



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

LUCAS TEIXEIRA FRANCO

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DO PLASMA NÃO TÉRMICO NA
RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA SUPERFICIAL E
PROFUNDA**

2016

LUCAS TEIXEIRA FRANCO

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DO PLASMA NÃO TÉRMICO NA
RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA SUPERFICIAL E PROFUNDA**

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Dentística.

Orientadora: Prof.^a Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala

Co-orientador: Prof. Dr. Marcelo Giannini

São José dos Campos

2016

Apresentação gráfica e normatização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos
Campos: ICT/UNESP; 2016.

Franco, Lucas Teixeira

Avaliação do efeito do plasma não térmico na resistência adesiva à
dentina superficial e profunda / Lucas Teixeira Franco. - São José
dos Campos : [s.n.], 2016.

84 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação
em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de
São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2016.

Orientadora: Maria Filomena Rocha Lima Huhtala

Co-orientador: Marcelo Giannini.

1. Dentina. 2. Plasma. 3. Adesivos dentinários. 4. Teste de
microtração. I. Huhtala, Maria Filomena Rocha Lima, orient. II.
Giannini, Marcelo, co-orient. III. Instituto de Ciência e
Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista.
IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. V.
UNESP - Univ Estadual Paulista. VI. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática,
ICMC/USP com adaptações - STATi e STI do ICT/UNESP. Dados fornecidos pelo autor.

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 18 de janeiro de 2016

E-mail: lucas.franco@ict.unesp.br

Assinatura: _____

BANCA EXAMINADORA

Profa Dra Maria Filomena Rocha Lima Huhtala (Orientadora)

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos

UNESP - Univ Estadual Paulista

Profa Dra Ana Paula Martins Gomes

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos

UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof Dr João Maurício Ferraz da Silva

Mestre e Doutor em Odontologia Restauradora pelo Instituto de Ciência e

Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

São José dos Campos, 18 de janeiro de 2016.

DEDICATÓRIA

É impressionante como algumas páginas podem representar tão intensamente o que elas nem mesmo querem dizer. Só posso dedicar àquele que me deu o privilégio de viver mais dois anos para concluir esse trabalho, com palavras de ciência e com o aroma suave de seu amor.

Minha vida, minhas conquistas, meu futuro dedico à Deus.

AGRADECIMENTOS

À Deus, que me deu a paz para superar todos os desafios de uma pós-graduação.

Aos meus pais, Luciano e Cláudia, que já dedicaram 25 anos de suas vidas para me formar, não só como profissional, mas como pessoa. O tempo irá mostrar que todo esforço que fizeram, e ainda fazem, para que eu venha a andar com minhas próprias pernas, hoje me possibilita voar. Espero poder retribuir todo amor e carinho em dobro. Obrigado!

À minha namorada, Mariana, que foi uma amiga essencial nessa jornada. Suas palavras de incentivo me fazem querer mudar o mundo. Obrigado pelo cuidado de sempre me mostrar o melhor de mim e me deixar viver isso com você.

Aos meus irmãos, Thiago e Tainá, obrigado porque a lembrança dos momentos em que crescíamos juntos me fazem querer continuar, sonhando que um dia terei o privilégio que caminharíamos lado a lado novamente. Amo vocês.

Às minhas amigas da pós-graduação, que me acompanharam durante o mestrado, e fizeram os meus dias mais fáceis.

Aos amigos, Enzo Rosetti, Felipe Kenji, Pedro Prado, Victor Carias pela convivência leve que ajudaram fazer de São José dos Campos um lar.

Aos amigos de São Paulo, que mesmo tanto tempo distantes, sempre estiveram presentes.

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia - UNESP, na pessoa do Diretor Professor Titular Estevão Tomomitsu Kimpara, por proporcionar toda estrutura, suporte e aprendizado à minha formação.

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão da bolsa de estudo, que me auxiliou durante a realização do mestrado.

À minha banca do EGO, professores Rodrigo Máximo de Araújo e Eduardo Bresciani, por contribuírem grandemente para o aperfeiçoamento desse trabalho.

Ao professor Carlos Rocha Gomes Torres pela colaboração com as análises estatísticas.

Ao professor César Rogério Pucci pela colaboração com a obtenção das imagens de microscopia.

Aos parceiros de orientação, Virgílio e Débora, obrigado pelo tempo com vocês.

E por último, porém não menos importante, à Filomena. Professora, orientadora, amiga, mãe, entre muitos outros papéis que representou e me fazem ser grato pelo privilégio de ter convívio todos esses anos com você. Obrigado por sempre se preocupar em primeiro lugar com o meu desenvolvimento profissional e pessoal, nunca se colocando como o fim, mas sim um meio para que eu pudesse aprender, me ensinando além do que precisaria.

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Profundidade do substrato dentinário	13
2.2 Plasma não térmico	19
2.3 Sistema adesivo	28
2.4 Teste de microtração	34
3 PROPOSIÇÃO.....	44
4 MATERIAL E MÉTODO	45
4.1 Comitê de ética	45
4.2 Preparo dos espécimes.....	45
4.3 Delineamento experimental	49
4.4 Aplicações de plasma não térmico	51
4.5 Inserção e polimerização da resina composta.....	52
4.6 Teste de resistência adesiva à microtração	53
4.7 Análise das fraturas.....	57
4.8 Planejamento estatístico	58
4.8.1 Planejamento experimental.....	58
4.8.2 Hipóteses de nulidade testadas	58
4.8.3 Análise de dados	59
4.9 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	59
5 RESULTADOS	61
5.1 Análise estatística da resistência adesiva.....	61
5.2 Análise dos tipos de fratura.....	63
5.3 Avaliação da microscopia eletrônica de varredura (MEV)	64
6 DISCUSSÃO.....	67
6.1 Da metodologia	67
6.2 Dos resultados	70
7 CONCLUSÃO	74
8 REFERÊNCIAS	75
ANEXOS.....	81

Franco LC. Avaliação do efeito do plasma não térmico na resistência adesiva à dentina superficial e profunda [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

RESUMO

O tratamento com plasma não térmico pode modificar a superfície da dentina e melhorar a ligação entre os dentes e resinas compostas. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tratamento do plasma não térmico (PNT) na resistência adesiva de um sistema adesivo autocondicionante aplicado em diferentes espessuras de dentina humana, bem como observar mudanças na micromorfologia das interfaces dentina/resina em MEV. Molares humanos foram divididos em dois grupos (n = 30) de acordo com a espessura da camada de dentina: superficial (**S**) (2 mm de espessura) e profunda (**P**) (1 mm de espessura). Cada grupo foi dividido em três subgrupos (n = 10) de acordo com o tratamento de superfície da dentina: grupo **SPA** (2 mm dentina + plasma + adesivo); Grupo **SAP** (2 mm dentina + adesivo + plasma); Grupo **SA** (2mm de dentina + adesivo); **PPA** (1 mm dentina + plasma + adesivo); Grupo **PAP** (1 mm dentina + adesivo + plasma) e grupo **PA** (1 mm dentina + adesivo). Foi confeccionada uma restauração em resina composta e as amostras armazenadas (48 h). Palitos de dentina/resina com área adesiva de aproximadamente 1 mm² foram obtidos e submetidos ao teste de microtração. O padrão de fraturas foi analisado por microscopia óptica. Os dados de resistência foram analisados pelos testes estatísticos ANOVA dois fatores e Tukey (5%). As análises das interfaces adesivas em MEV foram realizadas em amostras selecionadas. Os resultados mostraram uma diferença significativa na resistência adesiva entre a dentina superficial e profunda; independentemente do tratamento de superfície, a dentina superficial apresentou maiores valores de resistência adesiva. Entre os grupos tratados com e sem plasma, a resistência adesiva foi maior quando o plasma foi aplicado na superfície da dentina; no entanto a aplicação de plasma antes ou depois do o adesivo não foi estatisticamente diferente. O PNT aumentou a resistência adesiva da dentina humana S e P.

Palavras-chave: Dentina. Plasma. Adesivos dentinários. Teste de microtração.

Franco LC. Effect of non-thermal plasma on bond strength to superficial and deep dentin [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

ABSTRACT

Treatment with non-thermal plasma can modify dentin surface and improve bond between teeth and composite resin. The objective of this study was to evaluate the influence of non-thermal plasma (NTP) treatment on dentin bond strength of a self-etching adhesive system to different thicknesses of human dentin as well as to observe SEM micromorphology changes of the resin/dentin interfaces. Human molars were divided into two groups ($n = 30$) according to dentin layer thickness: superficial (**S**) (2 mm thick) and deep (**D**) (1 mm thick). Each group was divided into three subgroups ($n = 10$) according to dentin surface treatment: **SPA** group (2 mm dentin + plasma + adhesive); **SAP** group (2 mm dentin + adhesive + plasma); Group **SA** (2 mm dentin + adhesive); **PPA** (1 mm dentin + plasma + adhesive); **PAP** group (1 mm dentin + adhesive + plasma) and **PA** group (1 mm dentin + adhesive). A composite resin restoration was built up and specimens stored (48 h). Teeth sticks with adhesive area of approximately 1 mm² were obtained and submitted to microtensile test. The pattern of fractures was analyzed with optical microscopy. Bond strength data was analyzed by two-way ANOVA and Tukey (5%) statistical tests. Resin/dentin interfaces SEM analysis was conducted on selected specimens. The results showed a significant difference in bond strength between superficial and deep dentin; regardless surface treatment superficial dentin showed higher bond strength. Among the groups treated with and without plasma, bond strength was higher when plasma was applied on dentin surface; however plasma application before or after the adhesive was not statistically different. NTP increased the bond strength of S and D human dentin.

Keywords: Dentin. Plasma. Dentin-bonding agents. Microtensile test.

1 INTRODUÇÃO

A odontologia restauradora estética vem tendo uma evolução contínua desde o desenvolvimento do condicionamento do esmalte por Buonocore (1955), e a introdução de resinas BIS-GMA, por Bowen, nos anos 60. No entanto, a união do dente ao material restaurador é extremamente delicada e ainda não apresenta resultados ideais no selamento da cavidade e resistência da união adesiva, principalmente no que diz respeito a sua longevidade.

A adesão de sistemas adesivos contemporâneos é essencialmente de natureza micromecânica. Uma variável importante na durabilidade, qualidade e eficácia da adesão dentinária baseia-se na infiltração e polimerização *in situ* de uma resina sintética dentro das redes de fibras de colágeno expostas por uma ação ácida, e na criação de uma estrutura chamada "camada híbrida" (Van Meerbeek et al., 2003). A camada híbrida, postulada por Nakabayashi et al. (1982), é considerada o principal mecanismo de retenção dos sistemas adesivos atuais. Esta estrutura tem também a função de selar a dentina prevenindo sensibilidade pós-operatória e cáries secundárias.

Entretanto, a longevidade e resistência de união entre dente e restauração têm sido cada vez mais questionadas. Além da penetração dos monômeros resinosos na matriz condicionada, a durabilidade da adesão dentinária é afetada por fatores como difusão de água na interface dente-resina (inerente a longos períodos em ambientes aquosos, como a cavidade bucal) e pela atividade das metaloproteinasas (MMPs – enzimas proteases neutras) da matriz dentinária (Tezvergil-Mutluay et al., 2010).

Existem várias razões para a falha prematura de restaurações de resina composta, como a contração do polímero, a ligação inadequada do adesivo à dentina, e a formação de cáries secundárias (Ritts et al., 2010). Outros estudos mostram que a longevidade das restaurações de resina é relativamente pequena em comparação ao amálgama (Scholtanus, Ozcan, 2014). Assim, é extremamente importante reduzir a grande porcentagem de falhas prematuras detectadas clinicamente.

Diferentes tipos de pré-tratamento dentinário vêm sendo testados buscando o aumento da durabilidade das restaurações adesivas. Irradiação a laser (Ramos-Oliveira et al., 2014; Ramos et al., 2014), desproteinização da dentina (Lisboa et al., 2013), agentes de ligação cruzada de colágeno (Srinivasulu et al., 2013), condicionamento com diferentes ácidos (Pavan et al., 2010), aplicação de plasma não térmico (Ritts et al., 2010), são alguns exemplos que mostram tentativas, ainda não consolidadas, para a melhoria da adesão.

