,44

MPa) apresentou os maiores valores de resistência de união, os valores mais baixos foram observado para o sistema adesivo autocondicionador One Coat SE Bond com desproteinização ($27,50 \pm 8,75$ MPa) e sem esproteinização ($27,07 \pm 7,2$ MPa).

Ruan-Antury et al.⁷¹ (2006) avaliaram a resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes Self Etch Bond (Vigodent®) e XENO III (Dentsply), através do teste de resistência adesiva por micro-tração, depois da desproteinização dentinária mediante aplicação de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,2% por 40 segundos. Foram selecionados 35 terceiros molares humanos, a superfície oclusal cortada de $3 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$. As superfícies da dentina expostas foram polidas com lixa de carbureto de silício de granulação 600 (3M Co) por 1 minuto em uma Politriz. Cada grupo ($n = 5$) recebeu os respectivos sistemas adesivos, GI: controle, GII e GIV: adesivos autocondicionantes sem desproteinização, GIII e GV: adesivos autocondicionantes com desproteinização. Os dentes foram restaurados com resina composta Filtek Z-250 e seccionados 24 horas depois em uma máquina de corte de LABCUT 1010 Labcut (Extec, EUA), resultando em secções perpendiculares a interface adesiva com uma área de secção transversal de aproximadamente $\pm 0,7 \text{ mm}^2$. Três espécimes por grupo foram selecionados e analisados por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de emissão de campo e de "confocal laser scanning microscope" CLSM. As amostras restantes foram submetidos ao teste de micro-tração (1 mm/min) uma máquina universal de ensaios EMIC®. Os valores de resistência de união analisados por análise de variância ANOVA, através do teste estatístico de Kruskal-Wallis. Os resultados permitiram observar que o sistema adesivo autocondicionante XENO III depois da desproteinização apresentou os maiores valores de resistência adesiva ($43,60 \pm 11,44$ MPa). Os menores valores foram observados para o sistema adesivo autocondicionante Self Etch Bond sem desproteinização ($28,74 \pm 12,40$ MPa). Para este estudo foi possível demonstrar que a desproteinização dentinária por meio da aplicação do NaOCl 5,2% por 40 segundos não influenciou a resistência adesiva do sistema adesivo autocondicionante XENO III, também foi constatado que a resistência adesiva do adesivo

autocondicionante Self Etch Bond depois da desproteinização, aumentou significativamente.

Uceda-Gómez et al.⁵⁷ (2007) avaliaram a resistência de união imediata e de 12 meses de dois sistemas adesivos (Single Bond-SB e One Step-OS) aplicadas à dentina desmineralizada e dentina desmineralizada/tratada com hipoclorito de sódio (H). Vinte terceiros molares foram divididos em quatro grupos experimentais de cinco dentes para cada condição de teste. A superfície da dentina foi exposta, lixadas e polidas. Os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes em metade da amostra. A outra metade foi condicionada com ácido fosfórico 37%, enxaguada e depois condicionada com uma solução de hipoclorito de sódio a 10% durante 60 s. A superfície de dentina foi lavada 15 s e seca ao ar. Em seguida, foram reumedecidas usando uma micropipeta (Pipetman, Gilson, Nova Iorque, EUA). Uma quantidade de 3,5 e 1,5 mL de água foi utilizada para OS e SB, respectivamente, antes da aplicação dos sistemas adesivos. A restauração foi confeccionada com a resina composta (Z-250; 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA), colocadas em incrementos de 1 mm. Após 24 horas em estufa bacteriológica, as amostras foram seccionadas em forma de palitos (0,8 mm²). Os espécimes foram testados em microtração (0,5 mm/min) imediatamente (IM) ou após 12 meses de armazenamento em água (12M). Os dados (MPa) foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). O SB ($42,3 \pm 9,1$ MPa) demonstrou resistência de união superior ao OS ($33,6 \pm 11,6$ MPa). O uso de 10% de hipoclorito de sódio, após o condicionamento ácido, não melhorou de imediato e nem a longo prazo a resistência de união resina-dentina.

Spazzin et al.⁷² (2007) verificaram a influência da desproteinização e da condição do substrato dentinário (úmido ou seco) na microinfiltração marginal em restaurações com resina composta. Oitenta cavidades classe V, preparadas em quarenta terceiros molares humanos (com margem gengival em dentina) e foram divididas aleatoriamente em quatro grupos: G1 (controle) – sistema adesivo (Prime & Bond 2.1[®], Dentsply) aplicado à dentina úmida; G2 – sistema adesivo aplicado à dentina seca; G3 – dentina desproteinizada com hipoclorito de sódio (NaOCl 10%, 60s) e o sistema adesivo aplicado à dentina úmida; G4 – dentina desproteinizada e o sistema adesivo aplicado à dentina

seca. Depois de restaurados, os espécimes foram termociclados, isolados, imersos em corante, incluídos em resina acrílica e seccionados. Para a análise das secções foi utilizado um microscópico óptico e os escores, tabulados. Os dados foram submetidos à análise estatística (Kruskal Wallis/1%; $H_0 = 0,69\%$), sendo que G3 e G4 apresentaram diferença estatística entre si. Os demais grupos não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando correlacionados. Foi possível concluir que a camada de colágeno não tem influência na infiltração marginal. Um índice de microinfiltração significativamente menor foi encontrado após a remoção do colágeno para o substrato dentinário seco.

Beseggio et al.⁷³ (2009) avaliaram “*in vitro*” a influência de desproteinização ou uso de obliterantes dos túbulos dentinários (dessensibilizante), bem como a combinação de ambas as técnicas, sobre a resistência de união (μ TBS) e a infiltração marginal de restaurações de resina composta. Terceiros molares humanos foram divididos aleatoriamente em 4 grupos. A superfície da dentina foi tratada com um dos seguintes procedimentos: (A) 35% fosfórico ácido gel (PA) + sistema adesivo (AS); (B) PA + 10% NaOCl + AS; (C) PA + oxalato AS e (D) PA + oxalato + 10% NaOCl + AS. Dados de resistência de união foram analisados estatisticamente pelo ANOVA de dois critérios e pós-teste de Tukey. Os escores de microinfiltração foram analisados com teste não paramétricos de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. O nível de significância foi fixado em 0,05 para todas as análises. Os dados da resistência de união (μ TBS) apresentaram valores estatisticamente menores para os grupos D e B, classificando como $A > C > B > D$. A utilização de ácido oxálico resultou na redução da infiltração ao longo da interface dente / restauração, sendo significativo quando usado sozinho. Por outro lado, o uso de 10% de hipoclorito de sódio sozinho ou em combinação com o ácido oxálico, resultou num aumento da infiltração. A dentina desproteinizada com 10% de hipoclorito de sódio ou em combinação com oxalato comprometeu de forma significativa tanto a resistência de união como a infiltração na interface.

Yui et al.⁵¹ (2009) avaliaram a resistência de união de restaurações de resina composta, mediante a remoção ou não do colágeno dentinário. Foram utilizados 24 dentes bovinos, embutidos em resina acrílica e desgastados até

se obter um remanescente de 2 mm de dentina. Delimitou-se a área da adesão em 3 mm de diâmetro. As amostras foram divididas em 2 grupos: G1 (controle): foi aplicado o sistema adesivo autocondicionante Adper Prompt L-Pop (3M/ESPE), seguindo as recomendações do fabricante, restauração com a resina Z100 (3M/ESPE) pela técnica incremental, em matriz metálica e sobre a área preparada; G2 (teste): realização de condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 s, lavagem, secagem, aplicação de hipoclorito de sódio (NaOCl) 10% por 60 s, lavagem, secagem, aplicação do sistema adesivo autocondicionante e realização da restauração, como descrito anteriormente. Os espécimes foram imersos em água destilada e mantidos em estufa bacteriológica a 37 °C por 7 dias, e então submetidos ao teste de cisalhamento em uma máquina de ensaios universal EMIC (velocidade de 0,5 mm/min). Após análise estatística (ANOVA e teste t), os valores médios encontrados foram (em MPa): G1= $8,32 \pm 2,28$ e G2= $5,76 \pm 2,48$ ($p < 0,05$). Concluiu-se que a remoção do colágeno diminuiu significativamente a resistência de união para o sistema adesivo empregado.

Ribeiro et al.⁷⁴ (2011) avaliaram os efeitos do NaOCl, ascorbato de sódio e ácido ascórbico sobre a resistência de união dos sistemas adesivos convencionais (3 e 2 passos) à dentina humana através do teste de resistência de união à microtração. Vinte e oito terceiros molares humanos tiveram suas raízes embutidas em resina acrílica e o esmalte oclusal foi totalmente removido. Na superfície da dentina foi aplicado ácido fosfórico a 37% por 15 s e divididos aleatoriamente em: G1 = 10% de hipoclorito de sódio por 60 s, All Bond 2 – AB2 (Bisco), G2 = 10% hipoclorito de sódio, ascorbato de sódio a 10% (AS) 10 min, AB2 e G3 = 10% de hipoclorito de sódio por 60 s, 10% de ácido ascórbico (AA) durante 10 min e AB2, G4 = 4,25% de NaOCl para 45 s e AB2, G5 = 4,25% de NaOCl, AB2; G6 = 4,25% NaOCl, AA, AB2, G7 = AB2, G8 = 10% de hipoclorito de sódio, Adper Single Bond 2 - ASB2 - 3M/ESPE), G9 = 10% de hipoclorito de sódio, AS, ASB2; G10 = 10% de hipoclorito de sódio, AA, ASB2; G11 = 4,25% NaOCl e ASB2; G12 = 4,25% NaOCl, AS, ASB2; G13 = 4,25% NaOCl, AA, ASB2; G14 = ASB2. Os espécimes foram restaurados com compósito Filtek Z-350 (3M/ESPE) e cortados para obter corpos de prova em forma de “palitos”. O teste de microtração foi realizado. A análise de

variância e teste de Tukey ($p < 0,05$) indicou que as forças médias variaram em MPa de 12,18 a 38,65, sendo mais elevadas para o G10 (38,65), G1 (31,74) e G12 (29,92). A desproteinização sem antioxidantes livre resultou em melhor resistência de união AB2. O ASB2 resultou no melhor comportamento quando associado com 10% de hipoclorito de sódio e AA. O uso de 10% de hipoclorito de sódio por 60 s resultou em valores mais altos. O AA foi o agente antioxidante com o melhor desempenho.

Aguilera et al.⁷⁵ (2012) determinaram os efeitos de diferentes procedimentos de condicionamento (H_3PO_4 e $H_3PO_4 + NaOCl$) na resistência ao cisalhamento e na ultraestrutura das interfaces resina-dentina com o uso de MEV e medições de *tags* do sistema adesivo Prime & Bond NT (PB NT). Quarenta e oito terceiros molares humanos foram seccionados para expor as superfícies planas de dentina superficial ou profunda. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em dois grupos: (1) condicionamento com H_3PO_4 , de acordo com as instruções dos fabricantes e (2) 5% de NaOCl tratados durante 2 min + condicionamento com H_3PO_4 a 35% e restaurados com resina composta Tetric. Cada amostra foi montada para o teste de cisalhamento. Após uso do PB NT, as amostras foram armazenadas em água durante 24 h a 37 °C e termocicladas (500X). As amostras foram testadas em cisalhamento usando uma máquina de ensaios universal em 0,75 mm/min. Os dados foram analisados com teste de comparação de ANOVA e Newman-Keuls. Duas amostras de cada grupo foram selecionadas aleatoriamente para investigar o aspecto morfológico da interface resina/dentina com SEM. Depois de condicionamento e depois da aplicação da solução de hipoclorito (NaOCl), os valores para força de cisalhamento eram semelhantes em dentina superficial e profunda ($p > 0,05$). O SEM para as amostras condicionadas com H_3PO_4 apresentaram camada híbrida e *tags* de resina longos. O uso do hipoclorito de sódio a 5% por 2 min após desmineralização da dentina quando PB NT foi empregado não melhorou a resistência de união à dentina, provavelmente devido ao conteúdo nanoparticulado e/ou alterações oxidativas sobre a dentina empobrecida de colágeno.

Ravishanker, Chaitanya⁷⁶ (2012) avaliaram o efeito da desproteinização e aplicação de agente redutor sobre a integridade marginal de restaurações de

resina composta usando três diferentes agentes de união (Prime & Bond NT, AdheSE[®] e G-Bond). Preparos cavitários de classe V foram confeccionados na superfície vestibular de 90 molares humanos extraídos e divididos em três grupos (I, II, e III) com base nos sistemas adesivos. Cada grupo foi subdividido em três subgrupos de 10 dentes cada, de acordo com o tratamento de superfície. No subgrupo I, o adesivo foi aplicado de acordo com a orientação do fabricante; no subgrupo II, o adesivo foi aplicado de acordo com a orientação do fabricante, após remoção do colágeno. Este procedimento foi realizado através da aplicação de ácido fosfórico 37% durante 15 s, lavagem durante 15 s e secagem durante 2 s, seguido pela aplicação de hipoclorito de sódio a 5% (Dentpro), durante 2 min, e lavados com água por mais 2 min antes da aplicação do sistema adesivo. No subgrupo III, o ascorbato de sódio a 10% foi aplicado durante 1 min após a remoção do colágeno, como no subgrupo II então lavado durante 30 s, seguido da aplicação de um sistema adesivo. As cavidades foram restauradas com resina composta Filtek Z-350. Os espécimes foram seccionados e avaliados sob microscópio estereoscópico. A morfologia da interface resina-dentina foi visualizada utilizando SEM. À análise estatística foi realizada por meio do teste de Kruskal-Wallis e ANOVA um critério, seguido por um teste de Mann-Whitney U-teste ($p < 0,05$). O Grupo I mostrou significativamente menos infiltração entre os grupos. Não foi encontrada diferença significativa na infiltração entre os grupos I e II. Dentro dos subgrupos para cada grupo, não foi observada diferença significativa nos escores de microinfiltração. Micrografias apresentaram áreas de lacuna no grupo I e diferentes graus de lacunas nos outros dois grupos. Adesivos de condicionamento ácido e lavagem foram melhores no grupo com desproteinização do que os sistemas adesivos autocondicionantes.

2.3 Sistemas adesivos

Desde o início da odontologia adesiva estabelecida por Buonocore⁷⁷ em 1955, tem-se buscado uma adesão à superfície dentinária tão eficiente quanto à obtida ao esmalte dental, pois a maior parte dos procedimentos

restauradores abrange, além do esmalte dental, a estrutura dentinária (Reis et al.⁷⁸ 2001, Garone Filho⁷⁹ 2002).

Em esmalte dental, a adesão tem sido bem sucedida desde a introdução da técnica do condicionamento ácido. Por outro lado, na dentina ela é menos previsível, tendo em vista sua ultraestrutura tubular úmida, morfologicamente mais heterogênea, fisiologicamente mais dinâmica que o esmalte e a composição orgânica de seu substrato (Reis et al.⁷⁸ 2001, Garone Filho⁷⁹ 2002).

Buscando avaliar a importância da penetração de monômeros no substrato dentinário Nakabayashi, Kojima, Masuhara⁸⁰ em 1982, concluíram que a penetração dos monômeros dentro do tecido, seguido pela fotoativação, representa um mecanismo pelo qual tanto concentração de estresse, como o modo de fratura podem ser evitados.

A eficácia imediata de união dos sistemas adesivos mais atuais é bastante favorável (Inoue et al.⁸¹ 2001). No entanto, quando adesivos auto-condicionantes são testados em ensaio clínico, a eficácia de união de alguns desses materiais é extremamente baixa, considerando que a união com sistemas adesivos convencionais é mais estável (Brackett et al.⁸² 2002).

Desta forma, a união adesiva só será confiável quando executada sob rigoroso controle e um protocolo bem definido e executado (Hilgert et al.⁸³ 2008).

Vários são os sistemas adesivos constantemente lançados no mercado. Cada um tem seu modo de ação particular, e, atualmente, são indispensáveis na prática clínica diária, gerando oportunidades de novas alternativas de tratamento (Scavuzzi et al.⁸⁴ 2001).

Objetivando buscar uma união efetiva tanto em esmalte como em dentina, existem sistemas adesivos com diferentes técnicas de condicionamento e tipos de aplicação.

Os sistemas adesivos são os materiais responsáveis por produzir a adesão do material restaurador às estruturas dentais. São a combinação de

monômeros resinosos de diferentes pesos moleculares e viscosidades, diluentes resinosos e solventes orgânicos (acetona, etanol ou água). Os monômeros resinosos podem ser hidrofílicos, os quais permitem que o adesivo seja compatível com a umidade natural do substrato dentinário, ou hidrofóbicos, que apresentam maior peso molecular, são mais viscosos e conferem maior resistência mecânica e estabilidade ao material (Carvalho⁸⁵ 2004).

Tradicionalmente, o mecanismo fundamental de adesão na dentina hígida está baseado na retenção micromecânica, envolvendo um processo de dissolução superficial de minerais do tecido dental e infiltração dos monômeros resinosos dentro dos túbulos dentinários que, após a polimerização, se fixam micro mecanicamente nas porosidades criadas na trama de colágeno formando os *tags* e a camada híbrida (Van Meerbeek et al.⁸⁶ 2003, Perdigão⁸⁷ 2010).

Atualmente, de forma simplificada, pode-se dizer que a interação do adesivo com o substrato dental está baseada em duas diferentes estratégias, comumente descritas na literatura como sistemas de condicionamento ácido prévio e sistemas autocondicionantes (Cardoso et al.⁸⁸ 2011).

Os sistemas de condicionamento ácido prévio (também conhecidos como adesivos convencionais, *total- etching* ou *etch-and-rinse*) (Perdigão⁸⁷ 2010) são os sistemas que empregam o passo operatório de condicionamento ácido da superfície do esmalte ou dentina separadamente dos outros passos clínicos (Tay, Pashley⁸⁹ 2001). São os mais utilizados e consistem na aplicação simultânea do ácido fosfórico a 37% tanto no esmalte quanto na dentina (Perdigão⁸⁷ 2010).

O condicionamento da dentina remove a *smear layer* e os *smear plugs*, aumenta a permeabilidade dentinária, desmineraliza a superfície da dentina, abre os túbulos dentinários, aumenta a microporosidade intertubular e expõe as fibras de colágeno (Perdigão⁸⁷ 2010). Após remoção superficial da matriz inorgânica da dentina intertubular e peritubular aplica-se o *primer* hidrofílico que aumentará o molhamento e facilitará a infiltração do adesivo hidrofóbico (Perdigão⁸⁷ 2010, Pashley et al.⁹⁰ 2011). Podem ser de dois passos

(condicionamento ácido e combinação de *primer* e agente adesivo em um único frasco) ou três passos (condicionamento ácido, *primer* e agente adesivo em frascos separados) (Tay, Pashley⁸⁹ 2001).