A ciência do plasma tem sido de particular interesse para os pesquisadores em diversas áreas de conhecimento, desde os anos 90. Sua evolução gerou pesquisas em diversas aplicações, incluindo a esterilização industrial, controle de poluição, a ciência dos polímeros, segurança alimentar e biomedicina. Os dados que demonstram efeitos positivos sobre as células humanas, tais como a citólise de células de cancro, melhora na cicatrização de feridas, angiogênese, e outros, na ausência de efeitos tóxicos, certamente promovem futuras aplicações (Ferrell et al., 2013).

A pesquisa atual concentra-se principalmente sobre os efeitos não térmicos de plasmas, aplicações abaixo do limiar de dano térmico, que, visam induzir uma resposta específica ou modificação química através da geração de espécies ativas que ou são produzidas no plasma ou no tecido posto em contato com o plasma. Plasmas não térmico permitem a desinfecção e esterilização eficaz de tecido vivo

dentro de segundos, por inativação de bactérias gram-negativas e gram-positivas, fungos, vírus, esporos, vários parasitas e organismos patógenos ou exógenos. Uma vantagem da sua forma gasosa é a possibilidade de penetrar mesmo em superfícies não homogêneas, cavidades e fissuras até a escala de micrômetros, onde o fluido tradicional ou técnicas químicas falham. Outra grande vantagem do tratamento por plasma é a aplicação auto esterilizante sem dor, não invasiva, que oferece a possibilidade de entrega de droga a nível molecular (Heinlin et al., 2011).

Nas ciências físicas, o plasma é descrito como o quarto estado da matéria, além de sólidos, líquidos e gases. Plasmas naturais representam a maior parte do universo visível incluindo o sol, as estrelas, a ionosfera da Terra, assim como o fenômeno conhecido como Aurora Boreal. O plasma também é produzido artificialmente para ser usado, por exemplo, em monitores e lâmpadas fluorescentes, tratamento de superfície de sólidos e, ultimamente, também no setor biomédico. Anos de investigação tem feito enormes progressos nesta área (Dong et al., 2013; Zhang et al., 2014b); atualmente, um número de diferentes fontes de plasma atmosférico está disponível para aplicação (Heinlin et al., 2013). Na odontologia, se utilizado correta e eficazmente, o tratamento com o plasma da superfície dentinária deverá evitar a contaminação e preparar a superfície dentinária para uma adesão forte e durável para materiais restauradores, como a resina composta (Ritts et al., 2010).

Alguns estudos na área odontológica já mostram que a aplicação do plasma não térmico no substrato dental aumenta a molhabilidade, e conseqüentemente, sua energia de superfície, deixando-a mais susceptível à ligação com sistemas adesivos (Chen et al., 2013; Koban et al., 2011).

A força de adesão e outros parâmetros utilizados para as avaliações in vitro do desempenho do material adesivo são influenciados

pelas características estruturais, tais como o número e diâmetro dos túbulos dentinários por mm², bem como a quantidade relativa de dentina peritubular e intertubular. Em geral, com o aumento da profundidade aumenta-se a densidade dos túbulos dentinários (Lenzi et al., 2013, Lopes et al., 2009).

Devido à alta complexidade do tecido dentinário e dos fatores que influenciam a longevidade adesiva, faz-se necessário avaliações científicas de resistência adesiva e de tratamentos superficiais da dentina em diferentes profundidades. É importante também, o contínuo crescimento de pesquisas na odontologia sobre a utilização do plasma não térmico, e a realização de testes que comprovem sua eficácia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A elaboração desta revisão de literatura objetiva abordar algumas das pesquisas mais relevantes que precederam este estudo. Para a melhor compreensão do assunto, esta revisão foi dividida em quatro tópicos: profundidade do substrato dentinário; plasma não-térmico; sistema adesivo; e teste de microtração.

2.1 Profundidade do substrato dentinário

Yoshikawal et al. (1999), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da configuração cavitária (C) e a espessura de dentina remanescente (EDR) na resistência de união adesiva em cavidades Classe I. Foram utilizados 36 terceiros molares hígidos extraídos e congelados imediatamente após a desinfecção. Os dentes foram divididos em três grupos conforme o preparo: Dentina superficial (remoção do esmalte), dentina profunda com fator C igual a 1 (aprofundamento de dois mm da dentina) e dentina profunda com fator C igual a 3 (confeção de uma cavidade de 3mm de largura, 4mm de comprimento e 2mm de profundidade). Os espécimes foram por sua vez divididos em dois tipos de sistemas adesivos, aplicados conforme orientações do fabricante, o Clearfil Liner Bond II (CLB) ou Super-Bond D Liner (DL), sendo todos restaurados com a resina composta Clearfil Photo. Após 24h de armazenamento em água, os espécimes foram seccionados verticalmente em fatias de 0,7mm de espessura e aparados paralelamente ao eixo longitudinal do dente para a realização do teste de

microtração. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes de ANOVA um e dois fatores e Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$). Os autores observaram como resultados que, todos os grupos mostraram altas forças de união à dentina superficial, mas CLB e o DL deram forças de ligação significativamente mais baixas para dentina profunda com o fator C igual a 1. Quando o fator C foi aumentado para três pela criação de uma preparação cavidade tridimensional, as forças de ligação de todos os materiais caíram (variação de 21 a 35%), mas a diferença foi significativa ($p < 0,05$) apenas com DL.

Inoue et al. (2003), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da profundidade de dentina e a direção tubular na resistência à tração final (RTF) da dentina humana. Foram utilizados 36 terceiros molares hígidos neste estudo. Após a extração os dentes foram armazenados em solução de timol de uma a quatro semanas à temperatura de 4°C. Fatias de dentina de espessura 0,5 mm foram cortadas a partir da mesial para a distal (amostras com os túbulos paralelos à força de tração; grupo paralelo) ou a partir da superfície oclusal para a polpa (grupo perpendicular) para reduzir a área da secção transversal superficial, média e profunda submetendo ao teste de microtração. Para fazer o cálculo da densidade tubular, foi feita a análise de fotomicrografias dos espécimes testados do grupo paralelo em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), com um aumento de 2000 vezes. O número de túbulos dentinários foi contado a partir de uma área de 500 μm^2 da porção central da amostra e a densidade tubular foi expressa como o número de túbulos por mm^2 para cada espécime. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes de ANOVA um e dois fatores ($\alpha = 0,05$) e o teste de nível de significância de Fisher. Os autores observaram como resultados que, para ambos os grupos paralelos e perpendiculares, a dentina superficial mostrou uma RTF significativamente mais elevadas do que a dentina profunda; a densidade dos túbulos de dentina superficial foi significativamente menor do que a

da dentina média e profunda; e ao realizar o teste de microtração na dentina profunda, observou-se que a falha coesiva da dentina pode ocorrer em tensões de tração relativamente baixas.

Lopes et al. (2009), realizaram um estudo para comparar as dimensões e distribuição tubular da dentina humana e bovina. Foram utilizados 10 molares humanos hígidos extraídos por indicação ortodôntica de pacientes jovens (18-25 anos) e 10 incisivos bovinos obtidos de um matadouro. Foi feita a limpeza e remoção das raízes e em seguida a obtenção de três secções de cada coroa, com suas profundidades de dentina diferentes (superficial, média e profunda) e com os túbulos dentinários perpendiculares às superfícies. Após o condicionamento ácido, os espécimes receberam um tratamento superficial com uma liga de ouro para a visualização e análise em MEV. Três micrografias foram registradas aleatoriamente para cada profundidade de dentina. O número de túbulos foi contado e o diâmetro de 5 túbulos selecionados ao acaso e medidos em cada micrografia do MEV. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes de ANOVA e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os autores observaram como resultados que, em dentes bovinos, a dentina superficial (4,21 μm) e dentina média (3,98 μm) tiveram um diâmetro dos túbulos significativamente maior ($p < 0,05$) do que a dentina profunda (3,14 μm). Em dentes humanos, o diâmetro superficial dos túbulos de dentina (2,42 μm) foi significativamente menor ($p < 0,05$) do que na dentina profunda (2,99 μm) e na dentina média (2,94 μm), o que não os diferenciam significativamente umas das outras ($p > 0,05$). O número de túbulos por milímetro quadrado, independentemente da região, foi significativamente maior em dentina humana (22,329) do que na dentina bovina (15.964). Houve uma diferença clara na estrutura tubular e morfologia entre dentina humana e bovina.

Pegado et al. (2010), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de diferentes estratégias de adesão no teste de

microtração na dentina superficial e profunda de dentes permanentes. Foram utilizados quarenta e oito terceiros molares limpos e armazenados em timol logo após sua extração por no máximo seis meses. Os dentes foram preparados aleatoriamente de acordo com a profundidade da dentina: 24 de dentina superficial (SD) e 24 de dentina profunda (DD). Posteriormente, três sistemas adesivos foram aplicados ($n = 8$): um de condicionamento total (Adper Single Bond 2 - SB), um em dois passos auto condicionante (Clearfil SE Bond - SE) e um sistema de passo único auto condicionante (Futurabond - FB). Cada espécime foi restaurado com uma resina composta e seccionado em palitos de espessura de 1,0 mm². Após 24 horas, os palitos de resina-dentina foram submetidos à tensão de tração em uma máquina universal de ensaios (0,5 mm / min). Os dados foram submetidos à análise de variância de dois fatores e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Os autores observaram como resultados que, os testes em dentina superficial apresentaram os maiores valores de resistência de união, que diferiram estatisticamente dos obtidos na dentina profunda, independentemente do sistema adesivo utilizado. O sistema adesivo FB mostrou os maiores valores de resistência de união, que foram estatisticamente semelhantes aos valores de resistência de união de SE, mas estatisticamente diferentes dos obtidos quando o adesivo SB foi usado.

Ryou et al. (2011), realizaram um estudo para avaliar a influência das variações microestruturais e composição química nas propriedades mecânicas. Foram utilizados 40 terceiros molares hígidos na confecção de 80 espécimes retangulares de dentina (40 superficiais e 40 profundas). Vinte espécimes de cada região foram nominados “falha livre” e o restante, que possuía uma única falha, “falha superficial”. As propriedades mecânicas foram estimadas em 4 pontos de flexão e examinadas utilizando a análise estatística de Weibull. A Espectroscopia no Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR) foi usada para quantificar os índices relativos de mineral no colágeno. Os autores

observaram como resultados que, a resistência média à flexão, e energia de deformação para fraturar dos feixes de dentina profunda foram significativamente menores ($P < 0,005$) do que para a dentina superficial. Enquanto a dentina profunda apresentou a maior relação mineral/colágeno e menor tolerância ao dano, não houve diferença significativa das falhas de superfície. As análises de Weibull sugeriram também que a dentina profunda possuiu uma maior distribuição de defeitos intrínsecos.

Lenzi et al. (2013), realizaram um estudo com o objetivo de comparar o diâmetro e a densidade dos túbulos dentinários de dentes decíduos e permanentes em diferentes profundidades. Coroas de oito segundos molares decíduos e oito terceiros molares permanentes foram seccionados em três discos de aproximadamente 0,5 mm de espessura (superficial, médio e profundo). As densidades e diâmetros dos túbulos dentinários foram avaliados em aumentos de 2000 e 3000 vezes no MEV. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes de ANOVA e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os autores observaram como resultados que, a densidade dos túbulos foi maior em dentes decíduos em comparação com os permanentes e independentemente da profundidade, em geral, observou-se o aumento da densidade dos túbulos de dentina quanto maior sua profundidade. O diâmetro tubular foi maior na camada de dentina próxima à câmara pulpar (superficial: 2,4 μm ; média: 3,7 μm ; profunda: 4,28 μm). Não foi observada diferença estatística significativa entre os dentes decíduos (3,48 μm) e permanentes (3,47 μm). O diâmetro dos túbulos dentinários aumentou enquanto a profundidade da dentina aumentava, tanto em dentes decíduos quanto em permanentes, entretanto a densidade de túbulos é maior nos dentes decíduos.

Zhang et al. (2014a), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de profundidade dentinária na estabilidade da ligação resina-dentina sob desafio termociclagem. Foram utilizados 187 terceiros molares hígidos, armazenados por uma semana em uma solução salina

fisiológica 0,9% a 4°C após a extração. Foram seccionadas duas fatias no eixo longitudinal do dente a fim de remover 2 mm de espessura de tecido da vestibular e da lingual, removendo o esmalte e uma fina camada de dentina, em seguida seccionando a porção central em três fatias, na mesma direção, de aproximadamente 1,5 mm de espessura. A superfície das fatias de dentina foi marcada por uma linha para delinear duas zonas de igual largura para representar diferentes profundidades de dentina superficial (DS) e profunda (DP). As amostras foram divididas aleatoriamente em 8 grupos de acordo com a localização da dentina (DS ou DP), o tratamento adesivo (Single Bond 2 ou Clearfil S3 Bond), e o tempo de armazenamento (5000 termociclos ou nenhum). Após o tratamento adesivo e confecção da restauração em resina composta nas amostras de dentina, foi feito o teste de microcisalhamento (μ SBS) e a avaliação do grau de degradação do colágeno (GDC) em cada grupo através de um imunoensaio. Os autores observaram como resultados que, a profundidade da dentina, o tratamento adesivo e o tempo de armazenamento mostraram efeitos significativos tanto no μ SBS quanto nos valores de GDC ($p < 0,05$). Independentemente do tipo de adesivo a ciclagem térmica diminuiu os valores de μ SBS e aumentou os valores GDC. Os grupos DP mostraram valores significativamente menores de μ SBS e maiores de GDC do que os grupos DS após a termociclagem ($p < 0,05$). O tratamento com Single Bond 2 aumentou significativamente os valores GDC ($p < 0,05$), enquanto que Clearfil S3 Bond não mostrou nenhum efeito sobre os valores GDC ($p > 0,05$). Por fim, a dentina profunda mostrou significativamente mais degradação adesiva após a termociclagem do que a dentina superficial.

Ting et al. (2015) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da espessura de dentina remanescente (EDR) na resistência de união de sistemas adesivos atuais. Vinte terceiros molares hígidos foram extraídos e armazenados imediatamente em cloramina-T 0,5%. Eles foram divididos aleatoriamente em quatro grupos, onde três

grupos utilizaram os seguintes sistemas adesivos autocondicionantes de um passo: SE1 (Clearfil SE Bond ONE, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japão), GB (G-Bond PLUS, GC Corp., Tóquio, Japão) e BB (BeautiBond, Shofu Inc., Kyoto, Japão). O grupo restante utilizou um sistema adesivo de dois passos, MB (Clearfil Mega Bond, Kuraray Noritake dental Inc., Okayama, Japão). Após o preparo do espécime, aplicação do adesivo, confecção da restauração e secção em palitos, a EDR foi obtida através de uma média das distâncias da câmara pulpar até a interface adesiva de cada palito, medindo com um paquímetro digital (Absolute Digimatic, Mitutoyo, Kanagawa, Japan). Em seguida os palitos foram colados com gel de cianocrilato a um dispositivo de teste e levados ao equipamento de teste de microtração a uma velocidade de 1 mm/min. Todos os dados foram analisados por análise de regressão linear. Os autores observaram com os resultados que, a resistência adesiva dos adesivos auto-condicionantes aumentou com o aumento da EDR. Em contraste, o sistema adesivo de dois passos não foi afetado pela EDR.

2.2 Plasma não térmico

Ritts et al. (2010) realizaram este estudo com o objetivo de investigar os efeitos do plasma não térmico em superfícies de dentina usadas para restaurações em resina composta. Terceiro molares inclusos extraídos foram preparados através da remoção de parte das coroas para a exposição da dentina, realizando o condicionamento ácido com gel de ácido fosfórico a 35%. Em seguida as superfícies de dentina foram tratadas utilizando um jato de plasma atmosférico de argônio não-térmico por diferentes períodos de tempo. As alterações moleculares das superfícies de dentina foram analisadas por meio de Espectroscopia de Infravermelhos com Transformada de Fourier / Reflectância Total

Atenuada (FTIR/ATR). O adesivo Adper Single Bond Plus e a resina composta Filtek Z250 foram aplicados conforme as instruções do fabricante. Para avaliar a ligação da interface dente/resina, os dentes restaurados foram seccionados em palitos e submetidos ao teste de tração. Os autores observaram através dos testes de Student-Newman-Keuls que a resistência de união do compósito resinoso na dentina periférica aumentou significativamente (64%) após 30s de tratamento com plasma. No entanto não houve melhora na resistência de união da dentina interna tratada com o plasma. Verificou-se que o tratamento com plasma da superfície da dentina periférica com até 100 s resultaram em um aumento na força de ligação interfacial, enquanto que o tratamento de plasma prolongado de superfícies de dentina (por exemplo, 5 min) resultou em um decréscimo na força de ligação interfacial. Através da FTIR/ATR foi detectado um aumento na quantidade de grupos carbonila em superfícies de dentina tratada com plasma.

Heinlin et al. (2011), realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de dar uma visão geral das potenciais aplicações do plasma na medicina e resumir as possíveis interações entre o plasma e os tecidos vivos. Após descrever diferentes aspectos e gamas de possíveis aplicações do plasma na medicina, os autores concluíram que, semelhantemente a qualquer outra área de pesquisa emergente e dinâmica, ainda há muita margem para novos estudos e descobertas. Assim eles acreditam que as aplicações do plasma tendem a expandir e cada vez mais possíveis indicações irão surgir no contexto da investigação multidisciplinar, tornando importante a colaboração e sugestões de físicos, biólogos, químicos, engenheiros e médicos para facilitar ainda mais a evolução dessa área. Testes fundamentais de células biológicas, investigações físicas e estudos randomizados com aplicações *in vivo* têm de ser realizados para entender-se os diferentes mecanismos de interação entre o plasma e as células e tecidos vivos e para a criação de equipamentos de plasma com aplicações específicas.

Esta investigação deve ser complementada com estudos cuidadosos e possivelmente novos padrões para dosagens, composição e requisitos de segurança eletromagnéticos. Atualmente, ainda é difícil prever todas as opções de tratamento nos quais os plasmas podem estar envolvidos. Em todo caso, o plasma não térmico parece ser um dos campos de investigação mais promissores em expansão na área da saúde.

Koban et al. (2011) investigaram se o processo do plasma à pressão atmosférica é capaz de melhorar a capacidade de umedecimento da dentina e hidroxiapatita, assim como se o aumento da molhabilidade traduz-se em uma maior capacidade de propagação dos osteoblastos. A modificação das superfícies foi realizada com um jato de plasma em hidroxiapatita, marfim de mamute e discos de dentina humanos. Foram utilizadas 3 composições diferentes de gás para o plasma (argônio, argônio + 0.2% oxigênio / argônio + 1% oxigênio) com 3 tempos de aplicação (30, 60 e 120s). Ângulos de contato da água e difusão de células osteoblastos MG-63 foram medidos antes e depois do tratamento de plasma. Os autores observaram como resultados que os ângulos de contato dos três materiais investigados foram significativamente reduzidos após a aplicação do plasma por 120 s, sendo a redução mais eficaz do ângulo de contato observada após 60 ou 120 s de aplicação do plasma com a composição de Ar + 1%O₂. Também, a área de células de osteoblastos cultivadas em dentina tratada com plasma de Ar + 1%O₂ foi maior do que nas superfícies de dentina não tratadas ($p < 0,05$).

Chen et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de revelar a eficácia da aplicação do plasma não-térmico de gás argônio na molhabilidade e na modificação de quatro substratos diferentes. Foram preparadas amostras de substratos dentais incluindo dentina, esmalte de terceiros molares recém-extraídos, e de dois compósitos Filtek Z250, Filtek LS Silorane (2 mm de espessura, 10 mm de diâmetro). As superfícies preparadas foram tratadas durante 5-45 s com o plasma não-

térmico trabalhando em temperaturas de 36-38 °C. Os efeitos de tratamento de plasma sobre estas superfícies foram estudadas com medição de ângulo de contato, espectroscopia de fotoemissão de raio-x (XPS) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores observaram, como resultados que, a aplicação do plasma não térmico foi muito eficaz na melhoria da hidrofiliabilidade da superfície dos quatro substratos estudados; valores indicaram que o ângulo de contato da água decresceu consideravelmente após apenas 5 s de tratamento com plasma de todos estes substratos e após o tratamento de 30 s, os valores foram ainda mais reduzidos para $<5^\circ$ (ficando perto de um valor para superfícies super-hidrofílicas); análises em XPS indicaram que a percentagem de elementos associados com minerais em dentina/esmalte ou agentes de preenchimento nos compósitos aumentaram, além disso, a percentagem de carbono (% C) diminuiu enquanto a percentagem de oxigênio (% O) aumentou para todas os quatro substratos. Como resultado, a razão O/C aumentou dramaticamente, sugerindo que as novas unidades polares contendo oxigênio foram formadas sobre as superfícies depois do tratamento de plasma. As imagens de MEV da superfície não indicaram mudanças significativas na morfologia após a exposição ao plasma.

Lehmann et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de analisar possíveis mudanças nas propriedades de superfície de substratos de incisivos bovinos após a aplicação do plasma não térmico. As raízes foram cortadas e as coroas foram incluídas em resina epóxi (EpoThin, Buehler, G). Os espécimes de esmalte e dentina, 64 cada, foram preparadas cortando superfícies vestibulares dos dentes, resultando em amostras de cerca de aproximadamente 10x18mm² em tamanho. Suas superfícies foram polidas com papel de granulação 4000 e com um tecido de *nylon* com adição de uma suspensão de caboneto (Buehler, Dußseldorf, Germany) à 200rpm com uma carga de 10N. Em seguida foram limpas com um banho ultrassônico de 15 minutos e armazenadas em água deionizada por 3 dias antes do uso. As amostras

foram divididas aleatoriamente em 6 grupos de esmalte e 4 de dentina de acordo com o tipo de tratamento. Uma metade das amostras foi polida e a outra condicionada com ácido fosfórico. Após os pré-tratamentos metade das amostras receberam a aplicação superficial do plasma não térmico (2mm de distância com uma velocidade de 5mm/s). Foram utilizados diferentes métodos de análise de superfície, entre eles: medição de rugosidade por laser; análise de medidas de ângulo de contato; *espectroscopia de fotoelétrons de raios-X* (XPS) e visualização morfológica por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores observaram como resultados que o tratamento com plasma provoca alterações de rugosidade superficial e alterações morfológicas na dentina, enquanto tais mudanças não são mensuráveis em superfície de esmalte condicionado ou polido; a aplicação do plasma provocou reduções de ângulo de contato para ambos, água e etileno glicol e as análises em XPS mostraram redução significativa de carbono na superfície do esmalte após tratamento com plasma. Os autores indicam que a combinação do tratamento com plasma e o condicionamento da superfície tem mostrado uma modificação da superfície significativa, especialmente na dentina, sugerindo a possibilidade de penetração mais profunda de materiais de preenchimento nos túbulos dentinários, podendo assegurar uma retenção mecânica mais elevada desses materiais.