Uma das principais causas de falhas no processo de adesão ao substrato dentinário é a discrepância entre a área desmineralizada e a área infiltrada pelo agente de união (Pashley, Carvalho⁹¹ 1997). Na tentativa de se eliminar este inconveniente foi proposta uma técnica adesiva com os sistemas denominados de autocondicionantes.

O mecanismo de adesão dos adesivos autocondicionantes (ou *self-etching*) consiste na aplicação inicial de um *primer* com monômeros acídicos, com capacidade de desmineralizar tanto o esmalte quanto a dentina, ao mesmo tempo, permitindo a infiltração do *primer*. Esta abordagem dissolve a *smear layer*, incorporando-a na interface adesiva e desmineraliza a camada subsequente da dentina. Tem como vantagem a eliminação dos passos de lavagem do ácido e secagem da superfície, reduzindo a sensibilidade técnica e prevenindo colapso das fibras colágenas e falhas na sequência clínica de aplicação (Perdigão⁸⁷ 2010, Cardoso et al.⁸⁸ 2011).

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser de dois passos, onde o agente condicionador e o *primer* estão combinados em um mesmo frasco e o adesivo é aplicado separadamente ou de passo único, que combina ácido, *primer* e adesivo em uma mesma aplicação. Esses materiais são menos sensíveis às questões de umidade superficial da dentina, evitando a sensibilidade pós-operatória quando comparados aos sistemas convencionais (Laxe et al.⁹² 2007).

Bouillaguet et al.⁹³ (2001) realizaram um estudo para comparar a resistência de união em 30 dentes bovinos, utilizando 2 sistemas adesivos convencionais (Scotchbond Multipurpose Plus – 3M e o OptiBond FL - Kerr), 4 sistemas adesivos simplificados (Prime and Bond NT – Dentsply, Scotchbond 1 – 3M, Excite – Vivadent e o Asba S.A.C. – La maison dentaire S.A.) e 2 sistemas adesivos autocondicionantes (Clearfil Liner Bond 2 V – Kuraray e Prompt L-Pop – 3M ESPE). Cada sistema adesivo foi aplicado de acordo com

instruções do fabricante e seguido pela aplicação de resina composta (Z-100). Imediatamente após o procedimento adesivo, os dentes foram preparados para o ensaio de microtração na máquina de teste universal Vitrodyne V-1000. Os dentes foram seccionados longitudinalmente obtendo amostras com área adesiva de aproximadamente 1mm^2 . Os padrões de falhas observadas em MEV foram de 70% de fraturas adesivas, 20% mistas, 7,2% coesiva no compósito e 2,8% coesiva na dentina. Para cada material foram utilizadas 14 réplicas para calcular a média e desvio padrão da resistência de união. O Scotchbond Multipurpose Plus demonstrou os melhores resultados de resistência de união (30,3 MPa) frente aos outros sistemas adesivos ($p < 0,05$). Apesar da simplificação do procedimento de adesão entre os sistemas convencionais e os autocondicionantes, os resultados mostraram que a resistência de união dos sistemas adesivos convencionais foi estatisticamente superior aos outros sistemas adesivos testados.

Susin⁹⁴ (2002) avaliou “*in vitro*” a resistência de união à tração (RUT) e espessura de camada híbrida (ECH), em diferentes condições de substrato dentinário (úmido = S1; desidratado = S2 e reumedecido = S3), proporcionado pelos sistemas adesivos de 4ª geração, Scotchbond Multi Uso (SBMU) - 3M ESPE; Single Bond (SB) - 3M ESPE; Prime & Bond 2.1 (P&B 2.1) - Dentsply e One Coat Bond (OCB) - Coltène-Whaledent, e os sistemas adesivos de 5ª geração (autocondicionantes), Clearfil SE Bond (CSEB) - Kuraray e One Up Bond F (OUBF) - Tokuyama. Foram utilizados 180 dentes seccionados na altura do 1/3 médio da coroa, originando duas partes cada um: remanescente dental (utilizado no teste de resistência de união à tração) e fragmento oclusal (utilizado na mensuração de camada híbrida). Para cada um dos 18 grupos foram realizadas 10 repetições em cada um dos dois testes, perfazendo um total de 360 amostras. O teste de RU foi realizado na Máquina de Ensaio Mecânicos MTS-810, em velocidade de 2 mm/min, e a ECH foi mensurada à partir de fotografias obtidas em MEV com o *software* Image Tool 2.0. No teste de RUT, o desempenho dos sistemas adesivos foi melhor em S1 e, dentre eles, o CSEB foi o que apresentou a maior média = 23,01 MPa, enquanto que a menor média foi apresentada pelo OUBF = 15,69 MPa. Os sistemas adesivos de 4ª geração apresentaram médias intermediárias, sem diferenças

estatisticamente significantes (SBMU= 18,71 MPa; SB= 19,43 MPa; P&B2.1= 17,45 MPa e OCB= 19,92 MPa). As menores médias de RUT dos sistemas adesivos de 4ª geração foram constatadas em S2, apresentando a menor média para o SB= 6,64 MPa, enquanto que os sistemas autocondicionantes, apresentaram menores variações de RU entre os diferentes substratos. Observou-se que as condições do substrato dentinário interferiram nos resultados obtidos no teste de resistência de união, uma vez que a sua desidratação ocasionou perda significativa em todos os materiais, enquanto que o seu reumedecimento promoveu pequenas melhoras, especialmente nos sistemas adesivos de 4ª geração. Nos resultados de ECH, foi constatada menor variabilidade entre os resultados médios obtidos, sendo a maior média apresentada pelo SBMU = 4,80 μm , em S1, enquanto que a menor média obtida foi pelo OCB = 1,77 μm , em S2. Neste trabalho não foi possível estabelecer correlação entre RU e ECH.

Knobloch et al.⁹⁵ (2007) compararam o desempenho da resistência de união de sistemas adesivos auto-condicionantes de 2 passos (Clearfil SE e Optibond Solo Plus Self-Etch) e 1 passo (G-Bond, iBond e Clearfil S3) e um sistema adesivo convencional de 2 passos (Prime & Bond NT), após a realização de termociclagem. Seis grupos experimentais foram testados e 4 dentes separados para cada grupo que foram divididos de acordo com o sistema adesivo utilizado. Os espécimes, palitos de 1,4 mm² (n = 20), foram armazenados em água destilada a 37° C $\pm$ 2° C por 72 h e sujeitos a ciclagem térmica em banhos da água em 5° em 55° C por um tempo de 30 s por banho (1500 ciclos). O teste de microtração foi realizado a uma velocidade de 1,0 mm/min. Os melhores resultados foram do sistema adesivo convencional. Os resultados dos valores das médias de resistência de união dos sistemas adesivos autocondicionantes de 2 e 1 passo foram similares, não mostrando diferença significativa, exceto com o G-Bond que foi significativamente mais baixo do que o sistema convencional Prime & Bond NT.

Hanabusa et al.⁹⁶ 2012 avaliaram um novo sistema adesivo de um passo (1-SEA), que pode ser aplicado de várias formas: com condicionamento ácido total ou seletivo ou como sistema autocondicionante tendo como hipóteses nulas (1) que a aplicação prévia de ácido fosfórico não afeta a força de adesão

em esmalte e na dentina quando o adesivo autocondicionante é utilizado e (2) a força de adesão na dentina não é afetada quando o adesivo é aplicado em uma superfície úmida ou numa superfície seca. Para verificar as hipóteses, teste de μ TBS e análise ultraestrutural da interface adesiva foram realizados usando TEM. Vinte e cinco terceiros molares, aleatoriamente divididos de acordo com o substrato (1) esmalte, (2) dentina, receberam um sistema adesivo autocondicionante G-Bond PLUS aplicado de 5 formas diferentes: (1a) esmalte com alteração prévia por meio de uma fresa e protocolo de condicionamento ácido; (1b) dentina com alteração prévia com uma fresa e protocolo autoadesivo; (2a) autocondicionante em dentina desidratada; (2b) autocondicionante em dentina úmida; (2c) condicionamento com ácido em dentina. Através de ANOVA um critério ($\alpha = 0,05$) e teste de múltipla comparação de Scheffé's observou-se que existiu uma relevante diferença estatística na μ TBS prévia à aplicação de ácido fosfórico em esmalte. Quando 1-SEA foi aplicado em dentina, não houve diferença quando foi utilizado como sistema autocondicionante ou com condicionamento ácido. Quando o sistema adesivo com condicionamento ácido foi utilizado, a dentina úmida apresentou melhores resultados. No entanto, TEM mostrou uma baixa qualidade na hibridização entre a malha de colágeno e o material restaurador quando o condicionamento ácido foi utilizado, por isso, o condicionamento com ácido fosfórico melhorou a adesão sob o esmalte de um sistema adesivo de um passo só, porém deve-se ter cuidado quando é utilizado na dentina. Embora a resistência de união não fosse reduzida, a interface adesiva pode ser ultraestruturalmente mais vulnerável à biodegradação.

Perdigão, Sezinando, Monteiro⁹⁷ (2012) compararam a resistência de união na microtração (μ TBS) e a interface ultra morfológica de sistemas adesivos autocondicionantes usando diferentes modos de aplicação: autocondicionante e condicionamento ácido. Trinta e seis molares humanos tiveram sua dentina oclusal exposta e superfície polida até padronizar a *smear layer*. Os dentes foram aleatoriamente divididos em 6 grupos: Grupo CSE – (Clearfil SE Bond, adesivo autocondicionante de dois passos, Grupo controle); Grupo SBU-SE – (Scotchbond Universal (SBU), adesivo de um passo aplicado como autocondicionante); Grupo SBU-ERm – (SBU), aplicado na dentina como

sistema adesivo de dois passos com aplicação por 15 s de ácido fosfórico 34% e aplicado sobre tecido visivelmente úmido ou brilhante; Grupo SBU-ERd – (SBU) aplicado na dentina como sistema adesivo de dois passos com aplicação por 15 s a 34% e aplicado sobre tecido desidratado por 5 s; Grupo OSLm – Optibond SOLO Plus® (OSL) sistema adesivo autocondicionante de dois passos, aplicado na dentina úmida prévia aplicação com ácido fosfórico 37,5% e aplicado sobre tecido úmido ou brilhante; Grupo OSLd – (OSL) sistema adesivo autocondicionante de dois passos, aplicado na dentina previamente à aplicação de ácido fosfórico 37,5% e aplicado sobre tecido desidratado. Os sistemas adesivos foram fotoativados por 10 s, e restauração em resina composta foi confeccionada. Os dentes foram cortados em “palitos” de $0,8 \pm 0,2 \text{ mm}^2$, os quais foram levados para ensaio de microtração. Para a análise ultra morfológica da camada híbrida, 12 molares foram cortados até expor a dentina média. Foi aplicado o respectivo adesivo e restaurados com um incremento de 1 mm de resina. Com um disco diamantado, um disco de 2 mm de espessura foi cortado paralelo à superfície oclusal. Logo, os discos foram seccionados na metade e analisados por FESEM. Análise estatística usando ANOVA um critério, complementado com o pós-teste de Tukey ($p < 0,05$). Quando μTBS (MPa) foi analisada, OSL resultou estatisticamente significativo (63,0) quando comparado com outros adesivos. O CSE (47,2) e OSLd (50,2) apresentaram os valores mais baixos de μTBS . Os grupos OSLd, SBU-ERm, SBU-ERM e SBU-SE não apresentaram diferenças estatisticamente significativas de μTBS entre eles. Quando a avaliação ultra morfológica foi feita, o CSE e SBU-SE formaram uma interface dentina-resina contínua com 0,2 - 0,4 mm de espessura da camada híbrida. Quando a dentina foi condicionada e mantida úmida, SBU resultou em uma camada híbrida de 2,0 – 2,6 mm de espessura. Esta espessura diminuiu a 1,4 – 2,4 mm quando a dentina estava desidratada e com aplicação do SBU. Quando a dentina foi desidratada, o OSLd apresentou muita inconsistência na formação da camada híbrida. Por isso, o SBU não apresentou falha na adesão independentemente da forma de aplicação e do grau de umidade do substrato e o SBU apresentou melhores resultados na adesão quando aplicado de forma autocondicionante comparado com o CSE. A dentina seca não impediu a formação da camada híbrida quando o SBU foi utilizado, ao contrário do OSLd.

Langer, Ilie⁹⁸ (2013) avaliaram a capacidade de infiltração na dentina de diferentes sistemas adesivos comparando quatro classes de sistemas adesivos. Setenta molares livres de cárie foram cortados e obtidos 140 superfícies de dentina planas, nas quais foram aplicados os sistemas adesivos. Vinte sistemas adesivos foram selecionados para esse estudo. Cada sistema adesivo foi misturado com um corante à base de isotiocianato de rodamina B e aplicado sobre a dentina oclusal seguindo as recomendações do fabricante e fotopolimerizados 20 s. A restauração com resina composta foi confeccionada. Duas fatias foram seccionadas em sentido mesio-distal de cada amostra e foram analisadas em MEV, as medições foram feitas a 0,5, 1,5, e 2,5 mm a partir da junção esmalte-dentina. Quantitativamente, a infiltração foi estimada com dois parâmetros: (1) proporção de infiltração, calculada pela proporção de *tags* cheios (coloridos) e relatando a quantidade total de túbulos dentinários (brancos); (2) comprimento do *tags* de resina, medido como a distância entre o final do túbulo colorido e a superfície adesiva. Qualitativamente, a infiltração foi estimada com três critérios: (1) homogeneidade dos *tags*, descrevendo a diferença do comprimento usando os seguintes pontos: 0= todos os *tags* tem o mesmo comprimento, 1= mais de 50% tem o mesmo comprimento, 2= menos do 50% tem o mesmo comprimento, 3= todos *tags* tem comprimentos diferentes; (2) regularidade, descrita para uniformidade e distribuição dos *tags*, para isto foram tomados os seguintes pontos: 0= todos os *tags* estão distribuídos ao longo da área na imagem, 1= mais do 50% da área da imagem tem *tags*, 2= menos do 50% da área tem *tags*, 3= sem *tags* (3) continuidade, descrevendo se os *tags* são interrompidos ou não, seguindo os pontos: 0= 100% dos *tags* são ininterrompidos, 1= mas do 50% dos *tags* estavam sem interrupções, 2= menos do 50% dos *tags* estavam sem interrupções, 3= todos os *tags* com interrupções. ANOVA um critério com significância de 5% com pós-teste de Tukey foi utilizada para análise. A influência do tipo de parâmetro adesivo, posição da dentina e solvente do sistema adesivo foram avaliados em um modelo linear e uma análise de correlação de Pearson foi utilizada para avaliar a relação entre os comprimentos dos *tags* com a taxa de infiltração. A classe de adesivo, a composição e a posição dentina foram fatores significativos que afetam os parâmetros investigados. Quantitativamente, a proporção de infiltração medido para AdheSE[®] (91,8%), Solobond Plus

(91,7%), XP Bond (90,6%), Prime & Bond NT (90,5%), e Solobond M (90,2%) foi significativamente maior do que os outros adesivos. Em contraste, os *tags* de Bond Force (7,3 mm), AdheSE[®] (9,0 mm), sistema à base de silorano (9,1 mm), e AQ Bond (9,2 mm) foram significativamente menores em comparação com os outros sistemas adesivos. O uso de adesivos *self-etch* em comparação aos adesivos autocondicionantes promoveu uma formação mais homogênea e apresentaram uma distribuição mais regular, mas em sua maioria *tags* fraturados. Este estudo mostrou que não apenas o tipo de adesivo pode ser um fator importante para a infiltração de adesivo na dentina, mas também a composição do adesivo e a posição da dentina onde a medição foi feita. Porém, se confirmou que a infiltração na dentina de sistemas adesivos de dois passos, condicionamento e enxague, apresentam melhor desempenho em termos de taxa de infiltração, quando comparado com os outros sistemas adesivos. Sistemas adesivos de três passos proporcionaram *tags* significativamente maiores.

Muñoz et al.⁹⁹ (2013) avaliaram a resistência na microtração (μ TBS), nanoinfiltração (NI) e o grau de conversão dentro da camada híbrida para sistemas adesivos simplificados universais aplicados em dentina de acordo com procedimentos de condicionamento com ácido fosfórico ou autocondicionante. Para isto, 40 terceiros molares foram lixados para expor a dentina e padronizar a *smear layer*. Os mesmos foram aleatoriamente divididos em 8 grupos (n= 5) de acordo com os diferentes sistemas adesivos utilizados. Um adesivo de dois passos com condicionamento ácido, Adper Single Bond 2 (SB, 3M ESPE) e um adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond, (CSE, Kuraray) foram utilizados como grupo controle. Três sistemas adesivos universais também foram utilizados: Peak Universal Adhesive System (Peak LC Bond and Peak SE Primer, Ultradent Products Inc) aplicado como sistema adesivo autocondicionante de dois passos com condicionamento ácido prévio (PkEr) e como autocondicionante de dois passos (PkSe); Single Bond Universal (3M ESPE) aplicado como sistema adesivo autocondicionante de dois passos com acondicionamento ácido prévio (ScEr) e como autocondicionante de um passo (ScSe); All Bond Universal (Bisco Inc.) aplicado como sistema adesivo autocondicionante de dois passos com prévio

condicionamento ácido (AlEr) e como autocondicionante de um passo só (AlSe). Os dentes foram restaurados segundo recomendações do fabricante. Depois foram cortados obtendo espécimes em formato de “palito” para avaliar a resistência à microtração (μ TBS), exceto 6 espécimes que foram selecionados para avaliar *in situ* o grau de conversão (74) e a nanoinfiltração (100). O pH de todos os sistemas adesivos também foi avaliado. Os dados de μ TBS, NL, DC e pH foram analisados com ANOVA um critério e pós teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Verificou-se que para a μ TBS, só o PkSe e PkEr foram similares quando comparados com o grupo controle ($p > 0,05$). AlSe apresentou os menores valores de μ TBS ($p < 0,05$). AlEr e AlSe foram estatisticamente similares quando comparados com o grupo controle. Para o grau de conversão, só o ScSe apresentou valores menores do que os outros sistemas adesivos ($p < 0,05$). SB apresentou o pH mais alto (4,1) e Peak LC Bond apresentou o mais baixo (1,2). Concluindo, todos os sistemas adesivos universais usados como autocondicionantes ou com condicionamento ácido testados apresentaram menores valores de resistência à microtração, nanoinfiltração e grau de conversão quando comparados com ambos os grupos controles.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Proposição geral

O propósito deste estudo foi avaliar “*in vitro*” o efeito da desproteinização na dentina erosionada a partir da resistência de união, nanoinfiltração e morfologia da camada híbrida com a utilização de três diferentes sistemas adesivos.