Dong et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar e verificar a eficácia do tratamento com plasma para melhorar a ligação interfacial dente/adesivo através do teste de microtração (μ TBS), utilizando como controle o mesmo dente, variando áreas de superfície de corte transversal. Foram utilizados terceiros molares hígidos extraídos por indicação ortodôntica, os quais foram seccionados removendo as raízes e esmalte para exposição da dentina. Após o condicionamento ácido, metade da dentina de cada amostra foi tratada com plasma não térmico de argônio enquanto a outra metade foi protegida com lâmina de vidro para ser utilizada como o controle. Após o tratamento com o plasma a

dentina foi umedecida para a aplicação do o Adesivo Adper Single Bond Plus e da resina composta Filtek Z250 conforme as orientações do fabricante, armazenando as amostras em água destilada, à 37°C por 24 horas. Os dentes assim preparados foram seccionados em palitos (micro-barras), com tamanhos de secção transversal de 1x1 mm², 1x2 mm², 1x3 mm² para os testes de μ TBS. Os autores observaram como resultados que os valores de resistência adesiva foram substancialmente maiores nas amostras tratadas com o plasma em relação aos controles correspondentes do mesmo. Os grupos tratados com plasma tiveram uma resistência adesiva estatisticamente mais elevada, em relação aos controles, para os espécimes com uma área de secção transversal de 1x1 mm² e 1x2 mm², com aumentos médios de 30,8% e 45,1%, respectivamente. Nas análises da interface em microscopia ótica e eletrônica observaram que o tratamento com o plasma melhorou a qualidade da interface adesiva reduzindo defeitos/bolhas e aumentando o comprimento dos *tags* de resina nos túbulos dentinários.

Kim et al. (2013) realizaram um estudo para expor as diferentes aplicações do plasma não térmico com base na literatura. Primeiramente, foram descritas doenças orais comumente encontradas clinicamente e seus tratamentos convencionais. Os autores também exploraram as aplicações de materiais clareadores dentais devido ao seu uso constante em casos de busca de estética. Em seguida, foram expostos diferentes estudos que mostram a eficácia do plasma não térmico em diversos aspetos clínicos, como: eliminação de bactérias cariogênicas, diminuição de biofilmes dentais, redução de bactérias que causam falhas nos tratamentos endodônticos, controle da coagulação sanguínea e melhora efetiva na qualidade do procedimento de clareamento dental. Os autores concluíram que devido às características de facilidade de aplicação nos tecidos orais (visível a olho nu), alta eficiência bactericida e exposição que não afeta o tecido humano, o uso

do plasma atmosférico não térmico, é adequado para o tratamento de doenças orais.

Chen et al. (2014), realizaram um estudo com o objetivo de investigar o efeito do plasma não térmico na inserção de HEMA em finas películas de colágeno afim de melhor entender os principais mecanismos de melhoria da ligação interfacial dente/restauração. Foram utilizados dez molares hígidos extraídos por indicações terapêuticas para o preparo dos espécimes. Estes tiveram seu esmalte removido com um equipamento de cortes de precisão e em seguida foram seccionados filmes de dentina com 10µm de espessura. Após a total desmineralização (solução de 0.5 mol/L EDTA – pH:7,4 por 30 min) metade dos filmes de colágeno de dentina foram limpos com água deionizada, secos com ar, e tratados com uma solução aquosa de 35% em peso de HEMA seguido da aplicação do plasma não térmico em diferentes tempos de aplicação. Para comparação a outra metade dos filmes foi tratada com HEMA puro (com adição de foto-iniciadores), que foram fotopolimerizados. Após a exposição ao plasma ou à fotopolimerização, os filmes de colágeno com HEMA foram enxaguados com água deionizada e examinados pela técnica de espectroscopia FTIR e Microscópio Eletrônico de Transmissão (MET). Os resultados no FTIR indicaram que a exposição ao plasma pode induzir significativamente a enxertia de HEMA nos filmes de colágeno de dentina. Em contraste, a fotopolimerização levou a nenhuma interação detectável de HEMA com colágeno da dentina. Os resultados no MET mostraram que a exposição ao plasma não altera a estrutura do colágeno.

Kim et al. (2014) realizaram um estudo com o objetivo de fornecer um conhecimento básico sobre o plasma através de uma revisão narrativa de suas aplicações na odontologia. Para rever as aplicações do plasma na odontologia, foi feita uma busca eletrônica no PubMed, Scopus e Google acadêmico até dezembro de 2012. Isto foi seguido por uma extensa busca utilizando listas de referências de artigos relevantes. Os autores observaram que houve tentativas de aplicar a tecnologia do

plasma em várias áreas de odontologia, incluindo modificações de superfície de implantes dentários, adesão a substratos dentais, tratamento de cáries, tratamento endodôntico e clareamento dental. Embora muitos estudos estivessem em estágios iniciais, foi demonstrado o potencial valor do plasma em diversas aplicações dentárias. Assim, para ampliar a gama de aplicações do plasma e realizar uma investigação relevante para o seu uso prático, a pesquisa interdisciplinar contínua com a participação de profissionais de odontologia torna-se necessária.

Zhang et al. (2014b) realizaram um estudo para investigar a influência do tratamento com plasma não térmico sobre a penetração de um adesivo dental em uma dentina desmineralizada. As superfícies de dentina preparadas foram condicionadas com o ácido Scotchbond Universal durante 15 s e seccionadas perpendicularmente à superfície condicionada. As metades separadas foram selecionados aleatoriamente para tratamento com o plasma não térmico (entrada de corrente 6 mA, tempo de tratamento 30 s) ou com suave sopro de ar (tempo de tratamento de 30 s, como controle). As amostras tratadas com plasma e amostras de controle receberam a aplicação de um sistema adesivo, sendo secos gentilmente com ar durante 5 s, e fotopolimerizados durante 20 s. Os espécimes foram caracterizados transversalmente utilizando o mapeamento espectral com micro-Raman em toda a interface adesiva. O microscópio eletrônico de varredura (MEV) também foi empregado para examinar a morfologia interfacial. Os autores observaram utilizando o micro-Raman que o tratamento com plasma melhorou significativamente a penetração do adesivo, evidenciado pela aparente maior quantidade do adesivo na interface adesiva em comparação com o controle. Especificamente, a melhoria da penetração do adesivo utilizando a técnica com o plasma foi obtida por aumentar dramaticamente a penetração do monômero hidrofílico (HEMA), mantendo ao mesmo tempo a penetração do monômero hidrofóbico (BisGMA). A observação morfológica na interface adesiva usando o MEV também confirmou

melhoria na penetração do adesivo. Os resultados sugerem ainda que o tratamento com plasma pode beneficiar a polimerização do adesivo, especialmente na região da interface.

Hirata et al. (2015) realizaram um estudo para avaliar a influência do tratamento com plasma não térmico na resistência adesiva de dois sistemas adesivos auto condicionante aplicados em dentina após um ano de armazenamento em água, observando durante esse tempo as mudanças do ângulo de contato da dentina tratada e a micro morfologia da interface adesiva com microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para obter as medidas de ângulo de contato, 6 molares humanos hígidos foram seccionados removendo superfície do esmalte oclusal, incluídos em resina PMMA , e polidos para expor uma superfície plana de dentina . Os dentes foram divididos em dois grupos (tratamento com plasma atmosférico de gás argônio por 30 s, e tratamento controle com jato de ar). Para o teste de microtração , 28 terceiros molares humanos foram preparados de forma semelhante aos espécimes anteriores. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos (n = 7) de acordo com dois adesivos autocondicionantes (Clearfill SE Bond e Scotchbond Universal) e tratamento com plasma ou não . Depois de confeccionar uma restauração em resina composta (6 mm), os dentes foram seccionados perpendicularmente à interface de união para a obtenção de palitos. Os espécimes foram testados após 24 h e um ano de armazenamento em água. Dados de resistência de união foram analisados por ANOVA 3 fatores e teste de Tukey ($\alpha = 0,05 \%$). Três palitos de amostras por grupo que não foram utilizados no teste de resistência de união foram preparados para análise interfacial em MEV. Os autores observaram como resultados que a aplicação do plasma diminuiu o ângulo de contato, porém aumentou a força de ligação de apenas um adesivo testado (Scotchbond Universal). Nas avaliações em MEV foram encontrados sinais de degradação dentro das estruturas da interface adesiva após um ano de armazenamento em água. Observou-se que os efeitos do plasma

e do armazenamento em água por um ano na resistência adesiva foram produto-dependentes.

2.3 Sistema adesivo

Van Landuyt et al. (2006), realizaram um estudo com o objetivo de investigar se a adição de etapas de aplicação influencia a resistência de união de um adesivo autocondicionante de um passo. Molares humanos foram utilizados após um mês de armazenamento. Após a exposição da dentina em usando um equipamento de cortes com disco de diamante, os sistemas adesivos auto-condicionantes foram aplicados conforme as orientações dos fabricantes e restaurações em resina composta foram confeccionadas em suas superfícies. Após o armazenamento por 24h em água destilada a 37°C, palitos retangulares (2x2mm de largura e 8-9mm de comprimento) foram confeccionados perpendiculares à interface adesiva usando o equipamento de cortes (Isomet) levando-os ao teste de microtração (μ TBS). Este procedimento foi repetido em outros grupos adicionando-se o passo de condicionamento total. Além disso, a interação tecidual foi analisada com microscopia eletrônica de transmissão (MET) e de varredura (MEV). Os autores observaram como resultados que, através da adição de um passo de condicionamento ácido prévio, a força de ligação ao esmalte foi significativamente melhorada, porém foi consideravelmente diminuída na dentina.

Hanabusa et al. (2012), realizaram um estudo com o objetivo de testar um, até então, novo adesivo de um passo em suas diferentes abordagens: autocondicionante e com condicionamento total. 24 terceiros molares hígidos foram utilizados em no máximo um mês após sua extração. Os dentes foram divididos de acordo com o seu preparo

(esmalte ou dentina) e em seguida de acordo com o tratamento superficial, sendo o esmalte tratado com o sistema adesivo (1-SEA G-Bond Plus; GC, Tokyo, Japan) no modo autocondicionante e condicionamento total e a dentina como autocondicionante e condicionamento total, porém deixando-a úmida ou seca após a lavagem. Após a confecção da restauração em resina composta e o armazenamento dos espécimes por 24h, os dentes foram seccionados perpendicularmente à superfície de adesão usando um equipamento de cortes de precisão com disco de diamante para confeccionar palitos de dente/resina com aproximadamente 1mm² e levá-los ao teste de microtração (μ TBS). Para complementação do estudo foi feita uma análise ultra estrutural das interações interfaciais com o esmalte e a dentina em microscopia eletrônica de transmissão (MET). Os autores observaram como resultados que, o condicionamento prévio com ácido fosfórico aumentou significativamente a eficácia da resistência adesiva ao esmalte. Uma superfície micro-retentiva claramente reforçada foi revelada pela MET. Na dentina, não houve diferença estatisticamente significativa na resistência adesiva com ambas as técnicas autocondicionante ou condicionamento total prévio. O protocolo de condicionamento deixando a dentina seca foi significativamente mais eficaz do que a sua versão úmida. Assim, enquanto condicionamento prévio com ácido fosfórico melhorou a resistência adesiva ao esmalte, deve-se ter mais cuidado com o condicionamento ácido fosfórico adicional de dentina. Embora a resistência de união não tenha sido reduzida, a interface adesiva resultante apareceu ultra-estruturalmente mais vulnerável à biodegradação.

Wagner et al. (2014), realizaram um estudo com o objetivo de comparar a resistência adesiva e a penetração da resina na dentina de 3 adesivos universais (AU) aplicados em 2 modos diferentes de condicionamento (autocondicionante ou condicionamento total) e avaliar o efeito da termociclagem nas amostras submetidas à microtração

(μ TBS). Terceiros molares hígidos foram armazenados em solução de cloramina 0,5% para desinfecção e utilizados em no máximo 3 meses. Superfícies planas de dentina foram expostas em cada dente através de um equipamento de cortes com um disco de diamante (IsoMet; Buehler Ltd., USA) e irrigação abundante. Em seguida as amostras foram polidas com lixa de água de granulação 600 por 60 segundos para a padronização de uma lama dentinária. As superfícies de dentina expostas foram tratadas com um dos três AU (Futurabond Universal, Scotchbond Universal Adhesive e All-Bond Universal) no modo de condicionamento total ou autocondicionante. Dois adesivos autocondicionantes (Futurabond DC e Futurabond M) foram aplicados em dentes adicionais para comparação. Após a confecção de uma restauração em resina composta, os espécimes foram armazenados por 24 h em água destilada a 37°C ou termocicladas com 5000 ciclos. Palitos de resina/dentina foram preparados (1 mm²) e em seguida levados ao teste μ TBS. Os dados foram analisados usando ANOVA três fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Foi preparado um dente adicional para cada grupo para a avaliação da capacidade de infiltração em dentina. Após secção longitudinal, as interfaces geradas foram examinadas sob Microscopia Confocal de Varredura a Laser. Os autores observaram como resultados que, a adição do passo de ataque ácido não afetou significativamente o μ TBS de nenhum dos AUs, quando comparado com o seu modo de aplicação autocondicionante. Todas as amostras pré-condicionadas mostraram tags resinosos consideravelmente mais longos e camadas híbridas mais espessas. A termociclagem não teve efeito significativo sobre a μ TBS dos AUs. A aplicação de um passo de ataque ácido antes do AU melhora a sua penetração nos túbulos dentinários, mas não afeta sua resistência de união à dentina após 24 h ou após a termociclagem para 5000 ciclos. Assim, foram observados valores de resistência de união semelhante para a AUs, independentemente do modo de aplicação, o que os torna confiáveis para trabalhar em diferentes condições clínicas.