3.2 Proposição específica

1. Avaliar a influência da aplicação do hipoclorito de sódio a 5,2%, previamente ao procedimento restaurador na resistência de união, nanoinfiltração e morfologia da camada da dentina submetida à ciclagem erosiva;
2. Avaliar a influência da aplicação de sistemas adesivos simplificados de 2 passos, autocondicionante de 2 passos e autocondicionante de 1 passo (Universal), na resistência de união à dentina submetida à ciclagem erosiva e desproteinização prévia.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Esta pesquisa foi aprovada por meio do parecer nº 109.850 pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa – Parecer consubstanciado do CEP. Protocolo nº 19030/2012 (Anexo 1).

4.1 Seleção dos dentes

Para realização deste estudo, foram selecionados 45 molares humanos permanentes e hígidos, obtidos no Banco de Dentes Humanos (BDH) da UEPG.

Previamente ao estudo, os dentes passaram por raspagem manual com curetas periodontais (Hu-Friedy Mfg. Co. Chicago, IL, USA) e uma profilaxia com pedra-pomes (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água com auxílio de escovas de Robson (Microdont, Vila Mariana, São Paulo, BR) montadas em contra-ângulo. Os dentes foram armazenados em água destilada à temperatura ambiente.

4.2 Preparo das superfícies de dentina

As superfícies oclusais dos dentes foram medidas com auxílio de um paquímetro digital Absolute Digimatic (Mitutoyo, Tóquio, Japão) (Figura 1-A) e desgastadas $3\text{ mm} \pm 1\text{ mm}$ até a exposição da dentina média, utilizando uma máquina de corte de gesso (VH Softline), sob refrigeração a água (Figura 1-B). Em seguida, a camada de esmalte lateral foi removida com uma ponta diamantada 850 (JOTA AG®, Ruthi, SG, Suíça) em alta rotação, para a adesão não sofrer qualquer tipo de interferência em virtude de remanescentes de esmalte (Figura 1-C). As superfícies de dentina foram lixadas com lixa de granulação 600 (3M, St. Paul, MN, EUA) por 1 min em uma politriz (Aropol- e, Arotec, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração a água para padronizar a camada de *smear layer* em todos os dentes (Figura 1-D). Logo após, os dentes foram lavados e secos com ar comprimido (Figura 1-F), e armazenados em água destilada à temperatura ambiente, por um período máximo de 24 horas.

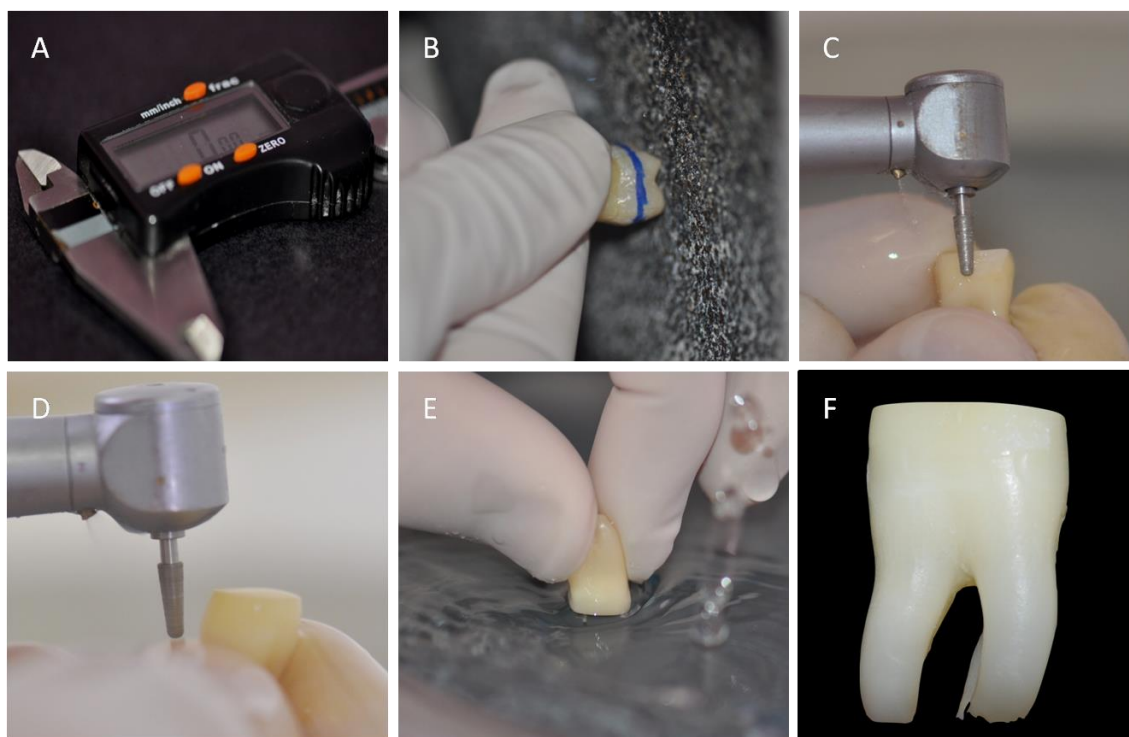


Figura 1- A) Paquímetro digital Absolute Digimatic. B) Desgaste coronal de $3 \text{ mm}^2 \pm 1 \text{ mm}^2$. C) Remoção do esmalte lateral. D) Ponta Diamantada 850 JOTA[®]. E) Padronização das superfícies de dentina com lixas de granulações #600 em uma politriz sob refrigeração com água. F) Aspecto final do dente pronto para armazenamento.

4.3 Grupos experimentais

Os espécimes foram organizados de forma aleatória em 3 grupos de 15 dentes cada, divididos de acordo com o sistema adesivo utilizado (Figura 2): Grupo GS1 - Adper Single Bond[™] 2 [3M ESPE[™]] (sistema adesivo convencional de 2 passos), Grupo GS2 - AdheSE[®] [Ivoclar/Vivadent] (sistema adesivo autocondicionante de 2 passos) e Grupo GS3 - Single Bond Universal[™] [3M ESPE[™]] (sistema adesivo autocondicionante de 1 passo).

Cada grupo foi dividido de forma aleatória em 3 subgrupos com 5 dentes cada, de acordo com o tratamento ao qual a dentina foi submetida: A1 - Dentina hígida (controle), A2 - Dentina erosionada, A3 - Dentina erosionada + desproteinizada, previamente à aplicação dos sistemas adesivos.

A distribuição dos dentes em grupos de acordo com sistema adesivo utilizado e tratamento dentinário pode ser vista na Figura 2.

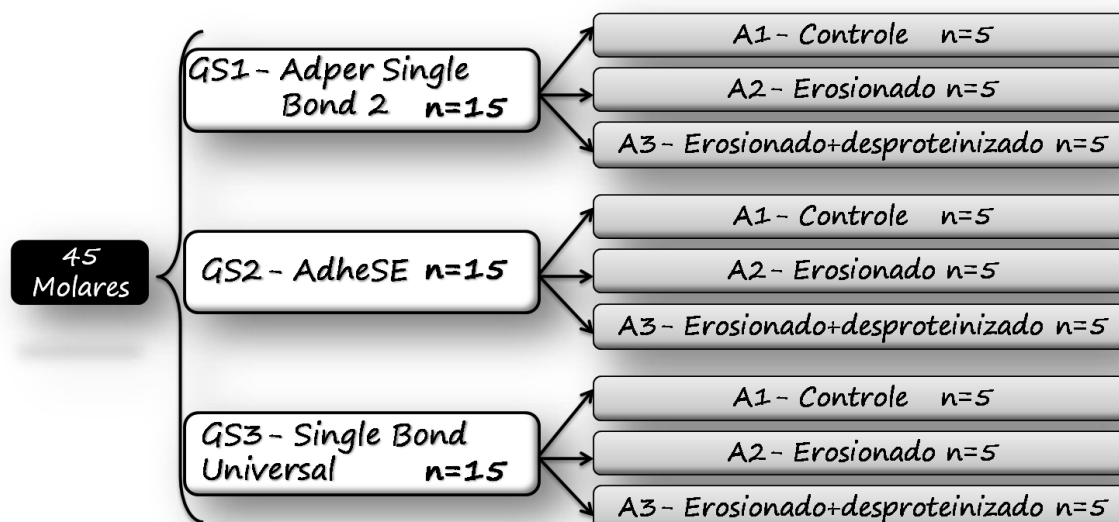


Figura 2- Desenho do estudo.

4.4 Ciclagem de pH

Para simular o fenômeno cíclico de desmineralização e remineralização que acontece na cavidade bucal, foi utilizado o modelo de ciclagem erosiva “*in vitro*” para os subgrupos A2 e A3. Os dentes foram submetidos a seis ciclos por dia, durante 8 dias. Cada ciclo consistiu na imersão do dente por 5 min em 10 ml de solução de ácido cítrico 0,5% (pH 3,5), seguida por lavagem com água deionizada e imersão em solução remineralizadora por 3h em 10 ml (0,004 g AA; 1,16 g NaCl; 0,34 g CaCl₂; 0,32 g NH₄Cl; 2,54 g KCl; 0,38 g NaSCN; 0,64 g KH₂PO₄; 0,64 g Na₂HPO₄ dissolvidos na proporção 1:1 em água desmineralizada; e HCL com pH de 6,4) adaptado de “Zimmerli et al.”¹¹ 2012. Depois de cada ciclo, as soluções eram descartadas para evitar qualquer tipo de contaminação e nova solução utilizada. Os dentes foram mantidos em temperatura ambiente durante e após a ciclagem em estufa bacteriológica a 37°C.

4.5 Desproteinização

Os subgrupos A3, após erosionados passaram por tratamento de desproteinização, com o objetivo de remover a rede de fibrilas de colágeno do

substrato dentinário, e ampliar a abertura dos túbulos dentinários. Esta foi realizada com a aplicação de hipoclorito de sódio 5,2% em solução, ativamente por 40 s, como realizado por (Ruan-Antury, Gomes, Uribe-Echevarría⁷⁰ 2006, Ruan-Antury et al.⁷¹ 2006,), com ajuda de um microaplicador (KG Sorensen). Em seguida, a superfície de dentina foi lavada com água durante 15 s, aplicado um leve jato de ar por 2 s e seca com papel filtro (Filtro de papel para café, Melita®, Brasil) deixando a dentina úmida, e posteriormente foram aplicados os sistemas adesivos de acordo com as recomendações dos fabricantes.

4.6 Procedimento adesivo

O procedimento adesivo variou conforme o sistema adesivo utilizado, sendo todos aplicados de acordo com as especificações do fabricante. Adper Single Bond™ 2 (Figura 3 - A, B, C, D, E e F), AdheSE (Figura 4 - A, B, C, D, E e F) e Single Bond Universal™ (Figura 5 - A, B, C, D, E e F).

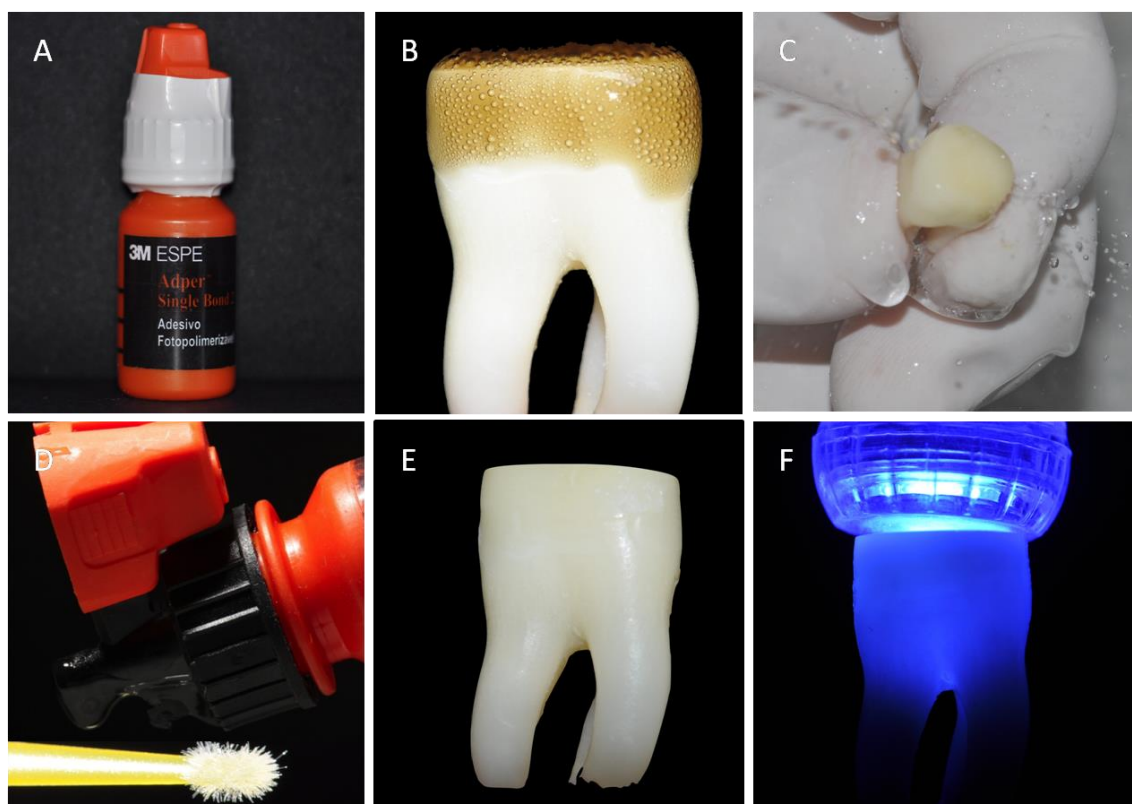


Figura 3- A) Sistema adesivo Adper Single Bond™ 2. B) Aplicação de ácido fosfórico 37% por 15 s, lavagem e secagem seguido do protocolo de desproteinização. C) Lavagem com água por 30 s e secagem sem desidratação. D) Aplicação ativa do sistema adesivo com microaplicador por 40 s. E) Secagem com leve jato de ar. F) Fotoativação por 20 s, 800 mW/cm².

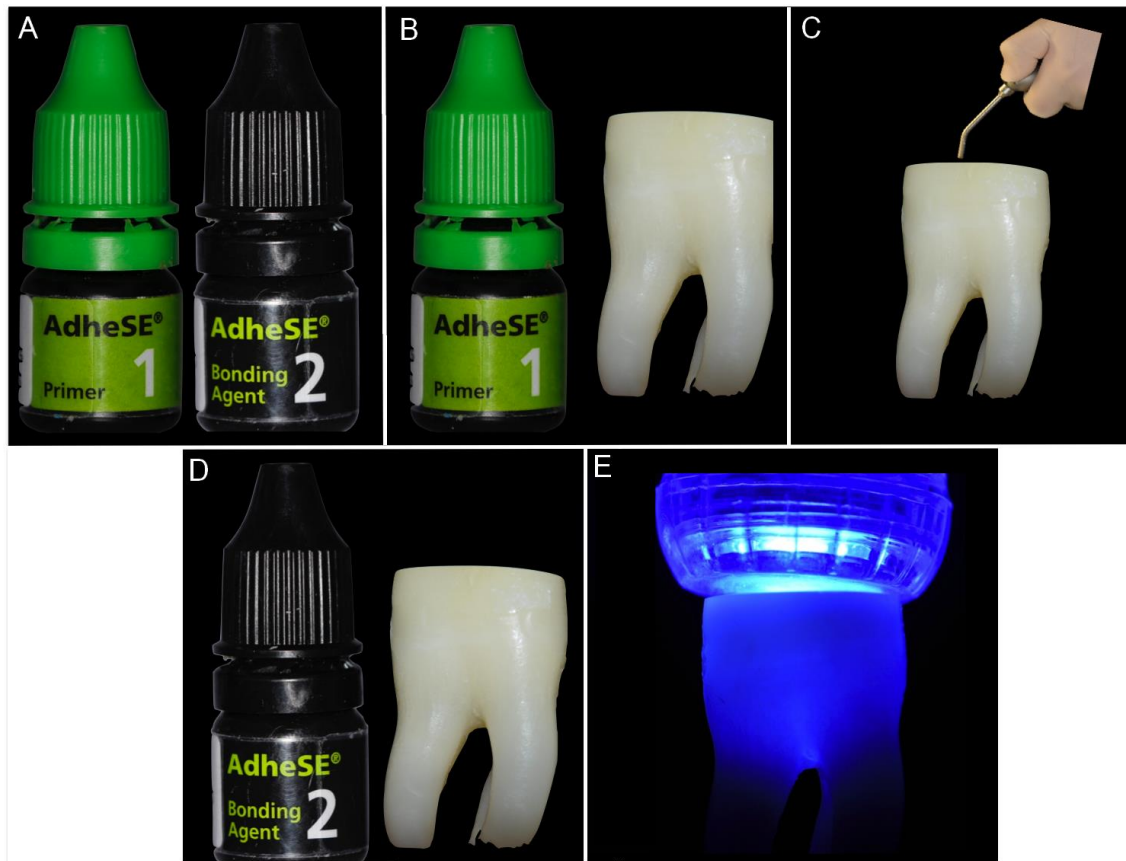


Figura 4- A) Sistema adesivo AdheSE®. B) AdheSE® Primer com microaplicador por 30 s. C) Dispersão do excesso com um forte jato de ar. D) Aplicação do AdheSE® Bond com microaplicador ativamente. E) Fotoativação por 20 s, 800 mW/cm².

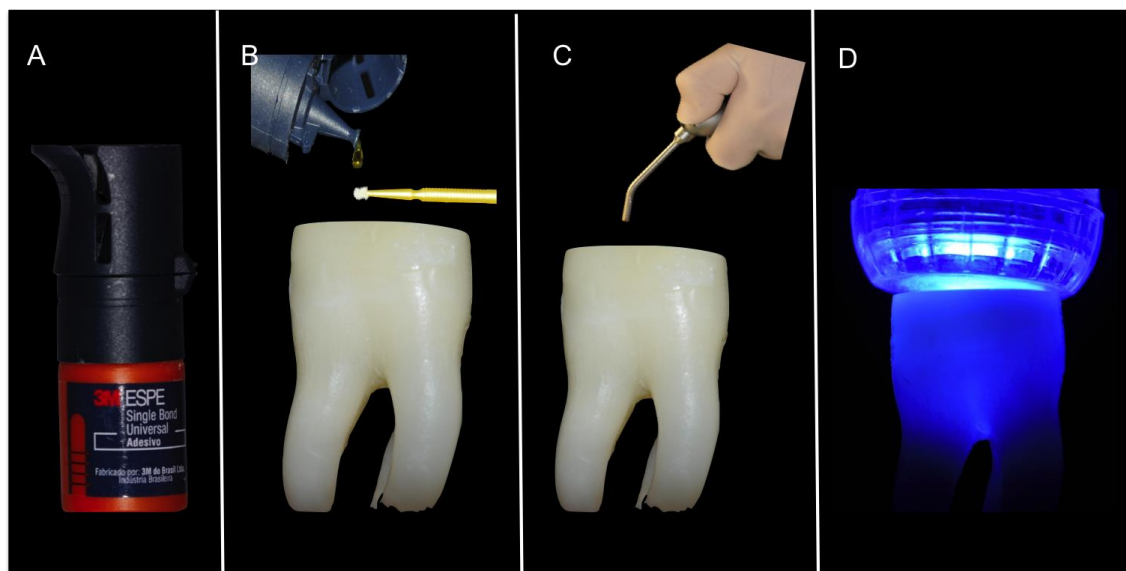


Figura 5- A) Sistema adesivo Single Bond™ Universal. B) Aplicação ativa do sistema adesivo por 20 s. C) Aplicação de leve jato de ar por 5 s. D) Fotoativação por 20 s, 800 mW/cm².

A composição química, técnica de aplicação e lote dos sistemas adesivos utilizados neste estudo estão detalhados no (Quadro 1).

Sistema adesivo	Composição química	Técnica de aplicação*	Lote
Adper™ Single Bond™ 2 	Água, etanol, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilatos, fotoiniciador e copolímero funcional dos ácidos poliacrílicos	- Ácido fosfórico 37% 15 s; - Lavagem com água 30 s; - Secagem com papel; Absorvente; - Aplicação do sistema adesivo com microaplicador ativamente por 40 s; - Jato de ar por 2 s; - Fotoativação por 20 s.	L: N395127BR
AdheSE® 	AdheSE Primer: Dimetacrilato, acrilato de ácido fosônico, iniciadores e estabilizadores em solução aquosa. AdheSE Bond: HEMA, dimetacrilato, dióxido de silício, iniciadores e estabilizadores	- Aplicação de AdheSE <i>Primer</i> com microaplicador ativamente de 15 s a 30 s; - Dispersão do excesso com um forte jato de ar; - Aplicação do AdheSE Bond com microaplicador Ativamente; - Fotoativação por 20 s	L:P86436 L:R03397
Single Bond™ Universal 	Monomero de fosfato MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, Vitrebond™ Copolímero e carga, etanol, água, iniciadores, silano.	- Aplicação ativamente do sistema adesivo por 20 s; - Aplicação de leve jato de ar por 5 s; - Fotoativação por 20 s	L: 504834
*Abreviações: Bis-GMA: bisfenolglidil metacrilato; HEMA: 2-hidroxietil metacrilato; 10-MDP: 10-metacrililoxidecil de hidrogenofosfato.			

Quadro 1 – Sistemas adesivos empregados, composição, técnica de aplicação e lote.

* A forma de aplicação segue as recomendações do fabricante.

4.7 Confeção da restauração

Após a aplicação e a fotoativação dos sistemas adesivos na dentina, foram realizadas as restaurações com a resina composta Filtek Z-350™ (3M ESPE, St. Paul, MN, EU) na cor A2 (Figura 6-A). Cada incremento de 2 mm de resina composta foi fotoativado por 40 s, com o aparelho fotoativador Radii Plus® (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) com uma intensidade de 800 mW/cm² (Figura 6-B), aferida por meio de um radiômetro digital (Curing Radiometer Model 100, Demetron Research Corporation, Danburg, CT, EUA). A restauração foi realizada em dois incrementos com espessura total média de 4 mm ± 0,1 mm (Figura 6-C). Os dentes foram armazenados em recipientes escuros em água deionizada a 37 °C por 24 h.

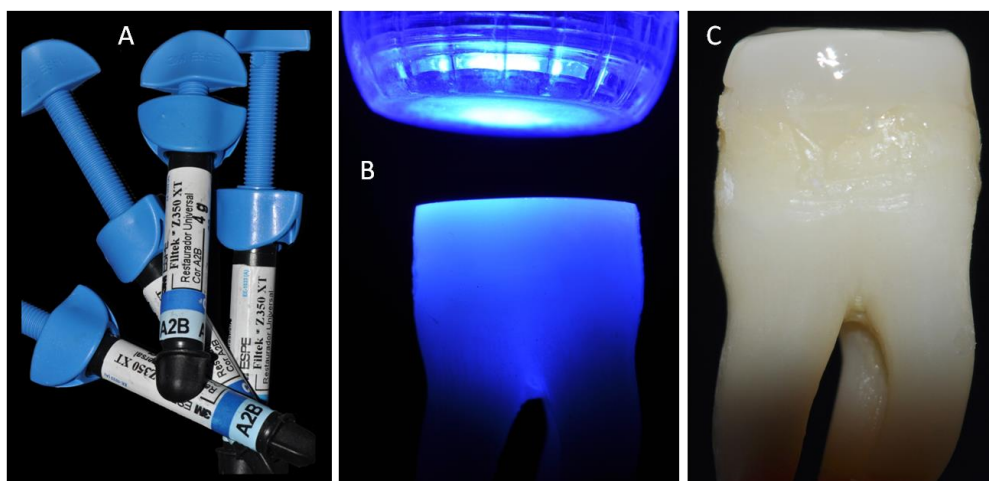


Figura 6- A) Resina composta Filtek Z-350™. B) Fotopolimerização por 40 s. C) Aspecto final da reconstrução coronária após fotopolimerização.

4.8 Obtenção dos corpos-de-provas (cps) para o teste de resistência de união (RU)

Após 24 horas de armazenamento em recipientes escuros e em água deionizada a 37 °C, os dentes foram adaptados a rosca da garrafa pet que estava preenchida por resina acrílica incolor e fixado a mesma por meio de cera pegajosa (Figura 7-A). Os dentes foram adaptados no aparato da máquina de corte Isomet (1000 Isomet 1000 - Buehler®, Lake Bluff, IL, USA) (Figura 7-B), equipada com um disco de diamante com espessura de 0,3 mm (Buehler®, USA) (Figura 7-C), com a máquina ajustada para realizar cortes de 1,1 mm a

uma frequência de 300 rpm (Figura 7-D), realizando duas sequências de cortes longitudinais (eixo x) (Figura 7-E) e perpendiculares (eixo y). Desta forma, descontando 0,3 mm da espessura do disco, obteve-se cps em forma de “palitos” com aproximadamente $0,8 \text{ mm}^2$ área de secção transversal (Figura 8-A), medidos com um paquímetro digital Absolute Digimatic (Mitutoyo, Tóquio, Japão) (Figura 8-B).

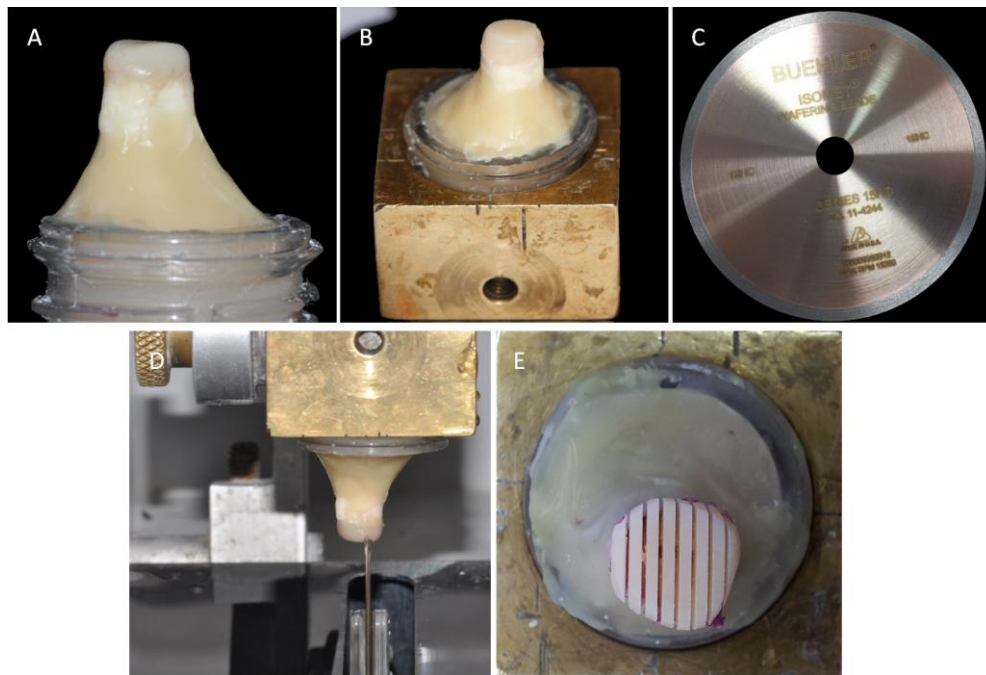


Figura 7- A) Dente adaptado a rosca da garrafa pet. B) Dente adaptado no aparato *ad hoc* da máquina de corte Isomet 1000. C) Disco de diamante com espessura de 0,3 mm D) Máquina ajustada para realizar cortes de 1,1 mm a uma velocidade 300 rpm. E) Dente apresentando a primeira sequência de cortes (eixo x).

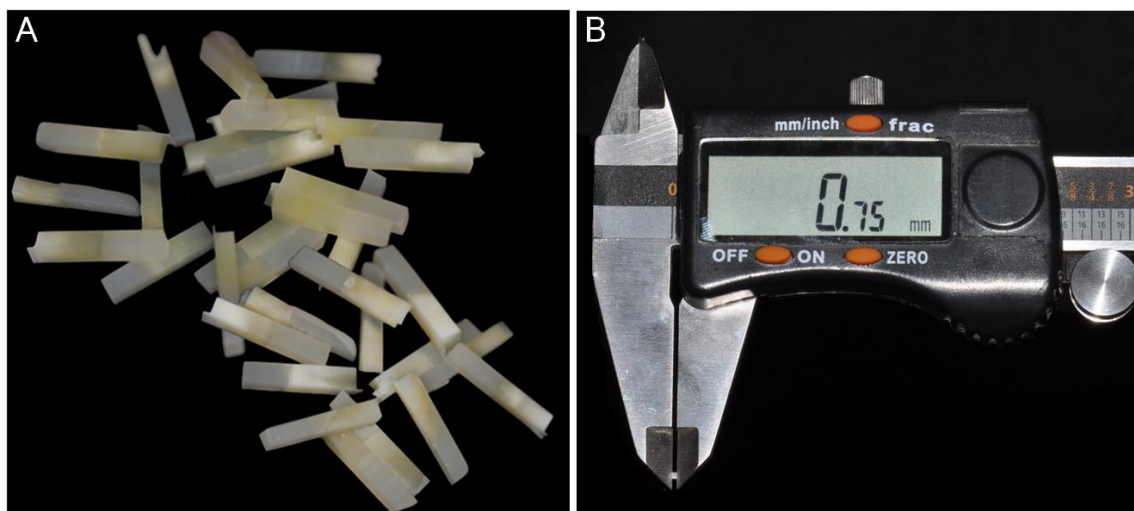


Figura 8- A) Corpos de prova em forma de “Palitos”. B) Mensuração da área transversal com auxílio do paquímetro digital.

4.8.1 Teste de resistência de união (RU)

Após 48 h do corte, os cps obtidos foram selecionados aleatoriamente e visualizados no Microscópio Óptico (Nikon Eclipse E200), com um aumento de 40X, com o intuito de verificar a interface adesiva perpendicular ao longo eixo dos “palitos”. A área de secção transversal (mm²) da interface adesiva dos cps era mensurada com um paquímetro digital Absolute Digimatic (Mitutoyo, Tóquio, Japão) e em seguida, os dados eram inseridos no programa de automatização da máquina (KRATOS[®], Cotia, São Paulo, BR).

Posteriormente, todos os “palitos” foram fixados individualmente em um dispositivo (Perdigão et al.¹⁰⁰ 2002) com cola de cianoacrilato em gel de presa lenta (Permatex[®] Japão) (Figura 9-A), pelas extremidades, associado a um acelerador de cianoacrilato (JET[®]) de modo a posicionar a área de adesão perpendicular ao longo eixo da força de tração (Figura 9-B). Esta garra era acoplada a máquina de ensaio universal (KRATOS[®], Cotia, São Paulo, BR) e os cps tracionados até a ruptura sob velocidade de 1 mm/min com uma célula de carga de 10 N. No momento da fratura, o movimento era imediatamente cessado e os dados obtidos com ajuda do programa de automatização da KRATOS[®], que realiza o cálculo da resistência de união, expressos em Newton (N) e Megapascal (MPa).

A



B



Figura 9- A) Cola de cianoacrilato em gel de presa lenta B) “Palitos” fixados individualmente ao dispositivo de microtração.

Para analisar o padrão de fratura, após a ruptura dos espécimes, as superfícies de dentina e resina composta correspondentes ao local da área de adesão foram secas com papel absorvente e uma inspeção foi realizada com

um microscópio óptico (HMV-2, Shimadzu, Tokyo, Japan) a um aumento de 20X, verificando o modo de fratura e classificando-as em dois tipos: Adesiva/Mista (A/M) e Coesiva em Dentina ou Resina (C).

Realizou-se uma média com os valores de RU do cps provenientes do mesmo dente, totalizando 5 médias por condição experimental.

4.8.2 Análise da espessura da camada híbrida e formação de tags

Antes da realização do teste de resistência de união foram selecionados aleatoriamente 2 cps em formato de “palito” de cada condição experimental. Esses foram mantidos na água destilada a 37 °C em estufa bacteriológica armazenados em *ependorfs* (Figura10-A), por um período máximo de uma semana, para análise ilustrativa da camada híbrida e formação de tags.

Os “palitos” foram colados com cera de microscopia em “stubs” (Figura 10-B) e polidos com lixas de água com granulações de 600, 1000, 1200, 1500, 2000 (3M, Sumaré, SP, Brasil) e 4000 (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 10-C), com discos especiais de feltro e pasta diamantada com granulações decrescentes de 1 µm e 1/4 µm, como polimento final, em uma politriz (Aropol-e, Arotec, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração a água (Figura 10-D).

Os cps foram submetidos a uma descalcificação suave com ácido fosfórico 37% por 30 s, seguidos de uma desproteinização com hipoclorito de sódio 1% por 10 min, com o intuito de remover minerais e restos orgânicos. Em seguida, foram lavados em água destilada com abundância, em cuba ultrassônica com etanol a 96% por 2 min, secos ao ar e submetidos à desidratação lenta com sílica gel, em estufa seca a 37 °C por 48 h.

Para a análise por meio do Microscópio Eletrônico de Varredura de emissão de campo (MEV), os cps foram colocados em um metalizador (Marca Shimadzu – modelo IC-50) (Figura 10-E), onde foram recobertos com uma camada fina de ouro (Figura 10-F). Em seguida, foram observados por meio do MEV (Shimadzu – modelo SSX-50), com aumentos de 600 e 1200X, utilizando

imagens obtidas por elétrons secundários e elétrons retroespalhados (Monticelli et al.¹⁰¹ 2008).

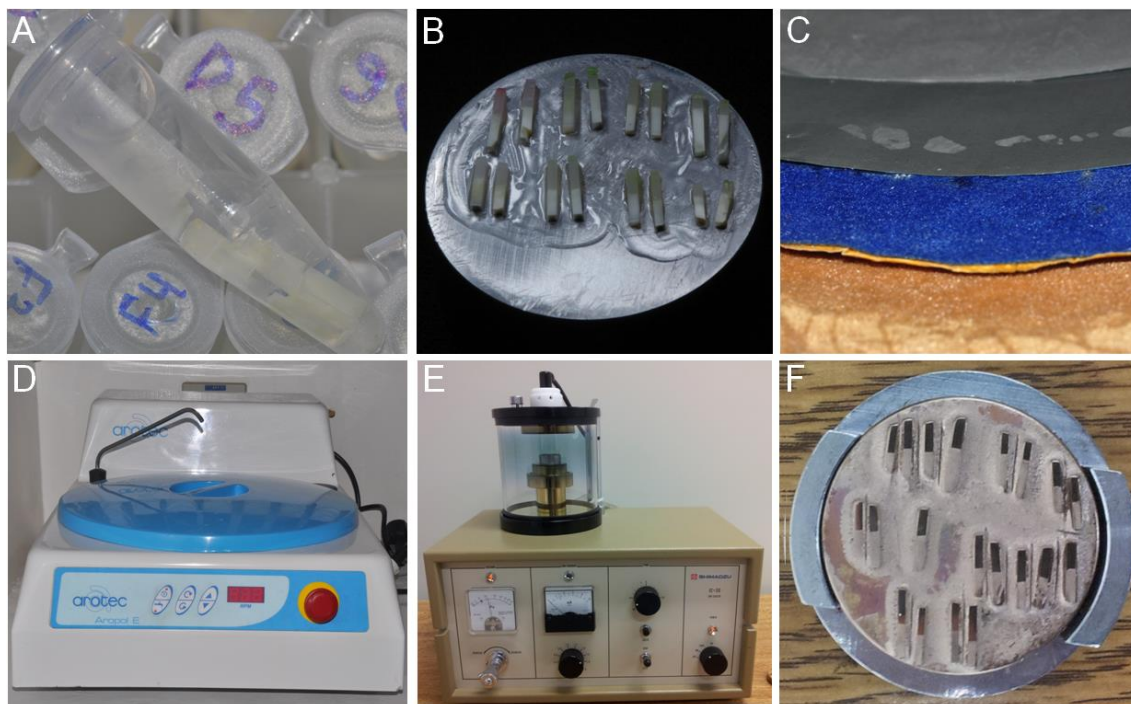


Figura 10- A) “Palitos” selecionados e armazenados em “*eppendorfs*”. B) “Palitos” colados com cera de microscopia em “*stubs*”. C) Lixas de água. D) politriz E) Metalizador. F) “Palitos” recobertos com uma camada fina de ouro.

4.8.3 Análise da nanoinfiltração (NI)

Antes da realização do teste de resistência de união foram selecionados 2 cps em formato de “palito” por cada grupo experimental, os quais foram mantidos em umidade relativa em água destilada, por um período máximo de uma semana em recipientes escuros, com o intuito analisar a nanoinfiltração.

Os cps foram colocados imersos em solução aquosa de nitrato de prata amoniacal 50% em peso (pH=7,0), em um recipiente escuro durante 24 horas. Após esse período, foram enxaguados exaustivamente em água destilada e imersos em solução reveladora (Kodak, Rochester, Nova York, EUA) por 8 h sob luz fluorescente para que houvesse redução dos íons de prata ao longo das microporosidades na interface de união (Tay, Pashley, Yoshiyama¹⁰² 2002).