Mine et al. (2014), realizaram um estudo com o objetivo de examinar o efeito de diferentes métodos de preparo de superfície na ultra-estrutura interfacial de um adesivo autocondicionante ligado à uma superfície de dentina. Terceiros molares hígidos foram armazenados em solução de cloramida 0,5% à 4°C por até 1 mês após sua extração. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos de acordo com o seu preparo com: ponta diamantada, lixa ou através de fratura. Para o primeiro grupo a dentina foi removida no terço médio da coroa com disco de diamante em baixa velocidade (Isomet 1000, Buehler, LakeBluff, IL, USA), após o qual foi produzido uma camada padrão de lama dentinária com uma ponta diamantada (842, Komet, Lemgo, Alemanha), em alta rotação refrigerada com água. O segundo grupo teve o preparo semelhante ao primeiro adicionando o polimento com lixa de granulação 600. Para o grupo fraturado (sem lama dentinária), um sulco de 1-2 mm de profundidade foi feito ao redor do dente no terço médio da coroa, utilizando um fórceps para produzir uma superfície de dentina fraturada livre esfregaço e detritos. O adesivo autocondicionante Clearfil S3 Bond foi aplicado de acordo com a orientação do fabricante e após sua fotopolimerização os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por um dia. Secções transversais desmineralizadas e não desmineralizadas da interface dentinária (30-100µm) foram preparadas para a visualização em Microscópio Eletrônico de Transmissão (TEM). Os autores observaram que o adesivo não dissolveu a lama dentinária nos grupos com corte de broca e polimento, mas a impregnou. Dentro deste "complexo adesivo-lama dentinária" a hidroxiapatita foi encontrada abundantemente. Já na dentina fraturada este complexo não estava presente, enquanto que a camada de interação efetiva do adesivo foi limitada a cerca de 100 µm. Assim o método de preparo da superfície de dentina afetou de forma significativa a natureza da lama dentinária e a interação com o adesivo autocondicionante.

Loguercio et al. (2015), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da estratégia adesiva na resistência adesiva do esmalte com o teste de microcissalhamento, o padrão de condicionamento e o grau de conversão (GC) de sete adesivos universais. Foram utilizados 84 terceiros molares hígidos, armazenados em água destilada por até 6 meses. Após a remoção das raízes, as coroas foram seccionadas diagonalmente, no longo eixo do dente, produzindo quatro espécimes por dente (vestibular, lingual e proximais), dividindo-os em 21 grupos, de acordo com a combinação sistemas adesivos (*AdheSE Universal* [ADU], *All-Bond Universal* [ABU], *Clearfil Universal* [UFC], *Futurabond U* [FBU], *G-Bond Plus* [GBP], *Prime & Bond Elect* (PBE), e *Scotchbond Universal Adhesive* [SBU]), e estratégia de adesão (com condicionamento, autocondicionante ativo, e autocondicionante passivo). As amostras foram armazenadas em água (37°C / 24 h) e testadas a uma velocidade de 1,0 mm/min (μ SBS). O grau de conversão das interfaces de esmalte-resina foram avaliados utilizando espectroscopia por micro-Raman. O padrão de condicionamento do esmalte foi avaliado na Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e os dados foram analisados com o teste ANOVA dois fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os autores observaram como resultados que, o modo de aplicação autocondicionante ativo aumentou os valores de μ SBS e GC para cinco dos sete adesivos universais quando comparado à aplicação passiva ($p<0,001$). Uma ligeira melhoria na capacidade de condicionamento foi observada na aplicação de autocondicionante ativa comparada com a de aplicação autocondicionante passiva. O Grau de converção do GBP e PBE não foi afetado pela estratégia de adesão. Assim, tendo em vista o melhor desempenho dos adesivos universais quando aplicados ativamente em modo autocondicionante, o condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico pode não ser essencial para a sua adesão ao esmalte.

Chen et al (2015) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a curto prazo o desempenho *in vitro* de cinco adesivos universais

aplicados sobre dentina humana. Duzentos terceiros molares humanos hígidos foram distribuídos em cinco grupos com base no tipo dos adesivos universais (Prime & Bond Elect, Scotchbond Universal, All-Bond Universal, Clearfil Universal Bond e Futurabond U). Dois modos de aplicação (Condicionamento total e autocondicionante) foram empregados para cada grupo adesivo. Superfícies planas de dentina foram expostas em cada dente através de um equipamento de cortes com um disco de diamante (IsoMet; Buehler Ltd., USA) e irrigação abundante. Em seguida as amostras foram polidas com papel de carboneto de silício de granulação 400 buscando a padronização da lama dentinária. Após a confecção de restaurações em resina composta nas superfícies de dentina tratadas, os espécimes foram armazenados em água deionizada durante 24h ou foram submetidos a um processo de envelhecimento com 10000 ciclos em termociclagem antes do teste. Secções transversais ao longo eixo do dente foram realizadas para a produção de 4 palitos por dente, que por sua vez, foram submetidos ao teste de microtração (μ TBS). A análise estatística foi realizada utilizando o dente como a unidade estatística; os valores médios dos quatro palitos por dente foram usados para representar a resistência de união. Os dados foram analisados por meio de ANOVA três fatores, para determinar os efeitos do adesivo, o modo de aplicação, a condição do teste (sem ou com ciclagem térmica), e a interação desses três fatores sobre os resultados de resistência de união. As amostras foram analisadas em microscopia eletrônica de transmissão e de varredura (MET e MEV). Os autores observaram como resultados que, ambos os tipos de adesivo e condição de teste têm influências significativas sobre a μ TBS. O uso de cada adesivo tanto no modo autocondicionante quanto no de condicionamento total não mostraram valores significantemente diferentes de μ TBS, apesar das camadas híbridas criadas por esses adesivos terem sido de aproximadamente 0,5 mm e 5 mm de espessura, respectivamente. Desta maneira, os adesivos universais representam uma maneira de facilitar a

utilização do sistema adesivo, sem comprometer a resistência de união à dentina.

Rosa et al. (2015) realizaram uma revisão sistemática sobre qual modo de aplicação (condicionamento total ou autocondicionante) é o melhor para adesão à dentina e esmalte com adesivos universais. Este relatório seguiu à Declaração de PRISMA. Um total de 10 artigos foram incluídos na meta-análise. Dois revisores realizaram uma pesquisa literária, até outubro de 2014, em oito bases de dados: PubMed, Web of Science, Scopus, BBO, SciELO, LILACS, IBECs e na Biblioteca Cochrane. As análises estatísticas foram realizadas utilizando RevMan 5.1 (The Cochrane Collaboration, Copenhaga, Dinamarca). A comparação global foi realizada com modelos de efeitos aleatórios ao nível de significância de $p < 0,05$. A análise dos testes de microtração não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as estratégias de autocondicionante e condicionamento total para adesivos universais leves ($p \geq 0,05$). No entanto, para o adesivo ultra-leve All-Bond Universal, a estratégia de condicionamento total foi significativamente diferente do que o modo autocondicionante em termos de força de ligação à dentina na microtração, bem como na análise global da microtração e microcisalhamento ($p \leq 0,05$) para o esmalte. Os autores concluíram que a resistência de união em esmalte de adesivos universais é melhorada com prévio condicionamento com ácido fosfórico. No entanto, este efeito não foi evidente para dentina.

2.4 Teste de microtração

Sano et al. (1994), realizaram um estudo para investigar relação entre a área de superfície adesiva de dentina e a resistência à tração dos materiais adesivos. Vinte terceiros molares tiveram seu

esmalte removido por uma secção transversal ao longo eixo do dente em um equipamento de cortes em baixa rotação com disco de diamante (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA), recebendo refrigeração com água corrente. Após o polimento da dentina com um papel de carboneto de silício de granulação 320, as superfícies dentinárias foram tratadas com 3 diferentes tipos de sistemas adesivos (Scotchbond Multi-Purpose, Clearfil Liner Bond 2 e Vitremer) conforme as orientações do fabricante. Em seguida, uma restauração plana foi confeccionada com uma altura de 5 milímetros usando ionômero de vidro ou resina composta. Após o armazenamento com água a 4°C por 24 h, a raiz foi removida, restando um espécime dentina/restauração. Fatias variando em 0,5 a 3 mm de espessura foram seccionadas no sentido do longo eixo do dente. Utilizando pontas diamantadas extrafinas as fatias foram moldadas para formar uma curva suave deixando a área de interface adesiva mais estreita e fazendo sua medição com micrometro digital para padronização. Os espécimes foram colados nos dispositivos de teste (Bencor-Multi-T, Danville Engineering Co., Danville, CA, USA) com cola gel de cianocrilato e então submetidos ao teste de tração a uma velocidade de 1mm/min. Após o teste, os modos de fratura de cada amostra foram determinadas por exame em um estereomicroscópio com ampliação de 10x. Os autores observaram com os resultados que, a resistência à tração foi inversamente relacionada com a área de superfície adesiva. Em áreas de superfície inferior a 0,4 mm², as forças de ligação à tração foram cerca de 55 MPa para Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray Co., Ltd.), 38 MPa para Scotchbond MP (3M Dental Products) e 20 MPa para o Vitremer (3M Dental Products). Nessas pequenas áreas de superfície todas as falhas foram adesivas por natureza.

Armstrong et al. (1998), realizaram um estudo com o objetivo de determinar a resistência à tração de dois adesivos dentais, usando o recém introduzido teste de microtração e verificando o modo de falha para cada amostra com MEV. Foram utilizados 6 molares hígidos

recém-extraídos, que após o armazenamento foram limpos e tiveram suas raízes seccionadas e descartadas. A superfície oclusal foi desgastada perpendicularmente ao longo eixo do dente em uma máquina de polimento (Buehler Ecomet V, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), utilizando papel de carboneto de silício sob água corrente até a remoção do remanescente de esmalte. Esta superfície foi então polida com lixa de carboneto de silício de granulação 600 e mantida em 100% de umidade até à aplicação do sistema adesivo. Todos os seis dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 32%, lavados por 15 s com água e secas com papel absorvente, deixando uma superfície visivelmente húmida. O All-Bond 2 (Bisco, Itasca, Illinois, EUA) e Optibond FL (Kerr, Glendora, CA, EUA) foram aplicados de acordo com as instruções do fabricante e utilizando uma resina composta híbrida (Prodigy B1, Kerr) foi feita a restauração até cerca de 6 mm de altura em incrementos de 1-2 mm. O espécime foi fixado em um bloco de pedra que por sua vez foi montado em um equipamento de cortes em baixa velocidade com disco de diamante (Buehler Isomet 1000, Buehler Ltd), seccionando perpendicularmente à interface para produzir até sete fatias de 0,8- 0,9 milímetros de espessura, que em seguida foram montados em dispositivos de acrílico personalizados para o subsequente teste de resistência adesiva. A resistência de união dos dois adesivos foi comparada estatisticamente com o teste t. Os espécimes testados foram examinados em MEV para determinar o modo de fratura. As falhas foram avaliadas pelo teste de Fisher. Os autores observaram como resultados que, as forças de resistência adesiva e modos de fratura do All-Bond 2 (Bisco) e Optibond FL (Kerr) não foram significativamente diferentes. Sessenta por cento (12/20) das fraturas envolvendo All Bond 2 ocorreu na interface, enquanto Optibond FL obteve 35% (7/20) envolvendo uma parte da interface e fraturas coesivas em dentina ou resina foram responsáveis por 55% do total de modos de fratura (21/40). Os autores consideraram este, até então novo método, versátil, por permitir medições múltiplas de

um único dente ou a pequenas áreas de superfície dentro de uma restauração, porém devendo considerar uma interpretação cuidadosa do modo de falha para evitar conclusões inadequadas.