Depois de revelados (Figura 11-A), os cps foram novamente lavados em água corrente e fixados com parafina em “*stubs*” de alumínio. O polimento foi realizado numa politriz universal (Aropol-e, Arotec, São Paulo, SP, Brasil) com lixas de água com granulações de 600, 1000, 1200, 1500, 2000 (3M) e 4000 (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) e com discos especiais de feltro com pasta diamantada com granulações decrescentes (1 μm , 1/4 μm), como polimento final, sob irrigação constante com água. Nos intervalos entre as lixas e pasta de polimento, as amostras foram lavadas em cuba ultra-sônica, por 15 minutos e ao término do polimento os cps foram lavados da mesma maneira durante 30 minutos.

O excesso de água foi removido com papel absorvente e as amostras desidratadas em um dessecador contendo sílica coloidal por 24h.

As amostras foram metalizadas em ouro (Shimadzu IC 50, Tóqui, Japão) para permitir a avaliação das interfaces de união do dente/adesivo/dentina em MEV (SSX-50, Shimadzu, Tóqui, Japão), de modo de elétrons retroespalhados com 12Kv de Voltagem (Figura 11-B).

Duas fotomicrografias com aumento de 600X foram obtidas da interface de união de cada “palito” por técnico cego às condições experimentais do estudo. O percentual relativo de nitrato de prata dentro da área ocupada pela camada de adesivo e camada híbrida foi mensurado de forma automatizada pelo *software* UTHSCSA Image Tool 3.0 *software* (Centro de ciência da Saúde, Universidade do Texas, San Antonio, Texas, EUA). Realizou-se uma média dos valores percentuais de infiltração de nitrato das amostras provenientes do mesmo dente para fins estatísticos.

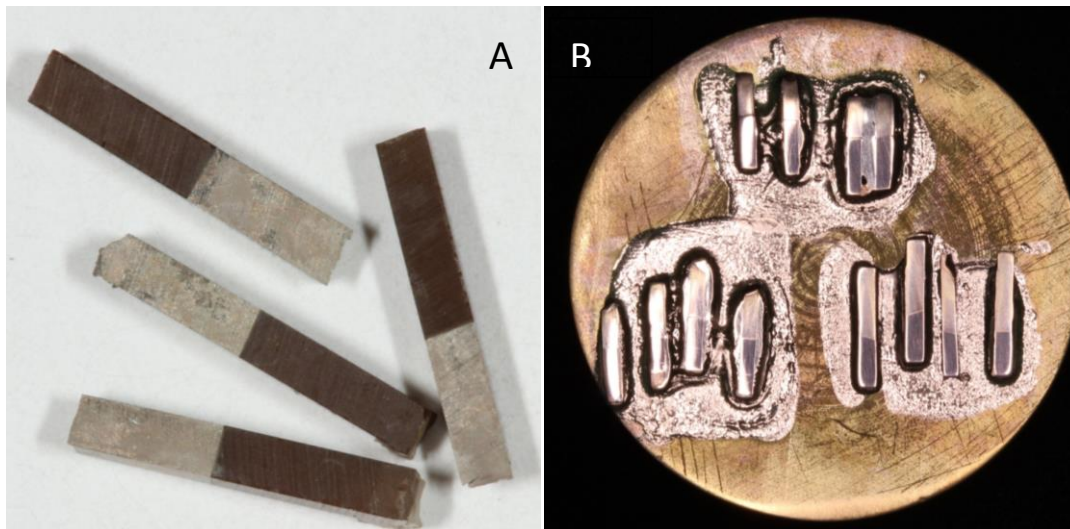


Figura 11- A) Aspecto dos “palitos” após imersão em Nitrato de prata. B) “Palitos metalizados, coberto com fina camada de ouro.

4.9 Análise estatística

Cada dente foi considerado uma unidade amostral, desta forma os “palitos” produzidos a partir de um único dente originaram uma média de valor de resistência de união. As médias de RU (MPa) e porcentagem NI de todos os cps do mesmo dente para cada condição experimental foram anotados e submetidos a uma análise de variância ANOVA de 2 fatores (Sistema adesivo x tratamento do substrato dentinário) e teste de Tukey para comparação das médias com nível de significância pré-estabelecido em 5%.

5. RESULTADOS

Para avaliação da resistência de união foram selecionados aproximadamente 15 corpos-de-prova por dente, totalizando 625 espécimes em forma de “palitos”. Na tabela 1 podem ser observados os números e as porcentagens de espécimes com perdas prematuras durante o seccionamento.

Tabela 1. O número e a porcentagem de espécimes (%) de acordo com a perda prematuras dos espécimes para cada condição experimental (*).

Tratamento	Sistema Adesivo								
	GS1 – Adper Single Bond 2			GS2 - AdheSE			GS3 - Single Bond Universal		
	A/M	C	PP	A/M	C	PP	A/M	C	PP
Controle- A1	63(83)	12(16)	1(1)	71(75)	4(4)	20(21)	74(73)	1(1)	26(26)
Erosionado- A2	68(72)	7(8)	20(21)	25(23)	0(0)	85(77)	69(64)	6(5)	33(31)
Erosionado + desproteínizado- A3	75(71)	0(0)	31(29)	74(36)	1(1)	130(63)	67(70)	8(8)	21(22)

(*) **A/M** – Adesiva/Mista; **C** – Coesiva em Dentina ou Resina; **PP** – Espécimes perdidos prematuramente.

5.1 Resistência de união (RU)

As médias e os respectivos desvios padrão do teste de RU de todas as condições experimentais estão na tabela 2. A análise de variância de 2 fatores detectou que houve significância estatística entre os fatores Sistema adesivo VS tratamento (Gráfico 1). Diferença significativa entre todos os tratamentos ($p < 0,0001$); entre os Sistemas adesivos ($p < 0,0001$) e Interação entre Tratamento e Sistema adesivo ($p < 0,0001$).

Tabela 2. Médias e desvios padrão (MPa) da resistência de união para cada condição experimental.

Sistema adesivo	Tratamento		
	A1- Controle	A2- Erosinado	A3- Erosionado + Desproteínizado
Single Bond 2- GS1	53.84 ± 3.86	34.97 ± 3.69	33.42 ± 4.37
AdheSE - GS2	33.14 ± 3.43	14.04 ± 7.28	21.22 ± 1.79
Single Bond Universal – GS3	32.34 ± 1.99	34.59 ± 5.33	41.86 ± 5.80

A análise estatística em relação ao fator tratamento, o subgrupo A1 apresentou valor de RU estatisticamente superior para o grupo GS1 (53.84 ± 3.86) em relação aos grupos GS2 (33.14 ± 3.43) e GS3 (32.34 ± 1.99). Quando foi avaliado o subgrupo A2 os grupos GS1 (34.97 ± 3.69) e GS3 (34.59 ± 5.33) exibiram valores de RU estatisticamente superiores em relação ao grupo GS2 (14.04 ± 7.28). Em relação ao subgrupo A3 para todos os grupos os valores de RU foram estatisticamente diferentes GS1 (33.42 ± 4.37), GS2 (21.22 ± 1.79), GS3 (41.86 ± 5.80).

A análise estatística intra-grupo em relação ao grupo GS1, mostrou que o tratamento A1 (53.84 ± 3.86) apresentou valores de RU estatisticamente superiores em relação ao A2 (34.97 ± 3.69) e A3 (33.42 ± 4.37). Para o grupo GS2 houve diferença estatisticamente significativa nos valores de RU para os diferentes tratamentos A1 (33.14 ± 3.43), A2 (14.04 ± 7.28), A3 (21.22 ± 1.79). Para o grupo GS3 o tratamento A3 (41.86 ± 5.80) apresentou o maior valor de RU, estatisticamente superior ao tratamento A1 (32.34 ± 1.99) e A2 (34.59 ± 5.33) (Gráfico 1).

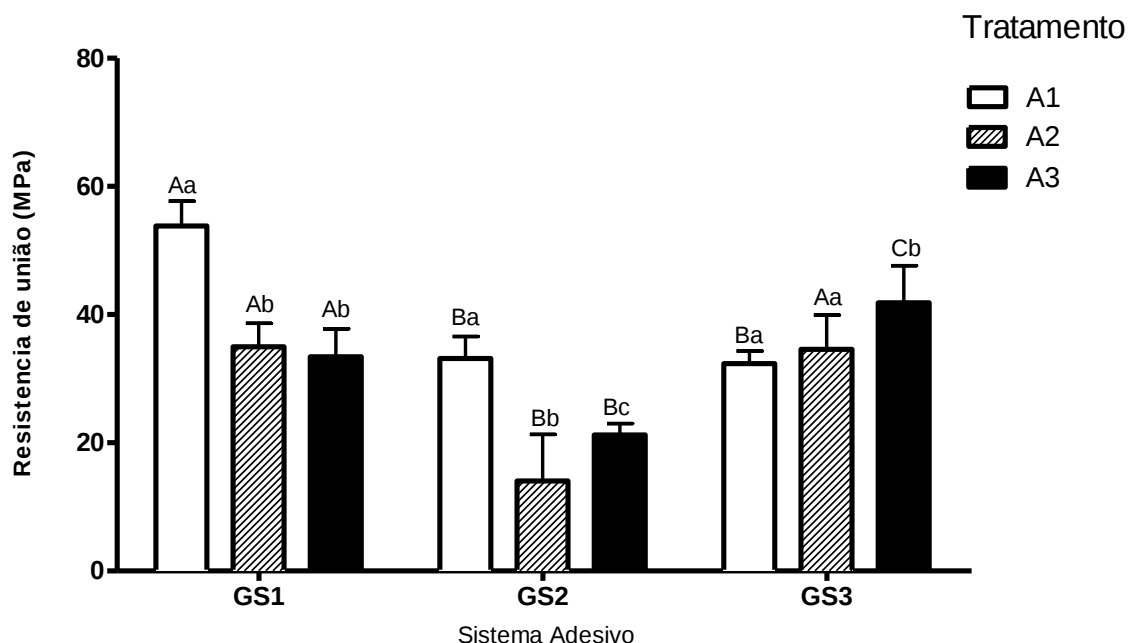
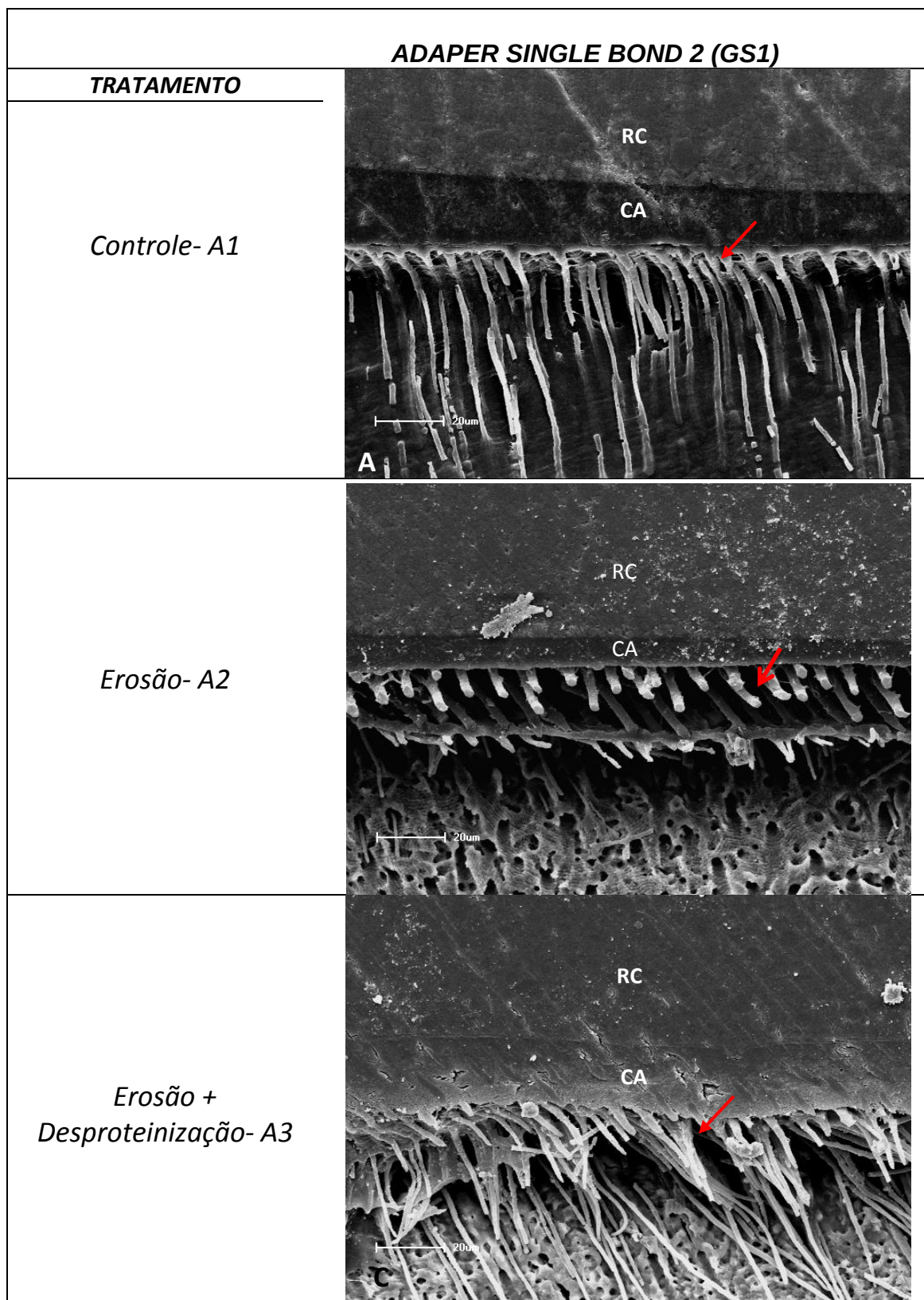


Gráfico1. Média e desvio padrão dos valores de resistência de união para os diferentes sistemas adesivos em diferentes condições de tratamento do substrato dentinário. Fator tratamento (mesmo tratamento para os diferentes grupos) representado por letras maiúsculas: Grupos com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$). Comparação dentro do mesmo grupo em relação ao tratamento, representando por letras minúsculas: Grupos com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$). ANOVA dois critérios e pós-teste de Tukey.

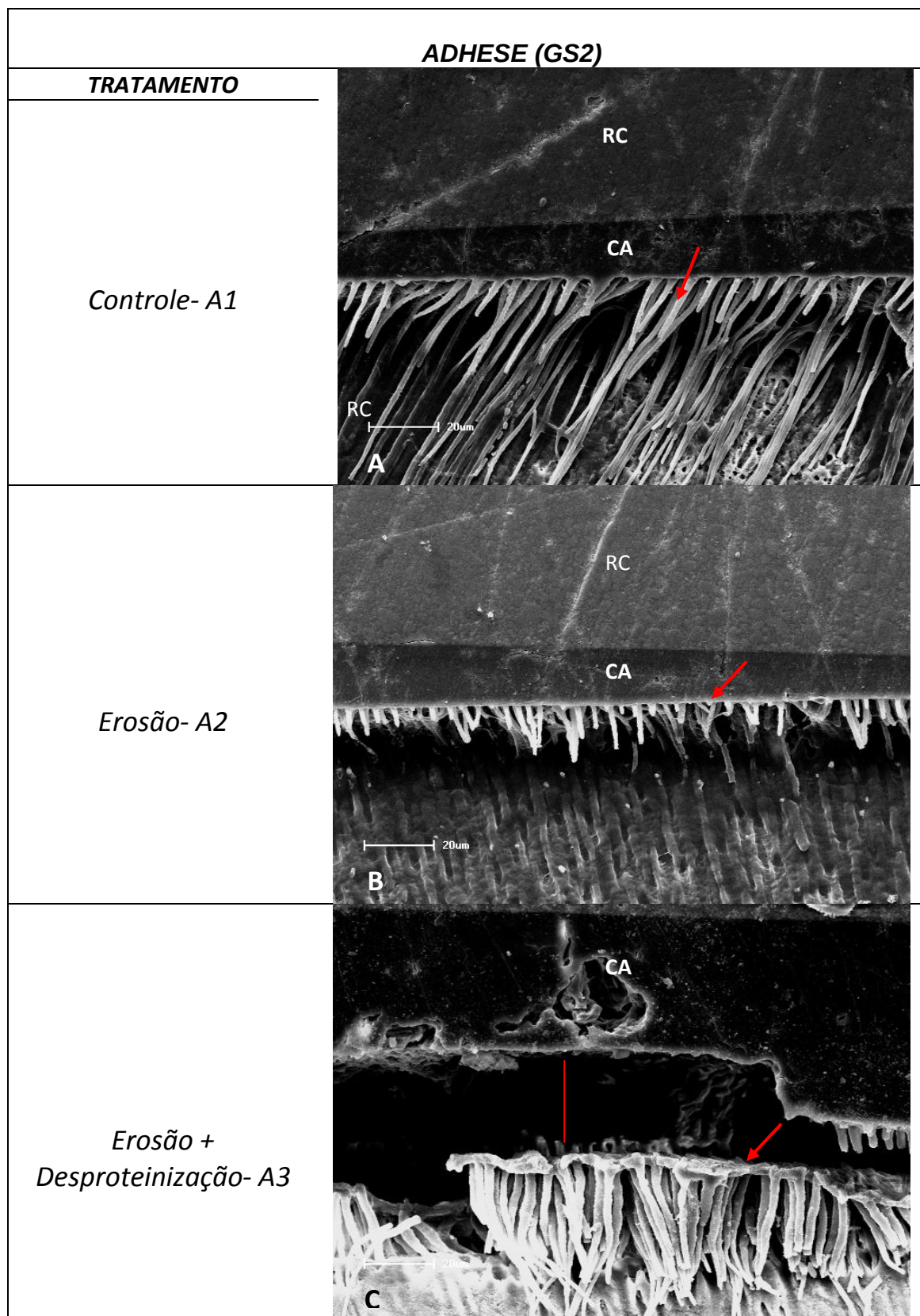
5.2 Análise da espessura da camada híbrida e formação de tags

A análise da interface adesiva, da formação de tags resinosos com fins ilustrativos foi realizada com microscopia eletrônica de varredura.

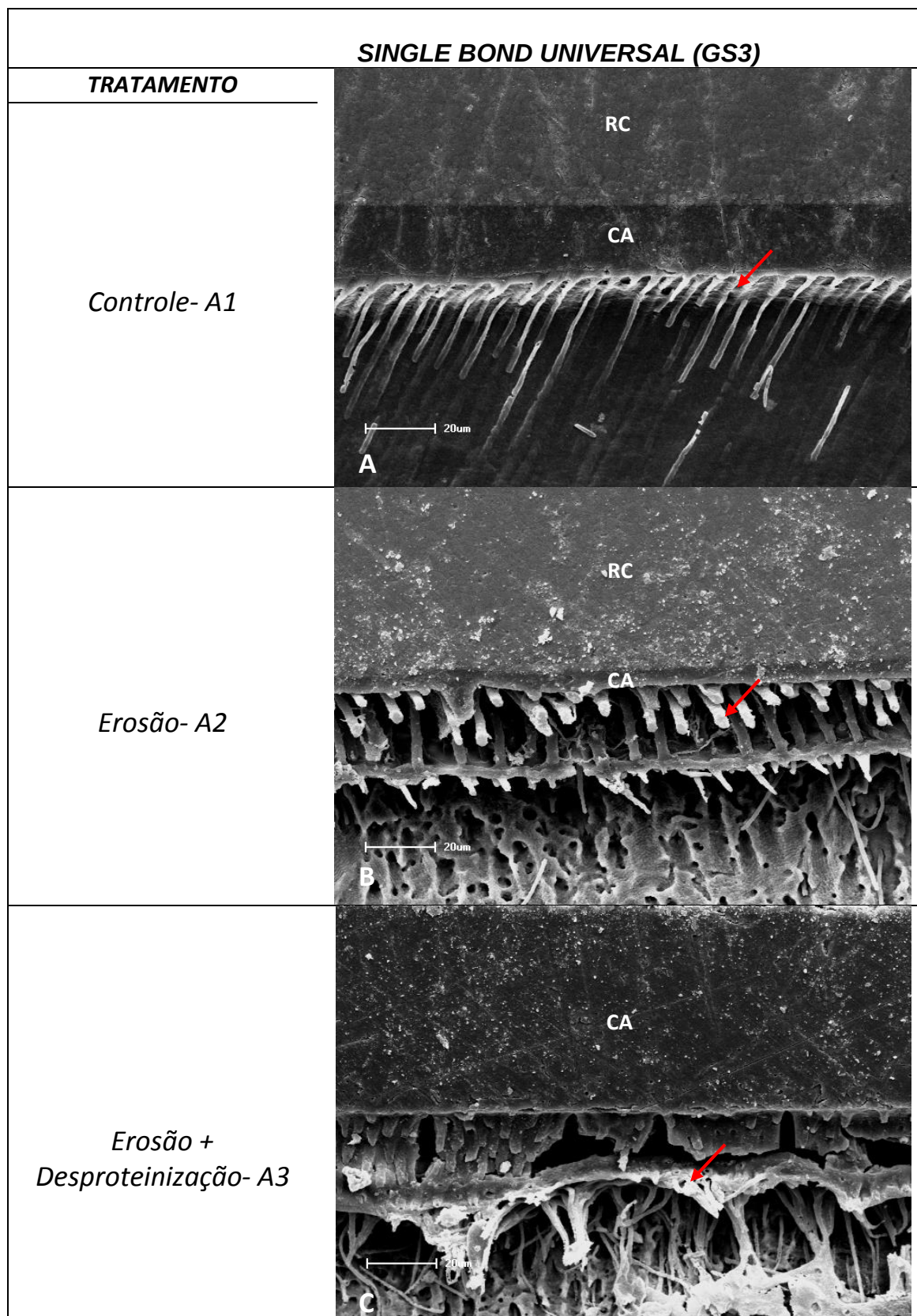
As fotomicrografias representativas de cada condição experimental obtidas por MEV estão apresentadas nos quadros 2,3 e 4.



Quadro 2. Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Adper Single Bond 2 para cada tratamento com a formação da camada híbrida e de tags resinosos (600X). (RC = resina composta; CA = camada híbrida e os tags estão indicados pela seta).



Quadro 3. Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema AdheSE[®] para cada tratamento, com a formação da camada híbrida e de tags resinosos (600X). (RC = resina composta; CA = camada híbrida e os tags estão indicados pela seta e a barra vermelha mostra ruptura da camada híbrida).



Quadro 4. Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Single Bond Universal para cada tratamento, com a formação d a camada híbrida e formação de *tags* resinosos (600X). (RC = resina composta; CA = camada híbrida e os *tags* estão indicados pela seta).

Nos quadros 2, 3 e 4 pode-se observar a hibridização dentinária por meio do Microscópio Eletrônico de Varredura de emissão de campo com ajuda de um analisador de imagem, onde se evidencia a formação da camada híbrida, com *tags* de resina penetrando no substrato dentinário.

No quadro 2, correspondente ao sistema adesivo adper Single Bond 2, observou-se para o tratamento A1 uma camada híbrida uniforme e espessa, com os *tags* de resina penetrando no substrato dentinário de diferentes comprimentos, para o tratamento A2 observou-se uma cama híbrida com menos espessura e com *tags* de menor comprimento e para o tratamento A3, além da formação da Camada híbrida e formação de *tags*, abservou-se a prensença de fendas na porção intermediária dos sistema adesivo.

No quadro 3, correspondente ao sistema adesivo AdheSE, observou-se para o tratamento A1 uma camada híbrida uniforme e espessa, com os *tags* de resina penetrando no substrato dentinário. Para o tratamento A2 também se observou uma camada híbrida uniforme, com os *tags* de resina penetrando no substrato dentinário, porém *tags* de menor comprimento. Para o tratamento A3 observou-se por meio do MEV a Camada híbrida e formação de *tags*, com prensença de fendas e formação de *gap* no subgrupo, entre a superfície dentinária e o sistema adesivo autocondicionante.

No quadro 4, correspondente ao sistema adesivo Single Bond Universal, observou-se para o tratamento A1 uma camada híbrida uniforme, com os *tags* de resina penetrando no substrato dentinário em diferentes comprimentos. Para o tratamento A2 observou-se a uma camada hibrida mais delgada, com *tags* em menor comprimento. Para o tratamento A3 observou-se uma camada híbrida espessa com formação de *tags* e tortuosos.

5.3 Nanoinfiltração (NI)

Os dados das médias e desvios padrão (%) de NI para todos os grupos experimentais estão apresentados na Tabela 3. Diferença significativa entre todos os tratamentos ($p=0,0001$); Sistemas adesivos ($p=0,0004$) e Interação Tratamento e Sistema adesivo ($p=0,0005$).

Tabela 3. Médias e respectivos desvios padrão (%) dos valores de nanoinfiltração obtidos em cada condição experimental.

Sistema Adesivo	Tratamento		
	A1- Controle	A2- Erosionado	A3- erodido + Desproteinizado
Single Bond 2 – GS1	5,44 ± 1,29 Aa	18,35 ± 1,33 Aab	29,77 ± 12,02 ABb
AdheSE – GS2	9,82 ± 6,38 Aa	69,40 ± 8,73 Bb	35,78 ± 6,06 Ac
Single Bond Universal – GS3	18,89 ± 5,57 Aa	26,23 ± 5,72 Aa	14,48 ± 5,47 Ba

Fator tratamento (mesmo tratamento para os diferentes grupos) representado por letras maiúsculas: grupos com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa. Comparação dentro do mesmo grupo com diferentes tratamentos representando por letras minúsculas: Grupos com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa. (Teste de Tukey, $p>0,05$).

Como pode ser observado na tabela 3, em relação ao fator tratamento, o subgrupo A1 apresentou o menor valor de NI (%) para o grupo GS1 (5,44 ± 1,29) em relação aos grupos GS2 (9,82 ± 6,38) e GS3 (18,89 ± 5,57), não apresentando diferença significativa entre eles. Quando foi avaliado o subgrupo A2 o grupo GS2 (69,40 ± 8,73) exibiu o maior valor de NI estatisticamente superior em relação aos grupos GS1 (18,35 ± 1,33) e GS3 (26,23 ± 5,72). Em relação ao subgrupo A3 o grupo GS1 (29,77 ± 12,02) apresentou o valor de NI estatisticamente semelhante ao grupo GS2 (35,78 ± 6,06) e GS3 (14,48 ± 5,47).

A análise estatística intra-grupo em relação ao grupo GS1, mostrou que o tratamento A1 (5,44 ± 1,2) apresentou os menores valores de NI. Para o grupo GS2 houve diferença estatisticamente significativa nos valores de NI para os diferentes tratamentos A1 (9,82 ± 6,38), A2 (69,40 ± 8,73), A3 (35,78 ±

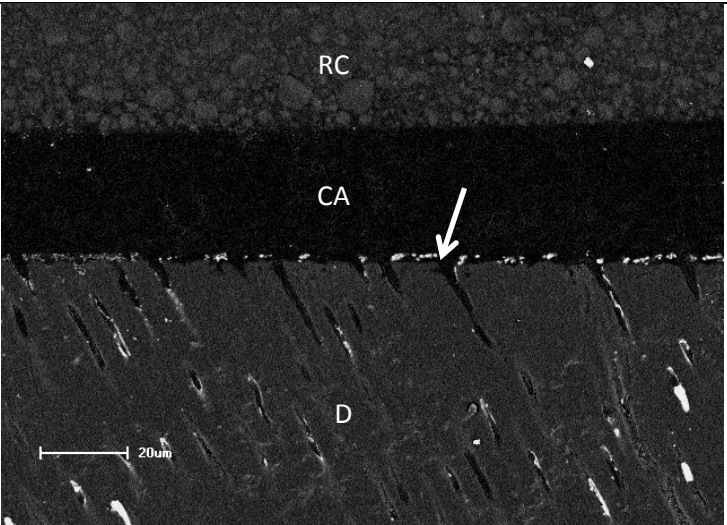
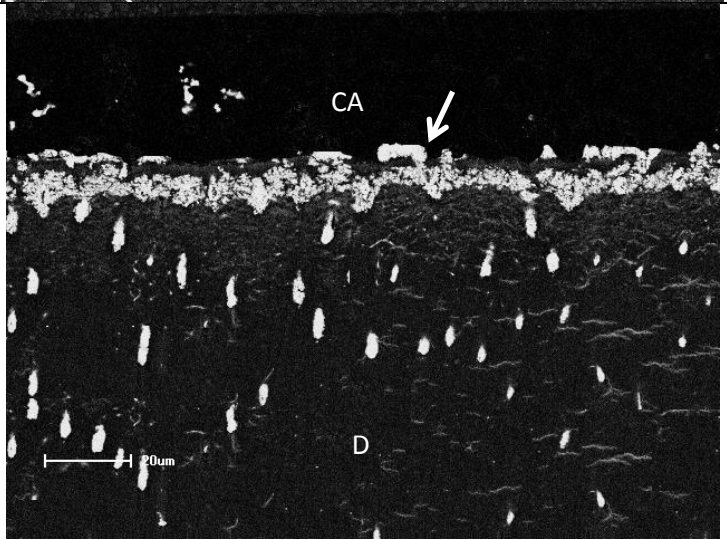
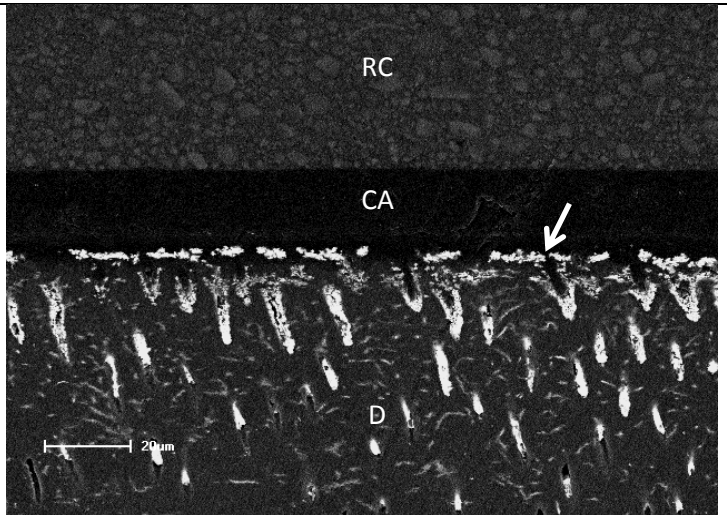
6,06). Para o grupo GS3 o tratamento A1 ($18,89 \pm 5,57$), A2 ($26,23 \pm 5,72$) e A3 ($14,48 \pm 5,47$) foram estatisticamente semelhantes.

Fotomicrografias representativas de cada condição experimental, obtidas por MEV para análise da NI estão apresentadas nos quadros 5, 6 e 7.

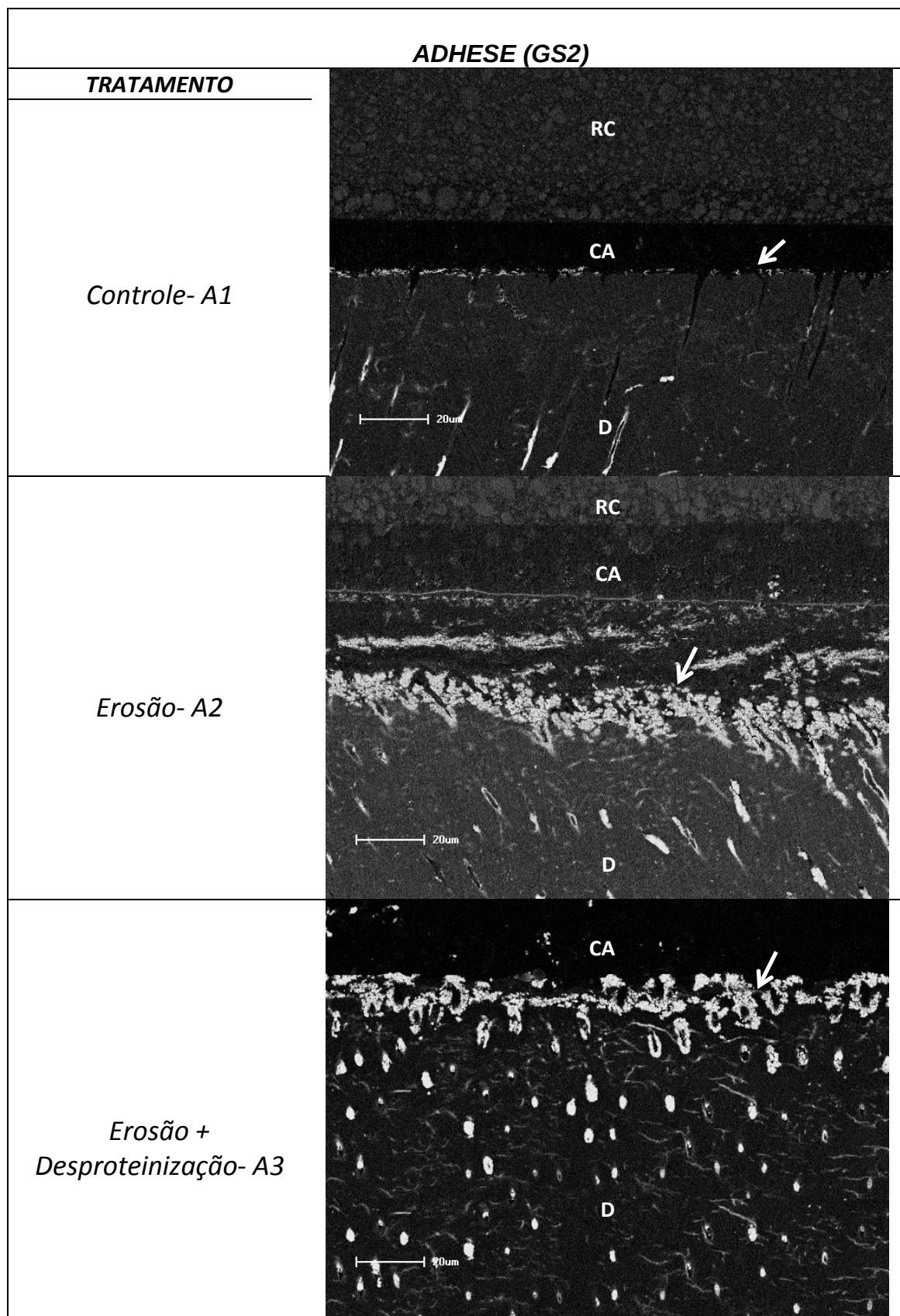
O quadro 5 está composto pelas fotomicrografias representativas de cada condição experimental do grupo GS1, onde o subgrupo A3 foi quem obteve a maior taxa de NI.

O quadro 6 estão presentes a fotomicrografias representativas do grupos GS2, onde o subgrupo A2 obteve o maior deposito de nitrato de prata.

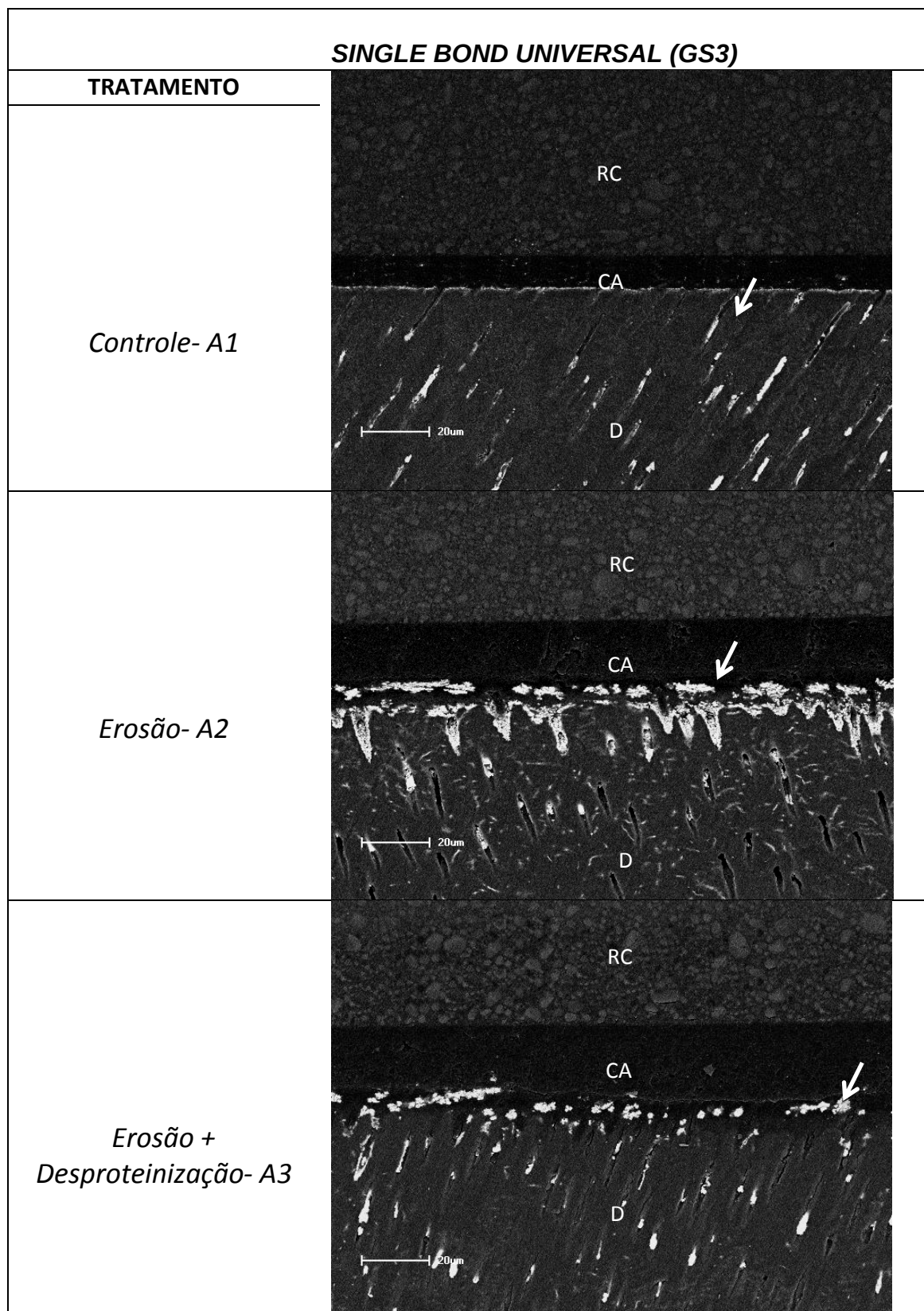
No quadro 7 estão presentes as fotomicrografias correspondentes ao grupo GS3. O subgrupo A2 obteve o maior deposito de nitrato de parata.