Schreiner et al. (1998), realizaram um estudo para comparar os testes de resistência adesiva de microtração e cisalhamento utilizando cinco sistemas adesivos comerciais diferentes. Após sua desinfecção e armazenamento, 30 terceiros molares recém-extraídos foram divididos em grupos de 6 dentes por sistema adesivo. *Scotchbond Multipurpose* com ácido maleico (SM), *Scotchbond Multipurpose* com ácido fosfórico (SP), *Scotchbond Multipurpose Plus* (PAS), *Clearfil Liner Bond System* (CL) e o *Prime and Bond* (PB) foram testados. Assim, o esmalte oclusal foi removido com um equipamento de cortes (Isomet, no. 11-1180; Buehler Ltd., Evanston, IL, USA) em um disco de diamante em baixa rotação. A superfície oclusal foi desgastada com papel de carboneto de silício molhado (sem 39-1472; Buehler) para produzir uma camada de lama dentinária uniforme, e o dente foi cuidadosamente lavado com água. Em seguida os sistemas adesivos foram aplicados conforme as orientações do fabricante e restaurações em resina composta (Z100, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) foram confeccionadas em suas superfícies. Os espécimes foram colados com um gel de cianocrilato em um suporte de alumínio para serem seccionados longitudinalmente pelo menos 5 fatias, com a espessura de aproximadamente 1 mm. Cortes laterais perpendiculares foram então feitos em cada secção para completar a preparação do corpo de prova para a realização dos testes de tração. O gel adesivo de cianoacrilato foi usado para prender os espécimes de microtração nos braços opostos de um dispositivo de teste *Bencor Multi-T* para materiais restauradores dentários (Danville Engenharia, San Ramon, CA, EUA). O espécime foi fraturado sob tensão, a uma velocidade de 0.5 mm/min, e a carga máxima à ruptura (kg) foi registada. Para o teste de resistência ao cisalhamento, depois da aplicação do adesivo, a resina composta Z100 foi aplicada dentro de um

anel de Teflon pré-formado (3,4 mm de diâmetro), em dois incrementos iguais, para fazer um botão de compósito. Após a fotopolimerização o botão foi incluído em uma base de acrílico (Chappell et al., 1991, Chappell e Eick, 1994). O ensaio de cisalhamento foi feito usando a máquina Instron a uma velocidade de 0.5 mm/min. A carga máxima de ruptura foi gravado e convertida para MPa. Os resultados dos testes de microtração foram: SM, 24,6 MPa; SP, 28,8 MPa; SBP, 22,7 MPa; PB, 25,5 MPa e CL, 36,8 MPa. O teste de Bonferroni mostrou significativamente ($p < 0,05$) maior força para CL em comparação com SM, SP, SBP e PB. Os resultados dos testes de resistência ao cisalhamento foram: SM, 19,4 MPa; SP, 24,5 MPa; PAS, 15,3 MPa; PB, 23,2 MPa; e CL, 24,8 MPa. Não houve diferença estatística significativa entre os resultados do teste de cisalhamento. Os testes de cisalhamento produziram significativamente mais falhas dentro de dentina e resina do que o método de microtração. Os autores concluíram que o teste de microtração produziu uma avaliação mais definitiva de resistência adesiva do que o teste de cisalhamento.

Cardoso et al. (1998), realizaram um estudo para determinar resistência de união entre dentina e três sistemas adesivos, por meio de testes de microtração, cisalhamento e tração. Trinta terceiros molares foram incluídos em resina acrílica. Após sua polimerização o dente teve três de suas vertentes lisas seccionadas paralelamente ao longo eixo do dente em um equipamento de cortes seriados (Labcut 1000, Extex Corp., USA). Em cada superfície um espécime em resina composta foi preparado para ser submetido a um dos testes. Para os ensaios de cisalhamento e de tração, depois da aplicação do adesivo, um cone de 3 mm de altura e 3 mm de diâmetro na menor superfície, foi construída com resina composta. O teste de cisalhamento foi realizado com um cinzel. O ensaio de tração foi feito puxando o cone de resina por meio de um grampo metálico. Para os testes de microtração, restaurações de aproximadamente 5 mm de altura foram confeccionadas sobre toda a dentina exposta. Em seguida, utilizando um disco de diamante

perpendicular à interface adesiva, palitos com 0,25 mm² de área transversal foram obtidos e sujeitos à força de tração. Os autores observaram resultados onde todos os testes classificaram os adesivos na mesma ordem. Os valores médios obtidos pelo teste de microtração não foram estatisticamente diferentes. Para os testes de cisalhamento e tração, Single Bond deu maior resistência de união que Etch & Prime 3.0 ($p < 0,05$). Scotchbond Multi-Purpose Plus originou ligações adesivas que foram estatisticamente semelhante a ambos Single Bond e Etch & Prime 3.0. Comparando-se os três ensaios, uma média superior ($p < 0,05$) e um coeficiente de variação menor foram encontrados com o teste de microtração.

Goracci et al. (2004), realizaram um estudo para verificar se o substrato, forma ou espessura de espécimes de microtração têm uma influência significativa na sua resistência de união. Foram utilizados 64 terceiros molares hígidos que ficaram armazenados em solução salina a 4°C por no máximo 3 meses. Depois de cortar as raízes no seu terço médio com um disco de diamante, cada dente foi distribuído aleatoriamente a um dos 16 grupos ($n = 4$), que foram assim definidos: grupos 1-8 incluíram as amostras em forma de ampulheta; em grupos 1-4 os espécimes foram preparados no esmalte e com uma espessura de união de 0,5 mm x 0,5 mm, 1 mm x 1mm, de 1,5 mm x 1,5 mm e 2 mm x 2 mm, respectivamente; grupos 5-8, confeccionados da mesma maneira que os de 1-4, porém em dentina; grupos 9-16, os espécimes incluídos para obtenção de palitos; grupos 9-12 confeccionaram-se palitos de esmalte nas 4 espessuras avaliadas. Nestas mesmas espessuras e forma, mas a partir de dentina foram cortadas as amostras dos Grupos 13-16. Dois espécimes de cada grupo foram analisados utilizando um microscópio eletrônico de varredura. Os ensaios de microtração foram feitos e os valores analisados estatisticamente pelos testes de ANOVA, Bonferroni e correlação de Spearman. Os autores observaram como resultados que o substrato, a forma e a espessura das amostras tiveram

um efeito significativo sobre a resistência adesiva registrada ($p < 0,05$). Valores de resistência mais elevados foram registrados para dentina em comparação com espécimes de esmalte e para palitos em comparação com as ampulhetas. Além disso, a força de ligação diminuiu com o aumento da espessura da amostra. Análise em MEV revelou que os espécimes seccionados, algumas vezes, exibiram linhas de fratura.

Sadek et al. (2005), realizaram um estudo para verificar a influência da velocidade de corte nos valores de resistência de união e na integridade microscópica das amostras durante a preparação para o teste de microtração. Trinta molares humanos sem defeitos ou cáries, extraídos devido a anormalidades no padrão de erupção, foram armazenadas em 1% de cloramina T, a 4°C, para prevenir o crescimento bacteriano, e utilizados dentro de 3 meses após a extração. Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos de igual tamanho (E e D) para testes de resistência em esmalte e dentina respectivamente. Após serem feitas as seções transversais e polimento para a obtenção de substratos dentais planos, as superfícies foram condicionadas por 15 s com ácido fosfórico a 37% (Total Etch, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), enxaguadas e secas até que a superfície do esmalte ficar ressecada no grupo E, e no grupo D suavemente seca, deixando a dentina úmida. Em seguida, o sistema adesivo fotopolimerizável (Ivoclar-Vivadent) foi aplicado sobre o substrato, tal como recomendado pelo fabricante. Seguindo o processo, um bloco de 5 milímetros resina composta 5 x 5 mm foi construído sobre o substrato (Tetric Ceram, Ivoclar-Vivadent) sendo fotopolimerizados durante 40 s (Optilux 401, Kerr) e armazenados por 24h em solução salina a 37°C. Após o armazenamento, os espécimes restaurados foram seccionados em 2 eixos transversais ao longo eixo do dente e perpendiculares entre si, sob diferentes velocidades de corte: 100, 200 ou 400 rpm, obtendo-se amostras em forma de palito com área em corte transversal de 1,0 mm². Cinco amostras de cada grupo experimental foram selecionadas aleatoriamente, antes de serem testadas, para

análise em MEV, enquanto as restantes amostras foram submetidas ao ensaio de resistência de união. Uma vez que a variância das amostras de dentina foi significativamente maior do que a variância de amostras de esmalte, a análise da influência da velocidade de corte foi realizada separadamente por substrato. Os autores observaram através da análise estatística que, a velocidade de corte teve uma influência significativa na resistência de união somente nos espécimes de esmalte ($p < 0,05$), onde as duas velocidades de corte mais baixas (100 e 200 RPM) alcançaram uma resistência de união mais forte, sendo estatisticamente diferente para 400 RPM ($p < 0,05$). Em relação aos espécimes de dentina, a velocidade de corte não mostrou uma influência significativa ($p > 0,05$). Na análise em MEV, foi observada a melhor integridade das amostras de dentina em comparação com as amostras de esmalte, no qual a integridade foi maior nos grupos velocidade de corte inferior.

Eckert e Platt (2007) realizaram um estudo com o objetivo de determinar a correlação entre palitos do mesmo dente em um estudo de resistência à microtração e examinar seu efeito sobre a interpretação dos resultados. Foram utilizados 120 dentes hígidos, desinfetados em formalina a 10% por duas semanas e armazenados em refrigerador em água deionizada até o seu uso. O preparo dos espécimes foi dado expondo-se uma superfície plana de dentina com lixas de água de granulações 180, 240 e 320. Os adesivos foram aplicados, conforme as orientações do fabricante, seguido da confecção da restauração em resina composta (CoreRestore2), com 6 mm de altura, aplicada em incrementos de 2 milímetros. Foram utilizados quatro adesivos: Optibond FL, fotopolimerizável, presa dual e Optibond Solo Plus autopolimerizável. Nove palitos (1 mm²) foram obtidos a partir de cada dente, sendo armazenados em saliva artificial a 37°C por 1 semana ou 3 meses. Após a realização dos testes de resistência adesiva as comparações estatísticas foram feitas utilizando o ANOVA. As análises foram feitas assumindo a independência estatística entre todos os palitos e, em seguida, repetidas

usando a média por dente para explicar correlações entre os palitos. Foram encontradas correlações significativas. Conclusões sobre significância estatística das comparações ($\alpha = 0,05$) foram por vezes afetados pela suposição incorreta de palitos independentes. Os autores observaram uma correlação significativa entre os palitos de um mesmo dente, e concluíram que a interpretação dos resultados pode ser afetada, se os palitos do mesmo dente forem incorretamente tratados como estatisticamente independentes.