ADPER SINGLE BOND 2 (GS1)	
TRATAMENTO	
<i>Controle- A1</i>	 RC CA D 20um
<i>Erosão- A2</i>	 CA D 20um
<i>Erosão + Desproteinização- A3</i>	 RC CA D 20um

Quadro 5- Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Adper Single Bond 2 para cada tratamento em relação a NI. A deposição de nitrato de prata está indicada pelas setas. RC: resina composta; CA: camada adesiva e D: dentina.



Quadro 6- Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema AdheSE® para cada tratamento em relação a NI. A deposição de nitrato de prata está indicada pelas setas. RC: resina composta; CA: camada adesiva e D: dentina.



Quadro 7- Fotomicrografias representativas das imagens obtidas por MEV (600X) do sistema Single Bond Universal para cada tratamento em relação à NI. A deposição de nitrato de prata está indicada pelas setas. RC: resina composta; CA: camada adesiva e D: dentina.

6. DISCUSSÃO

O tratamento de desproteinização à dentina erosionada não prejudicou os valores de RU. A aplicação do NaOCl acarretou um aumento de RU estatisticamente significativo em relação ao substrato erosionado para os grupos G2 e G3, mantendo estatisticamente semelhante o resultado em relação ao substrato erosionado para o grupo G1.

Um aspecto que cabe destacar é que o número total de “palitos” para o grupo GS2 foi menor que para os grupos GS1 e GS3. Uma vez que, tal sistema apresentou maior fragilidade devido à ocorrência de falhas precoces na interface de união, decorrentes dos diferentes tratamentos, no momento da obtenção dos corpos-de-prova.

A preferência neste trabalho pelo teste de microtração deve-se, fundamentalmente à distribuição mais uniforme de tensões ao longo da interface adesiva de secções diminutas dos espécimes, sofrendo menos interferências, o que possibilita uma reprodução mais fiel, (Cardoso et al.¹⁰³ 2002, Pashley et al.¹⁰⁴ 1999) diferente do que ocorre quando da realização dos testes convencionais de tração e de cisalhamento (Van Noort et al.¹⁰⁵ 1989).

O protocolo utilizado de ciclagem erosiva foi com solução de ácido cítrico, proposto por Zimmerli et al.¹¹ 2012, que simulou um desafio erosivo e teve o objetivo de expressar a situação clínica de pacientes com alto risco à erosão dental, expostos a ácidos de origem extrínseca.

Alguns autores relatam que o colágeno dentinário não oferece contribuição direta para resistência de adesão interfacial, podendo até interferir negativamente devido à sua frágil estrutura após o condicionamento ácido (Inaba et al.¹⁴ 1995, Toledano et al.¹⁸ 2002). Como a concentração do hipoclorito de sódio e o tempo de aplicação ainda não estão estabelecidos, mesmo em dentes permanentes, nesta pesquisa optou-se por seguir a metodologia, quanto à concentração e tempo de aplicação empregados por Ruan-Antury et al.⁷¹ 2006. Testando a hipótese que remoção da fase orgânica da *smear layer* facilitaria a infiltração de monômeros resinosos na

dentina subjacente, levando a um aumento na resistência de união e redução da nanoinfiltração.

Quanto aos sistemas adesivos utilizados, constatou-se que houve diferença entre todos, o que já era esperado, pois os mesmos diferem no modo de condicionamento da superfície e na quantidade de passos.

Nas condições desse estudo, os resultados para resistência de união em dentina hígida mostraram que o melhor valor foi obtido pelo grupo do Adper Single Bond 2. Os grupos do sistema adesivo Adhese e Single Bond Universal, compostos por sistemas adesivos autocondicionantes, apresentaram resultados estatisticamente semelhantes e inferiores ao grupo do Adper Single Bond 2. Tais resultados vão ao encontro do trabalho de Knobloch et al.⁹⁵ 2007, que mostrou que os valores para resistência de união de Sistemas adesivos de condicionamento total de 2 passos em dentina hígida foram significativamente mais elevados do que qualquer um dos adesivos autocondicionantes de 1 e 2 passos testados, sendo que entre os autocondicionantes a resistência de união foram semelhantes.

Já é reportado na literatura que apesar dos sistemas adesivos autocondicionantes apresentarem uma reduzida sensibilidade técnica e praticidade de uso, eles exibem baixos valores de resistência de união (Van Meerbeek et al.⁸⁶ 2003). Segundo Amaral et al.¹⁰⁶ 2009, sistemas adesivos autocondicionantes produzem uma camada híbrida de baixa qualidade, desencadeando uma baixa resistência adesiva e necessitando de procedimentos alternativos para melhorar o desempenho clínico. Porém, nesse estudo, apesar dos resultados de resistência de união serem inferiores ao do sistema adesivo convencional, ainda assim foram satisfatórios.

Observou-se, por meio de teste de microtração, que, no presente estudo, os valores de RU à dentina erosionada foram inferiores aos da dentina hígida, em concordância com os achados apresentando por Zimmerli et al.¹¹ 2012, exceto para o grupo do Single Bond Universal.

Sabe-se que a erosão favorece a exposição da trama colágena da dentina em maior profundidade, o que está claramente relacionado à infiltração

inadequada dos monômeros resinosos e, conseqüentemente, ao prejuízo da adesão (Zimmerli et al.¹¹ 2012). Isto se deve, provavelmente, ao colapso das fibrilas de colágeno ou ao elevado conteúdo de água, que prejudica, a polimerização do respectivo adesivo. (Zimmerli et al.¹¹ 2012).

Logo, quando empregado o Adper Single Bond 2 , o condicionamento ácido, que deve ser realizado quando sistemas adesivos convencionais são utilizados, parece também não ser capaz de remover a dentina erodida superficial, orgânica, mas contribuir para a exposição das fibrilas de colágeno ainda em maior profundidade, tornando a adesão ao respectivo substrato ainda mais desfavorável e inferior à dentina hígida (Yoshiyama et al.¹⁰⁷ 2002).

Quando utilizado sistema autocondicionante AdheSE na dentina erosionada, a adesão foi a mais frágil de todo o estudo, confirmado pela reduzida média de resistência de união e grande nanoinfiltração na camada híbrida. Este fato poderia ser explicado tanto pela maior exposição da trama colágena (Zimmerli et al.¹¹ 2012), como pela concentração de solvente na qual uma máxima conversão de monômero é alcançada, que parece estar relacionada a sua viscosidade. Já foi relatado que o grau de polimerização está negativamente correlacionada com a quantidade de solventes presente no adesivo (Bae et al.¹⁰⁸ 2005, Dickens, Cho¹⁰⁹ 2005), o que significa que quanto maior for a quantidade de água/solvente, menor será o grau de polimerização, podendo influenciar suas propriedades mecânicas Higashi et al.¹¹⁰ 2009). Sabe-se que o solvente do sistema adesivo AdheSE é a água e que embora não mensurado neste estudo, era visualmente evidente que o AdheSE era mais viscoso que Adper Single Bond 2 e que o Single Bond Universal, o que provavelmente proporcionou uma menor penetração dos monômeros à trama colágena, contudo, esta hipótese deve ser objecto de estudos futuros para confirmação. Somado ao fato do pH do sistema adesivo ser de 1,7 (Van Landuyt et al.¹¹¹ 2007), que pode gerar um condicionamento adicional (sobrecondicionamento) ao substrato dentinário já erosionado, prejudicando a adesão.

Já foi relatado que adesivos autocondicionantes com pH agressivos são capazes de continuar a desmineralização da dentina, mesmo após a

polimerização. Além do que, o pH baixo desses sistemas os torna hidroliticamente instáveis devido aos componentes à base de metacrilato, gerando porosidades nanométricas dentro da camada híbrida. (Muñoz et al.⁹⁹ 2013).

Quando utilizado sistema autocondicionante “suave”, Single Bond Universal que apresenta pH de 4,1 (Muñoz et al.⁹⁹ 2013), a resistência de união foi similar entre dentina hígida e erodida, o que pode ser justificado pelo mecanismo de dupla adesão, pois além da retenção micromecânica através de hibridização, esse sistema adesivo apresenta monômeros funcionais específicos que interagem quimicamente com o Ca^{2+} da hidroxiapatita residual que permanece dentro da camada híbrida (Yoshida et al.¹¹² 2004). Isto pode ser vantajoso em termos de eficácia da adesão, produzindo uma união química independente da dentina ser hígida, erosionada ou desproteinizada. Porém, esse sistema adesivo também conhecido como “multí-modo” ou universal, foi lançado recentemente no mercado e poucos estudos tem avaliado seu efeito na resistência de união à dentina (Muñoz et al.⁹⁹ 2013).

Na superfície erosionada, zonas desmineralizadas de substrato com colágenos expostos na dentina, não impregnados por monômeros resinosos, podem-se incorporar à camada híbrida e comprometer a durabilidade, em longo prazo, da interface adesiva, facilitando a nanoinfiltração (Breschi et al.¹¹³ 2008), além das diferenças dos sistemas adesivos, já mencionadas.

No presente estudo, quando analisada a resistência de união para os diferentes sistemas adesivos com tratamento prévio de desproteinização, foram constatados resultados estatisticamente diferentes entre si.

Os resultados de RU em dentina erosionada submetida a tratamento de desproteinização mostraram que o maior valor de resistência de união foi obtido pelo sistema adesivo autocondicionante Single Bond Universal, com resultados superiores ao Adper Single Bond 2 e ao AdheSE.

Em algumas pesquisas, foi observado uma melhor adaptação dos sistemas adesivos autocondicionantes após o tratamento com NaOCl (Uribe-Echevarría et al.⁶⁹ 2004), assim como um aumento na resistência união

(Toledano et al.¹⁸ 2002). Por outro lado, também há relatos de diminuição nos valores de resistência adesiva (Bianchi et al.⁶⁶ 2000, Uceda et al.⁶⁵ 2003), o que pode ser atribuído à alteração que o NaOCl produz no substrato dentinário (Perdigão et al.¹⁵ 2000).

Os estudos encontrados na literatura variam a concentração e tempo de aplicação do hipoclorito de sódio sobre a dentina. Concentrações até 13% foram encontradas (Inai et al.¹¹⁴ 1998) e tempos de aplicação de 5 segundos (Marshall et al.¹¹⁵ 2001) a 6 horas (Yoshida et al.¹¹² 2004) já foram relatados.

O tratamento do substrato dentinário por meio de agentes desproteinizantes como o NaOCl tem demonstrado um comportamento controverso. Segundo a literatura, depende da composição do sistema adesivo empregado (Osório et al.²² 2002), o NaOCl não pode ser generalizado para qualquer material presente no mercado. Sabe-se que o NaOCl se dissocia em Na^+ e OCl^- , que em contato com H_2O da dentina se transforma em HOCl (poderoso agente oxidante e desproteinizante, que reage com muitas moléculas biológicas) (Thanatvarakorn et al.¹¹⁶ 2014), porém a quantidade de HOCl formado depende do pH do meio dentinário, sendo o AdheSE um adesivo com pH baixo, especula-se que possivelmente poderá ter existido uma maior formação de HOCl e consequentemente maior alteração do colágeno, o que acarreteu em menor RU para esse tipo de substrato.

Porém, é importante ressaltar que diferenças na metodologia de aplicação dos sistemas adesivos e das porcentagens e duração da aplicação do NaOCl podem resultar nas diferenças observadas entre os estudos.

Concordando com as observações deste estudo, alguns autores, também têm relatado uma relação entre a diminuição da resistência adesiva e o tipo de solvente contido nos sistemas adesivos, observando uma diminuição da resistência de união nos sistemas adesivos com solvente a base de água, o que se deve à maior sensibilidade do material após a remoção das fibrilas de colágeno expostas pelo condicionamento ácido (Toledano et al.¹⁸ 2002.) No presente estudo, o sistema adesivo AdheSE contém como solvente apenas

água, diferente do Adper Single Bond 2 e Single Bond universal, que possuem etanol/água como solvente.

Todavia, a literatura não é unânime a esse respeito. Ao comparar adesivo autocondicionante a base de água (One Coat SE Bond) e um a base água/etanol (Xeno III), em dentina desproteinizada, a resistência adesiva não foi alterada (Uceda et al.⁶⁵ 2003). Desta forma, este tópico se mantém em aberto e necessita de futuras investigações.

Vale ressaltar que para o sistema Adesivo Single Bond Universal, a adesão além de ser micromecânica é química, o que provavelmente justifica o melhor resultado de RU quando tratados com NaOCl, com diferença estatisticamente significativa em relação ao AdheSE e ao Adper Single Bond 2. Uma vez que houve remoção dos componentes orgânicos, a superfície dentinária torna-se mais semelhante ao esmalte, ou seja, rica em Ca^+ . Neste substrato, o Single Bond Universal se liga quimicamente, somado a um possível aumento na abertura dos túbulos dentinários, exposição de um extenso labirinto de túbulos laterais secundários (Perdigão et al.⁵⁶ 1999) e a íntima adaptação da resina na dentina (Prati et al.¹⁷ 1999) evidenciada após a desproteinização dentinária. Todos esses fatores podem contribuir para os resultados de adesão obtidos.

De maneira geral, os padrões de fraturas dos espécimes foram de tipo adesiva/mista para todos os grupos independente do tipo de substrato dentinário, o que pode ser corroborado com os valores de RU mais baixos.

Na análise da espessura da camada híbrida e formação de *tags*, observou-se que o subgrupo A2, para todos os sistemas adesivos apresentaram a existência de *tags* resinosos mais curtos. Nas observações das fotomicrografias nos subgrupos A1 e A3 para os grupos GS1, GS2 e GS3 notou-se a presença de *tags* de maior comprimento na camada híbrida. Especula-se que o tipo de protocolo para obtenção da camada híbrida e formação de *tags*, assim como o padrão da dentina obtido após o corte, poderia influenciar a obtenção das imagens, em virtude da fragilidade dos espécimes e delicadeza da técnica.

Todos os adesivos apresentaram certo grau de nanoinfiltração com diferenças notáveis entre o padrão de deposição de prata, dependendo da composição do sistema adesivo e substrato dentinário. Em apoio aos resultados especula-se que os sistemas adesivos de composição diferente associado aos variados tipos de substrato dentinário do estudo apresentam distintos padrões de nanoinfiltração. Sabe-se que espaço deixado por água dentro da camada híbrida e camada adesiva na interface resina-dentina são possivelmente preenchidos por nitrato de prata (Thay, Pashley, Yoshiyama¹⁰² 2002). Diferenças na hidrofiliabilidade e conteúdo de água dos sistemas adesivos têm um papel importante nos padrões de nanoinfiltração apresentado.

Todos os agentes adesivos testados neste estudo apresentam uma quantidade de água e de monômeros hidrofílicos em sua composição (Quadro 1). A presença de água nos sistemas adesivos desempenha um papel importante em ambas as técnicas totais e autocondicionantes (Pashley et al.¹¹⁷ 2002). A água é um componente fundamental dos sistemas autocondicionantes, a fim de possibilitar a ionização de monômeros ácidos e a desmineralização do esmalte e/ou dentina subjacente (Thay, Pashley⁸⁹ 2001).

Em relação à nanoinfiltração, intuitivamente é esperado uma relação direta entre resistência de união e nanoinfiltração. A relação entre a resistência de união e *gaps*/infiltração é pobremente compreendida. Alguns estudos têm tentado correlacionar resultados de *gaps*/infiltração com os valores de resistência de união (Guzman-Armstrong et al.¹¹⁸ 2003, Loguercio et al.¹¹⁹ 2004, Cenci et al.¹²⁰ 2005, Ding et al.¹²¹ 2009, Stanislawczuk et al.¹²² 2009) e esses resultados são controversos. Um dos fatores que pode ser responsável por esses resultados distintos são as diversas metodologias avaliadas para cada um deles. Nesse estudo, de modo intuitivo, parece existir relação direta entre a resistência de união e nanoinfiltração, o qual pode ser observado na tabela 3, onde o grupo que apresentou menor resistência de união, apresentou maior grau de nanoinfiltração.

A incompleta polimerização dos monômeros adesivos tem sido investigada como uma das razões para ocorrência de nanoinfiltração e

diminuição de estabilidade na interface adesiva de sistemas autocondicionantes (Nunes et al.¹²³ 2006).

Os resultados encontrados para a dentina erosionada submetida à desproteinização são inovadores, considerando que não existe, até a presente data, nenhum relato na literatura a respeito do tratamento com hipoclorido de sódio em dentina erosionada. Assim, é necessário completar os resultados coletados no presente estudo, com outros ensaios laboratoriais “*in vitro*” e “*in vivo*” envolvendo pesquisa ao longo do tempo, para elucidar outras questões.

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia proposta e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- A desproteinização acarretou um aumento nos valores de RU no substrato dentinário erosionado para os sistemas adesivos AdheSE e Single Bond Universal, enquanto que para o adesivo Single Bond Universal se manteve estatisticamente semelhante ao grupo controle.
- O processo de erosão dentinária ocasionou considerável diminuição na resistência de união, exceto para o sistema adesivo Single Bond Universal.
- A maioria dos padrões de fraturas dos espécimes foi de tipo adesiva/mista para todos os grupos independente do tipo de tratamento.
- Para a nanoinfiltração, melhores condições foram obtidas para o sistema adesivo simplificado Universal.