Armstrong et al. (2010), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar criticamente a literatura a respeito da mecânica, geometria, aplicação de carga e outros parâmetros de ensaio de testes de microcisalhamento (μ SBS) e microtração (μ TBS), delineando as suas vantagens e limitações. Após uma breve introdução sobre os testes, os autores discutiram sobre os fatores que fazem a μ TBS e o μ SBS importantes para os estudos laboratoriais de materiais, assim como suas limitações. Características como: dispositivos utilizados, geometria dos espécimes, efeitos do preparo e velocidade do teste foram exploradas de acordo com a literatura. Devido à diversidade de estudos e a dificuldade de correlacioná-los, os autores entendem que há a necessidade de melhor padronização dos testes de resistência adesiva, porém, antes do ensaio de resistência adesiva poder ser padronizado devemos entender como a medida de resistência de união está relacionada com as distribuições de tensões locais geradas durante os testes e como esta informação se relaciona com o desempenho clínico. Até ao momento em que a relação entre um teste de resistência de união particular e o desempenho clínico é totalmente compreendida, os objetivos mais pragmáticos podem ser os seguintes: adoção de terminologia e de definições universalmente aceitas; relatórios padronizados de manuseio de amostras e fabricação; inclusão de controles positivos e negativos durante os testes; relatórios padronizados de configuração e equipamentos experimentais; e relatórios completos, ou o acesso a eles,

em um conjunto de dados completo. A documentação completa e comunicação de como os testes de resistência de união, se "micro" ou "macro", são conduzidas irá ajudar muito na promoção da nossa compreensão dos pontos fortes e limitações de vários métodos de ensaio e deve ajudar a diminuir a lacuna de conhecimento entre o laboratório e clínica. Apesar desses fatores, os testes de resistência de união, independentemente do tipo e tamanho, permanecem úteis como ferramentas de triagem para novas abordagens adesivas e investigação das variáveis experimentais.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por meio do teste de microtração, a resistência de união à dentina humana, superficial e profunda, *in vitro*, tratada com plasma não térmico.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Comitê de ética

Este estudo foi submetido ao CEP sob o número CAAE 47325415.4.0000.0077 e aprovado pelo parecer número 1.321.516. (ANEXO A). Foram utilizados terceiros molares humanos hígidos, extraídos, por indicações terapêuticas, na clínica do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia do curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP – Univ. Estadual Paulista (ANEXO B).

4.2 Preparo dos espécimes

Foram utilizados 60 dentes. Os dentes foram mantidos em solução de timol a 0,1%, por no máximo 30 dias, para que fosse feita a desinfecção sem que houvesse qualquer alteração do tecido dental. Quando necessário um tempo maior de armazenamento, os dentes foram congelados, mantendo suas características estruturais, não prejudicando, posteriormente, a qualidade do teste de resistência adesiva (Silva et al., 2006).

Com o auxílio de um molde de silicone industrial Rhodorsil (Artigos Odontológicos Clássico, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) foram confeccionados suportes de resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ)

Jet (Artigos Odontológicos Clássico, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) com 2,5 cm de diâmetro e 2 cm de altura.

Para iniciar a confecção dos espécimes um dente foi fixado com cera utilidade, à base circular do suporte de RAAQ, de forma que não ficassem espaços ou bolhas entre eles, garantindo a segurança da fixação na posição correta (Figura 1A). Em seguida, o suporte foi posicionado em uma máquina de cortes seriados Labcut 1010 (Extec Technologies Inc., Enfield, CT, EUA) (Figura 1B), em baixa rotação sob refrigeração de água de modo que o disco de diamante ficasse paralelo à junção esmalte-cimento (Figura 1C).

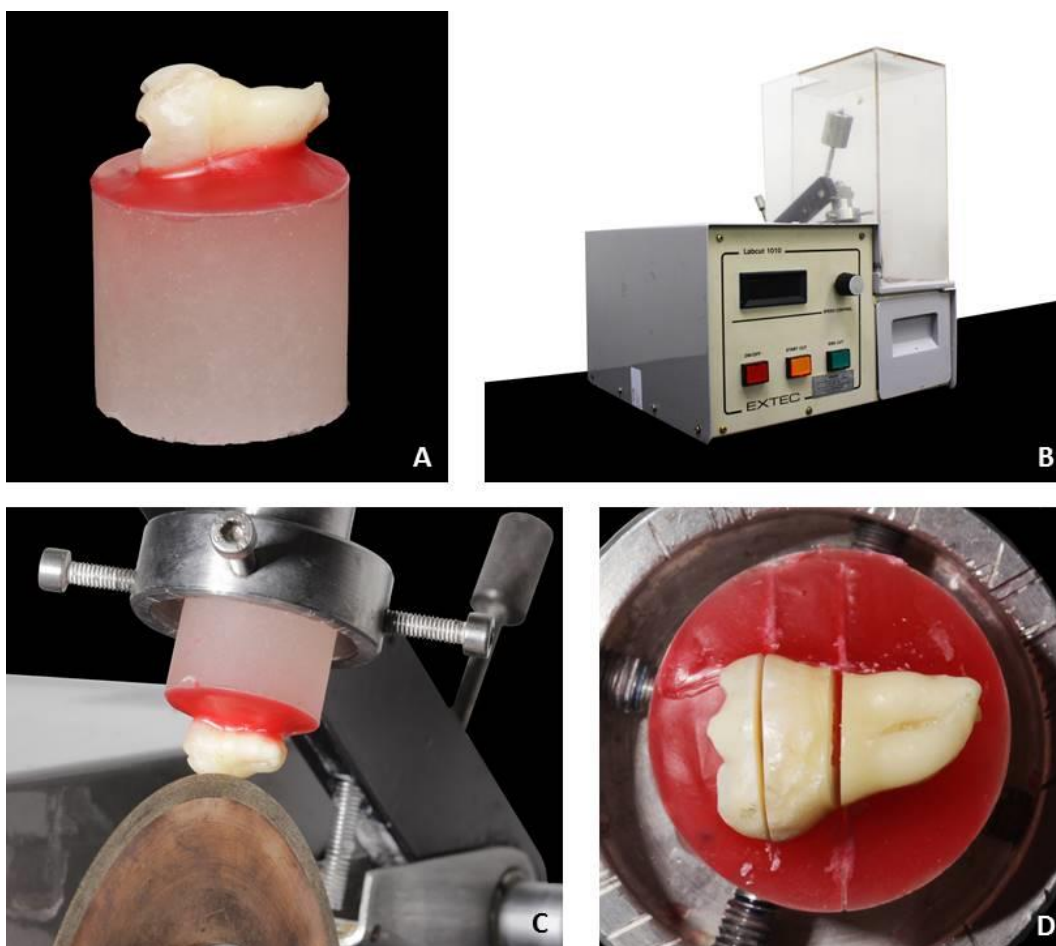


Figura 1 – Preparo dos espécimes. A) Molar fixado no suporte de resina acrílica com cera utilidade; B) Máquina de cortes seriados Labcut 1010; C) Espécime posicionado na Labcut; D) Secções horizontais paralelas.

Foram feitas duas secções horizontais: a primeira paralela à superfície oclusal, para a exposição da dentina e a segunda 1 mm abaixo da junção amelocementária, para a separação da coroa da porção radicular (Figura 1D), possibilitando assim a mensuração da espessura da dentina com um espessímetro (Figura 2A).

Após o descarte das cúspides, apenas a dentina dos dentes foi utilizada (Figura 2). A limpeza da camada pulpar foi feita com auxílio de curetas e jatos descontínuos de água e ar da seringa tríplice.

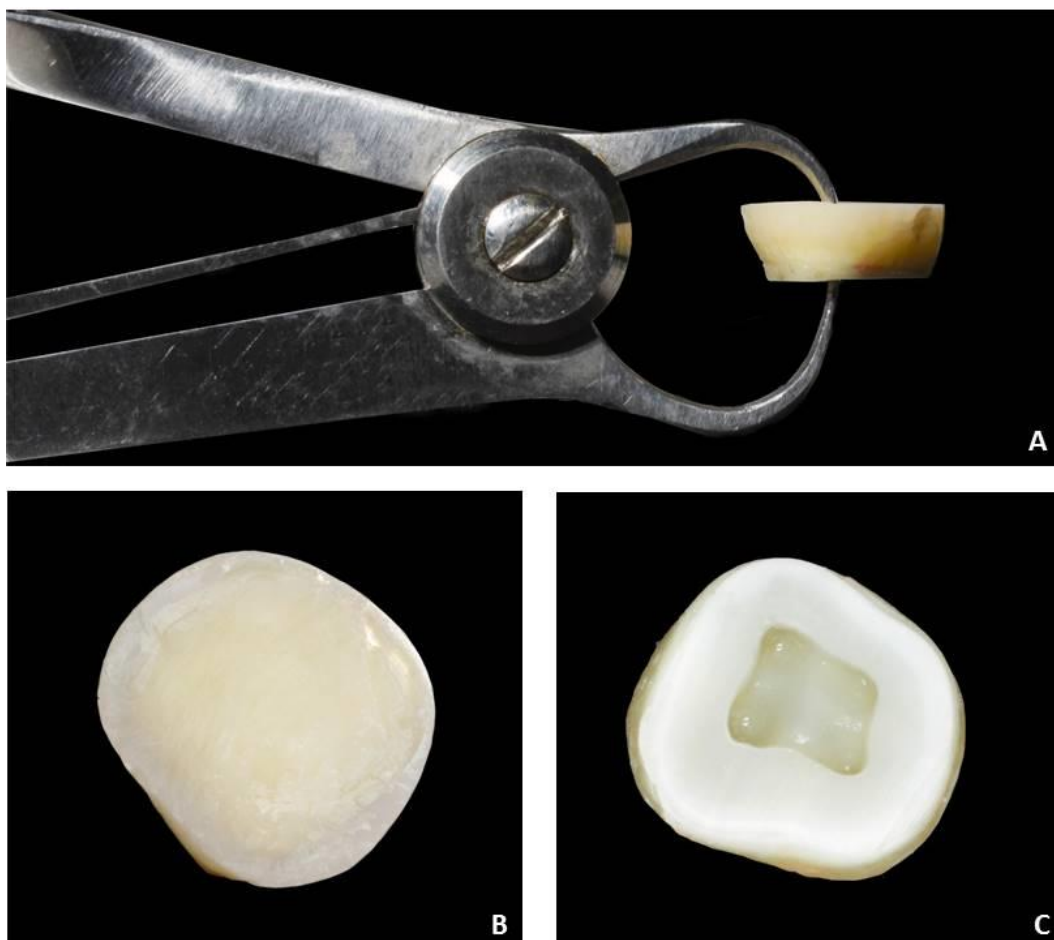


Figura 2 – A) Mensuração da espessura da dentina com espessímetro; B) Superfície dentinária exposta (vista oclusal); C) Câmara pulpar exposta (vista cervical).

Na sequência o espécime foi levado a uma politriz circular (DP-10, Panambra, São Paulo, SP, Brasil), para desgaste do esmalte

remanescente (se houvesse) sobre a dentina oclusal, e para padronização da espessura da dentina. O desgaste foi feito com disco de lixa de carboneto de silício (Extec Corp., Enfield, CT, EUA) de granulação 600, a 300 rpm, sob refrigeração com água (Figura 3).

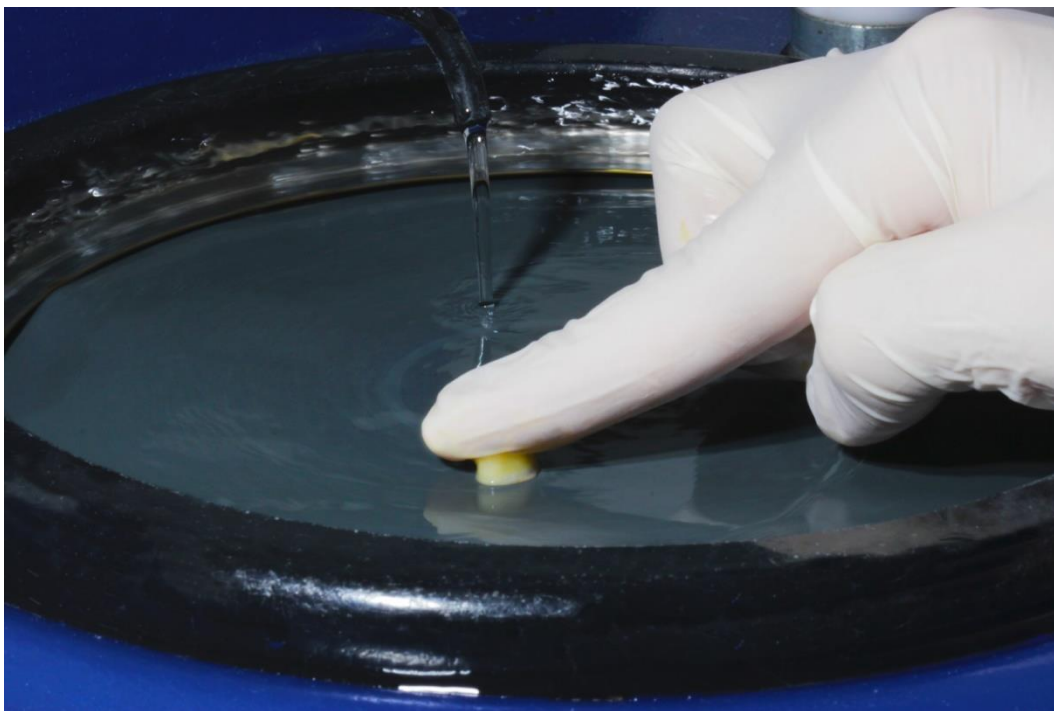


Figura 3 – Desgaste do esmalte existente e padronização da espessura da dentina na Politriz (disco de lixa de carboneto de silício de granulação 600, a 300 rpm, sob refrigeração com água).