8. REFERÊNCIAS*

1. Lewis KJ, Smith BG. The relationship of erosion and attrition in extensive tooth tissue loss. Case reports. Br Dent J. 1973;135(9):400-4.
2. Miller GD, Jarvis JK, McBean LD. The importance of meeting calcium needs with foods. J Am Coll Nutr. 2001;20(2 Suppl):168S-85S.
3. Nunn JH, Gordon PH, Morris AJ, Pine CM, Walker A. Dental erosion -- changing prevalence? A review of British National childrens' surveys. Int J Paediatr Dent. 2003;13(2):98-105.
4. Jaeggi T, Lussi A. Prevalence, incidence and distribution of erosion. Monographs in oral science. 2006;20:44-65.
5. Lussi A, Jaggi T, Schärer S. The influence of different factors on in vitro enamel erosion. Caries Res. 1993;27(5):387-93.
6. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. Eur J Oral Sci. 1996;104(2 (Pt 2)):151-5.
7. Moss SJ. Dental erosion. Int Dent J. 1998;48(6):529-39.
8. 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.
9. Wang X, Lussi A. Assessment and management of dental erosion. Dent Clin North Am. 2010;54(3):565-78.
10. Prati C, Montebugnoli L, Suppa P, Valdre G, Mongiorgi R. Permeability and morphology of dentin after erosion induced by acidic drinks. J Periodontol. 2003;74(4):428-36.
11. 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(5):1451-61.
12. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, de Freitas PM, Azambuja N, Jr., 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. May 2013.
13. Uribe-Echevarría J PE, Lutri P. . Adhesión a esmalte y dentina con adhesivos poliméricos. Ripano Editorial Médica. Primeira ed. Curitiba: Maio 2003.

*De acordo com norma do Programa de Mestrado em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

14. Inaba D, Duschner H, Jongebloed W, Odelius H, Takagi O, Arends J. The effects of a sodium hypochlorite treatment on demineralized root dentin. *Eur J Oral Sci.* 1995;103(6):368-74.
15. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, Garcia-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater.* 2000;16(5):311-23.
16. Sakae T, Mishima H, Kozawa Y. Changes in bovine dentin mineral with sodium hypochlorite treatment. *J Dent Res.* 1988;67(9):1229-34.
17. Prati C, Chersoni S, Pashley DH. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent Mater.* 1999;15(5):323-31.
18. Toledano M, Perdigao J, Osorio E, Osorio R. Influence of NaOCl deproteinization on shear bond strength in function of dentin depth. *Am J Dent.* 2002;15(4):252-5.
19. Erhardt MC, Osorio E, Aguilera FS, Proenca JP, Osorio R, Toledano M. Influence of dentin acid-etching and NaOCl-treatment on bond strengths of self-etch adhesives. *Am J Dent.* 2008;21(1):44-8.
20. Inaba D, Ruben J, Takagi O, Arends J. Effect of sodium hypochlorite treatment on remineralization of human root dentine in vitro. *Caries Res.* 1996;30(3):218-24.
21. Phrukkanon S, Burrow MF, Hartley PG, Tyas MJ. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dent Mater.* 2000;16(4):255-65.
22. Osorio R, Ceballos L, Tay F, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M. Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic acid-containing adhesive system. *J Biomed Mater Res.* 2002;60(2):316-24.
23. Uribe-echevarría J, Uribe-echevarría Lj, Uribe echevarría DI. Adaptation to dentin of resin adhesives with modification or elimination of smear layer. *J Dent Res.* 1996;75:1059.
24. Bartlett D, Dugmore C. Pathological or physiological erosion--is there a relationship to age?. *Clin Oral Investig.* 2008;12 Suppl 1:S27-31.
25. Young A, Amaechi BT, Dugmore C, Holbrook P, Nunn J, Schiffner U, et al. Current erosion indices--flawed or valid? Summary. *Clin Oral Investig.* 2008;12 Suppl 1:S59-63.
26. C G. How valid are current diagnostic criteria for dental erosion?. *Clin Oral Investig.* 2008;12(Suppl 1):41-9.
27. West NX, Davies M, Amaechi BT. In vitro and in situ erosion models for evaluating tooth substance loss. *Caries Res.* 2011;45 Suppl 1:43-52.

28. Lussi A. Erosive tooth wear - a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monogr Oral Sci.* 2006;20:1-8.
29. Lussi A, Jaeggi T, Zero D. The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Res.* 2004;38 Suppl 1:34-44.
30. Zero D T L, A. Etiology of enamel erosion: intrinsic and extrinsic factors. London2000.
31. Lussi A, Jaeggi T. Dental erosion in children. *Monogr Oral Sci.* 2006;20:140-51.
32. Lussi A, Jaeggi T. Erosion--diagnosis and risk factors. *Clin Oral Investig.* 2008;12 Suppl 1:S5-13.
33. Ganss C. Definition of erosion and links to tooth wear. *Monogr Oral Sci.* 2006;20:9-16.
34. West NX, Hughes JA, Addy M. Erosion of dentine and enamel in vitro by dietary acids: the effect of temperature, acid character, concentration and exposure time. *J Oral Rehabil.* 2000;27(10):875-80.
35. Grando JL GN, Petry A. Erosão dental: estudo in vitro da erosão causada por refrigerantes e sucos de limão no esmalte de dente decíduos humanos. *Rev Odontoped.* 1995;4(1):1-10.
36. Kreulen CM, Van 't Spijker A, Rodriguez JM, Bronkhorst EM, Creugers NH, Bartlett DW. Systematic review of the prevalence of tooth wear in children and adolescents. *Caries Res.* 2010;44(2):151-9.
37. Bartlett DW, Lussi A, West NX, Bouchard P, Sanz M, Bourgeois D. Prevalence of tooth wear on buccal and lingual surfaces and possible risk factors in young European adults. *J Dent.* 2013;41(11):1007-13.
38. Vargas-Ferreira F, Praetzel JR, Ardenghi TM. Prevalence of tooth erosion and associated factors in 11-14-year-old Brazilian schoolchildren. *J Public Health Dent.* 2011;71(1):6-12.
39. Rios D, Magalhaes AC, Honorio HM, Buzalaf MA, Lauris JR, Machado MA. The prevalence of deciduous tooth wear in six-year-old children and its relationship with potential explanatory factors. *Oral health Prev Dent.* 2007;5(3):167-71.
40. Zero DT. Etiology of dental erosion--extrinsic factors. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(2 (Pt 2)):162-77.
41. Barbour ME SR, Parker DM, Allen GC, Addy M. An investigation of some food-approved polymers as agents to inhibit hydroxyapatite dissolution. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(6):457-61.

42. Eisenburger M, Shellis RP, Addy M. Scanning electron microscopy of softened enamel. *Caries Res.* 2004;38(1):67-74.
43. Voronets J, Lussi A. Thickness of softened human enamel removed by toothbrush abrasion: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2010;14(3):251-6.
44. Collys K, Slop D, Cleymaet R, Coomans D, Michotte Y. Load dependency and reliability of microhardness measurements on acid-etched enamel surfaces. *Dent Mater.* 1992;8(5):332-5.
45. Breschi L, Gobbi P, Mazzotti G, Falconi M, Ellis TH, Stangel I. High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid. *Dent Mater.* 2002;18(1):26-35.
46. 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;74(5):1179-84.
47. Hara AT, Ando M, Cury JA, Serra MC, Gonzalez-Cabezas C, Zero DT. Influence of the organic matrix on root dentine erosion by citric acid. *Caries Res.* 2005;39(2):134-8.
48. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int.* 1996;27(11):775-84.
49. Dietschi D, Argente A. A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion. Part I: concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive techniques. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(1):20-33.
50. Cruz JB LT, Tedesco TK, Guglielmi Cde A, Raggio DP. Eroded dentin does not jeopardize the bond strength of adhesive restorative materials. *Braz Oral Res.* 2012;26(4):306 - 12.
51. Yui KCK CAF, Ribeiro CF, Gonçalves SEP, Torres CRG. Effect of dentin treatment with sodium hypochlorite after conditioning procedure on shear bond strength of composite resin restorations. *Revista Odonto.* 2009;17(34):13-8.
52. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):558-78.
53. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991;3(4):133-8.
54. Chan AR, Titley KC, Chernecky R, Smith DC. A short- and long-term shear bond strength study using acids of varying dilutions on bovine dentine. *J Dent.* 1997;25(2):145-52.

55. Burrow MF, Tagami J, Hosoda H. The long term durability of bond strengths to dentin. *Bull. Tokyo Med Dent Univ.* 1993;40(4):173-91.
56. Perdigao J, Thompson JY, Toledano M, Osorio R. An ultra-morphological characterization of collagen-depleted etched dentin. *Am J Dent.* 1999;12(5):250-5.
57. Uceda-Gomez N, Loguercio AD, Moura SK, Grande RH, Oda M, Reis A. Long-term bond strength of adhesive systems applied to etched and deproteinized dentin. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(6):475-9.
58. Osorio R, Yamauti M, Osorio E, Ruiz-Requena ME, Pashley D, Tay F, et al. Effect of dentin etching and chlorhexidine application on metalloproteinase-mediated collagen degradation. *Eur J Oral Sci.* 2011;119(1):79-85.
59. Moorer WR, Wesselink PR. Factors promoting the tissue dissolving capability of sodium hypochlorite. *Int Endod J.* 1982;15(4):187-96.
60. Tanaka J, Nakai H. Application of root canal cleaning agents having dissolving abilities of collagen to the surface treatment for enhanced bonding of resin to dentin. *Dent Mater J.* 1993;12(2):196-208.
61. Gwinnett AJ. Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. *Am J Dent.* 1994;7(5):243-6.
62. Wakabayashi Y, Kondou Y, Suzuki K, Yatani H, Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int J Prosthodont.* 1994;7(4):302-6.
63. Lai SC, Mak YF, Cheung GS, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *J Dent Res.* 2001;80(10):1919-24.
64. Yiu CK, Garcia-Godoy F, Tay FR, Pashley DH, Imazato S, King NM, et al. A nanoleakage perspective on bonding to oxidized dentin. *J Dent Res.* 2002;81(9):628-32.
65. Uceda-Gomez N, Reis A, Carrilho MR, Loguercio AD, Rodriguez Filho LE. Effect of sodium hypochlorite on the bond strength of an adhesive system to superficial and deep dentin. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(3):223-8.
66. Bianchi J RFLE, César P F, Beck H, Gonzaga, CC. Effect of NaOCl on tensile bond strength of dental adhesives. *J Dent Res.* 2000;79(IADR Abstracts 402):372.
67. Castro AKB, AC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Effect of sodiumhypochorite gel on shear bond strength of one-bottle adhesive systems. *Bras J Oral Sci.* 2004;3(9):465-9.

68. Barbosa de Souza F, Silva CH, Guenka Palma Dibb R, Sincler Delfino C, Carneiro de Souza Beatrice L. Bonding performance of different adhesive systems to deproteinized dentin: microtensile bond strength and scanning electron microscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;75(1):158-67.
69. Uribe-Echevarría J LP, Sezin M. . Adhesión a dentina a través de distintos tratamientos del sustrato, Estudio con Confocal Láser Scanning Microscope. *Rev Asoc Odontol Arg*. 2004;92(4):315-21.
70. José David Ruan-Antury JCG, Jorge Uribe-Echevarria. Influencia de la desproteinización dentinaria sobre la resistencia adhesiva. *RODYB - Revista de Operatoria Dental y Biomateriales*. 2006;1(1):52 - 60.
71. Ruan-Antury JD GJ, Uribe-Echevarria J, Gomes OMM. Resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos autocondicionadores al sustrato dentinario desproteinizado a través del hipoclorito de sodio. *Actas Odontologicas* 2006;3(1):60-9.
72. Spazzin AO GD, Cecchin G, Lazzaretti DN, Gonçalves LS, Júnior B C. Influence of deproteinization and of wet on the dentinal substratum on microleakage in composite restorations. *Revista da faculdade de odontologia-UPF*. 2007;12(2):46-51.
73. 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;17(5):462-6.
74. Ribeiro AIAM DD, Guêne GMT, Araújo RKP, Cyrillo CC, Braz Rodivan. Action of deproteinizing and antioxidant agents on the microtensile bond strength of conventional adhesives. *Rev Gaúcha Odontol*. 2011;59(2):221-27.
75. Aguilera FS, Osorio R, Osorio E, Moura P, Toledano M. Bonding efficacy of an acetone/based etch-and-rinse adhesive after dentin deproteinization. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2012;17(4):e649-54.
76. Ravishanker P, Chaitanya K. In vitro evaluation of the effect of deproteinization on the marginal leakage of resin restorations using three bonding agents. *Dent Res J*. 2012;9(4):452-9.
77. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-53.
78. Reis A CM, Louguercio AD, Grande RHM. Sistemas adesivos atuais. *J Bras Clin Odontol Int*. 2001;5(30):455-65.
79. Garone Filho W. Adesão em esmalte e dentina. São Paulo: Cardoso RJA, Gonçalves EAN; 2002:27-55

80. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-73.
81. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2001;3(3):237-45.
82. Brackett WW, Covey DA, St Germain HA, Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent.* 2002;27(3):218-22.
83. Hilgert LA, Lopes GC, Araujo E, Baratieri LN. Adhesive procedures in daily practice: essential aspects. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29(4):208-15; quiz 16, 18.
84. Scavuzzi AIF BR, Tobias PCD. Estudo comparativo in vitro da microinfiltração marginal de dois sistemas adesivos em dentes decíduos e permanentes. *J Bras Clin Odontol Int.* 2001;5(26):151-5.
85. Carvalho RM CM, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr L, Andrade e Silva SM,, APM. K. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho clínico. . *Biodonto.* 2004;2(1):8 - 86.
86. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28(5):647-60.
87. Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010;26(2):e24-37.
88. 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;56 Suppl 1:31-44.
89. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater.* 2001;17(4):296-308.
90. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1-16.
91. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25(5):355-72.
92. Laxe LAC BS, Oliveria RS, Goyatá FR. Sistemas adesivos autocondicionantes. *Int J Dent.* 2007;6(1):25 - 9.

93. Bouillaguet S GP, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*. 2001;29(1):55-61.
94. Susin AH, Oliveira OB, Marchiori JC, Pithan JCA. espessura de camada híbrida obtida com dois sistemas adesivos atuais sob diferentes condições de substrato dentinário. *J Bras Dentística e estética*. 2003;2(7):226-235.
95. Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent*. 2007;97(4):216-22.
96. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*. 2012;40(6):475-84.
97. Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent*. 2012;25(3):153-8.
98. Langer A, Ilie N. Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):205-16.
99. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*. 2013;41(5):404-11.
100. Perdigao J, Geraldeli S, Carmo AR, Dutra HR. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthetic Restor Dent*. 2002;14(1):31-8.
101. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res*. 2008;87(10):974-9.
102. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*. 2002;81(7):472-6.
103. Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent*. 2002;4(4):291-7.
104. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*. 1999;1(4):299-309.
105. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*. 1989;17(2):61-7.
106. do Amaral RC, Stanislawczuk R, Zander-Grande C, Michel MD, Reis A, Loguercio AD. Active application improves the bonding performance of self-etch adhesives to dentin. *J Dent*. 2009;37(1):82-90.

107. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*. 2002;81(8):556-60.
108. Bae JH, Cho BH, Kim JS, Kim MS, Lee IB, Son HH, et al. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;74(2):822-8.
109. Dickens SH, Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analyses of flexural and microtensile bond strengths of bonding agents. *Dent Mater*. 2005;21(4):354-64.
110. Higashi C, Michel MD, Reis A, Loguercio AD, Gomes OM, Gomes JC. Impact of adhesive application and moisture on the mechanical properties of the adhesive interface determined by the nano-indentation technique. *Oper Dent*. 2009;34(1):51-7.
111. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
112. 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;83(6):454-8.
113. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90-101.
114. Inai N KN, Tagami J, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. *Am J Dent*. 1998;11:123-7.
115. Marshall GW YN, Baloochb M, Kinneya JH, Habelitza S, Marshalla SJ. Sodium hypochlorite alterations of dentin and dentin collagen. *Surface Science*. 2001;491(3):444-45.
116. Thanatvarakorn O, Nakajima M, Prasansuttiiporn T, Ichinose S, Foxton RM, Tagami J. Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *J Dent*. 2014;42(3):298-304.
117. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent*. 2002;15(2):97-102.
118. Guzmán-Armstrong S AS, Qian F. Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface. *Oper Dent*. 2003;28(1):60-6.

119. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater.* 2004;20(3):236-43.
120. Cenci M, Demarco F, de Carvalho R. Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *J Dent.* 2005;33(7):603-10.
121. Ding PG WD, Pioch T, Staehle HJ, Dannewitz B. Relationship between microtensile bond strength and nanoleakage at the composite-dentin interface. *Dent Mater.* 2009;25(1):135-41.
122. Stanislawczuk R, Amaral RC, Zander-Grande C, Gagler D, Reis A, Loguercio AD. Chlorhexidine-containing acid conditioner preserves the longevity of resin-dentin bonds. *Oper Dent.* 2009;34(4):481-90.
123. Nunes TG, Garcia FC, Osorio R, Carvalho R, Toledano M. Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *Dent Mater.* 2006;22(10):963-72.

ANEXO

Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa – Parecer Consubstanciado do CEP.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



PROJETO DE PESQUISA

Título: Avaliação da resistência de união à dentina erosionada submetida a tratamento de desproteinização.

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 08288012.7.0000.0105

Pesquisador: João Carlos Gomes

Instituição: Universidade Estadual de Ponta Grossa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 109.850

Data da Relatoria: 27/09/2012

Apresentação do Projeto:

Avaliação da resistência de união à dentina erosionada submetida a tratamento de desproteinização

Objetivo da Pesquisa:

Analisar in vitro a resistência de união de três sistemas adesivos em substrato dentinário por meio do teste de microtração após a desproteinização de dentina erosionada mediante a aplicação do hipoclorito de sódio 5,2%. Avaliando a resistência de união em dentina erosionada utilizando três diferentes sistemas adesivos; a resistência de união em dentina erosionada e desproteinizada utilizando três diferentes sistemas adesivos e a espessura da camada híbrida qualitativamente por meio do MEV.

Objetivo claro e pertinente a metodologia proposta.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Estão bem delimitados e traçando forma de minimização dos riscos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Esse projeto não necessita de TCLE, pois não envolve diretamente o paciente. Quanto a utilização de dentes do banco de dentes, possui autorização do local responsável.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto com assinatura dos responsáveis e da instituição proponente presente. Autorização do banco de dentes presente e assinada.

Recomendações:

Sem sugestões.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem sugestões.

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

Bairro:

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42-)3220-3108

Fax: (42-)3220-3102

E-mail: seccoep@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



Situação do Parecer:

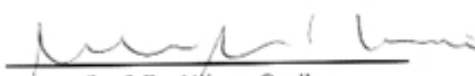
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

PONTA GROSSA, 28 de Setembro de 2012


Prof. Dr. Ulisses Coelho
Coordenador

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

Bairro: CEP: 84.030-900

UF: PR Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42-)3220-3108 Fax: (42-)3220-3102 E-mail: seccoop@uepg.br