Os padrões de densidade, orientação e diâmetro dos túbulos dentinários variam com a profundidade da dentina, influenciando, provavelmente, na qualidade da adesão. Assim, trabalhamos com dois grupos de espessura da dentina medida a partir do corno pulpar mais alto: dentina superficial com a espessura padronizada em 2 mm e dentina profunda, com a espessura padronizada em 1 mm, mensuradas com um espessímetro (Belli et al., 2010) (Figura 2A).

4.3 Delineamento experimental

Os espécimes foram divididos em dois grupos (n=30), isto é, substrato de dentina superficial (S) (2 mm de espessura) e de dentina profunda (P) (1 mm de espessura). Cada grupo foi dividido em três (n=10) tipos de tratamento superficial (plasma+adesivo, adesivo+plasma, adesivo autocondicionante) (Figura 4).

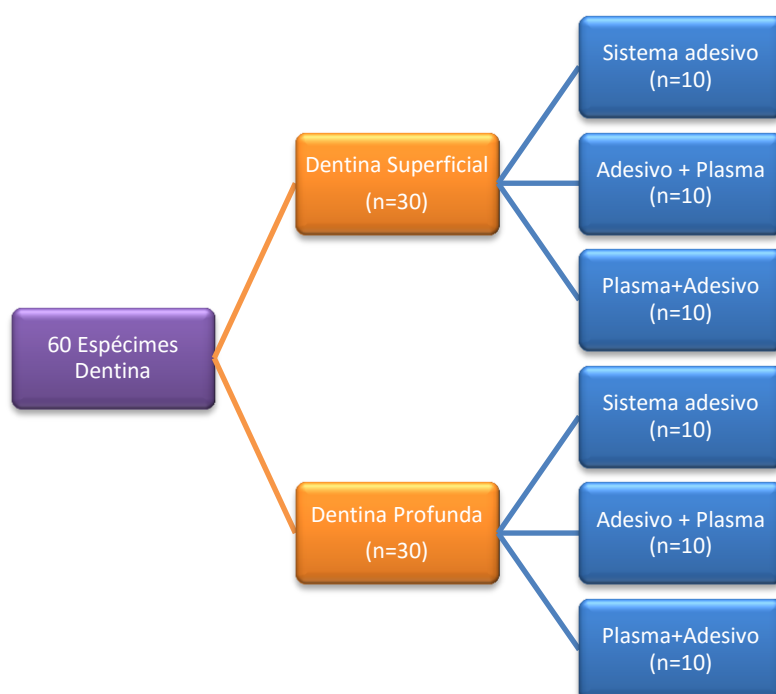


Figura 4 – Distribuição dos grupos.

O Sistema adesivo aplicado foi o Single Bond Universal, (3M ESPE), pela técnica de aplicação única antes ou depois da aplicação do plasma não térmico, dependendo do grupo. Em seguida, os grupos foram restaurados com a resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE) (Quadro 1).

Quadro 1 – Composição e aplicação dos materiais

MATERIAL	COMPOSIÇÃO	APLICAÇÃO
Single Bond Universal, 3M ESPE	Bisfenol A diglicil éter dimetacrilato (BIS-GMA), metacrilato de 2-hidroxietila, água, 1,10-decanodiol fosfato metacrilato, copolímero de acrílico e ácido itacônico, canforoquinona, N,N-dimetilbenzocaína, metacrilato de 2-demetilamonoetilo, metil etil cetona.	Aplica-se de forma ativa por, 15 segundos em todo o preparo cavitário, seguido de leves jatos de ar. Uma nova camada é aplicada, seguida de novos jatos de ar, e a fotopolimerização realizada por 10 segundos
Filtek Z350 XT, 3M ESPE Dental Products US, Saint Paul, MN, EUA	BisGMA, BisEMA UDMA, TEGDMA, nanopartículas de zircônia/sílica	Inserir incrementos de 2 mm. Fotopolimerizar cada incremento por 20 s

O grupo SA foi o controle. No substrato dentinário superficial (2 mm) o sistema adesivo foi aplicado como descrito na Tabela 1 (sem aplicação de plasma não térmico) e a restauração feita.

No grupo SAP (dentina superficial), foi aplicado o adesivo e posteriormente o plasma, seguido da fotopolimerização, fazendo a restauração e armazenando-os em água deionizada.

No grupo SPA (dentina superficial), o sistema adesivo foi aplicado como descrito na Tabela 1, porém após a aplicação de plasma não térmico.

No grupo PA, também grupo controle, o procedimento restaurador e o armazenamento foram executados da mesma forma que no grupo 1, porém no substrato dentinário profundo (1 mm).

No grupo PAP o procedimento restaurador e o armazenamento foram executados da mesma forma que no grupo 2, porém no substrato dentinário profundo (1 mm).

No grupo PPA o procedimento restaurador e o armazenamento foram executados da mesma forma que no grupo 3, porém no substrato dentinário profundo (1 mm).

4.4 Aplicações de plasma não térmico

O equipamento utilizado foi o Plasma de Superfície modelo SAP para aplicação em laboratório (Surface – Engenharia e Soluções de Plasma LTDA, Campinas, SP, Brasil) (Figura 4A), a temperatura ambiente (22°C). Foi empregado o gás argônio a uma taxa de fluxo de massa de 1l/min. (Praxair 4.8, White Martins Gases Ind. S. A., Rio de Janeiro, RJ, Brasil), que gera um fecho de emissão de plasma de 20 mm de comprimento. O bocal da Cânula de emissão do plasma foi colocado a uma distância de 10 mm das superfícies que receberam o tratamento. O tempo de exposição foi de 30 segundos para as superfícies dentinárias seguindo as orientações do fabricante. O plasma foi incidido verticalmente à superfície no ato da aplicação e movimentado sobre a área a ser tratada.



Figura 4 - A) Equipamento do plasma de superfície modelo SAP; B) Aspecto da chama do plasma no momento próprio para aplicação; C) Aplicação do plasma sobre a dentina.

4.5 Inserção e polimerização da resina composta

Após os procedimentos adesivos, com ou sem aplicação de plasma prévia, todos os espécimes foram restaurados com a resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA), Cor A3. A inserção da resina foi feita em incrementos de 2 mm, em uma matriz de silicone com dimensões de 6 x 6 x 4 mm (Figura 5). Cada incremento foi fotopolimerizado por 20s (recomendações do fabricante – Tabela 1) com o aparelho LED (Radii-cal, SDI Dental Limited, Victoria, Austrália) com uma irradiância de 1200 mW/cm².

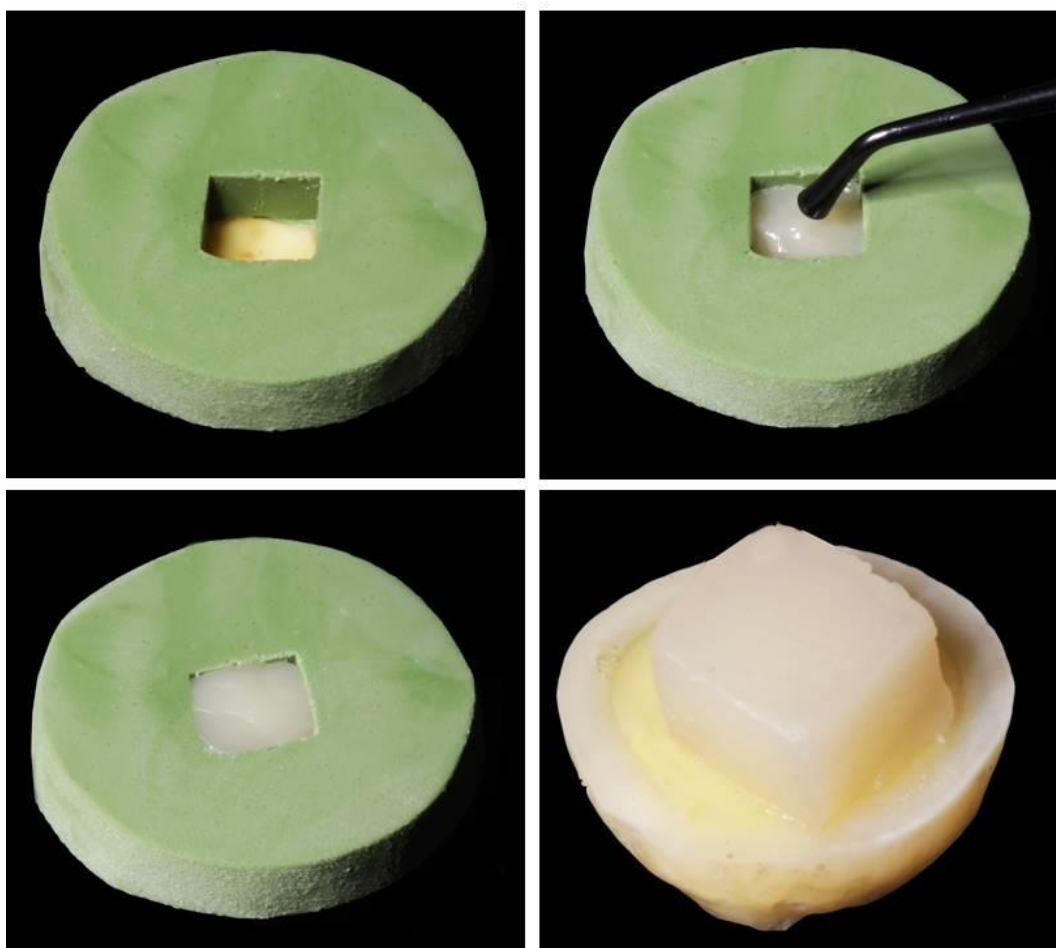


Figura 5 – Restauração em resina composta feita com uso da matriz de silicone.

A densidade de potência foi verificada a cada 10 fotopolimerizações por um radiômetro LED (Kondortech, São Carlos, SP, Brasil). Para complementar a polimerização da resina, após a remoção da matriz de silicone, o bloco foi fotopolimerizado por mais 40 s.

Finalizado o procedimento restaurador todos os espécimes foram armazenados em água deionizada, em estufa 37°C, por 48h.

4.6 Teste de resistência adesiva à microtração

Após o armazenamento de 48 h, os espécimes restaurados foram fixados no suporte cilíndrico de RAAQ (2,5cm de diâmetro x 2 cm de altura), com cera utilidade ao redor de toda a restauração. A cera utilidade foi aplicada utilizando uma espátula número 7, em pequenos incrementos, após seu derretimento em uma colher aquecida por uma lamparina. Após o vedamento do espécime no suporte de resina acrílica, incrementos maiores, não derretidos foram aplicados para sua estabilização. Por fim, aquecendo a espátula regularizou-se a superfície da cera vedando-a com o cilindro e o espécime (Figura 6A).

Em seguida, o suporte foi posicionado na Labcut 1010 (Extec Corp., Enfield, CT, EUA) para a realização de cortes paralelos no longo eixo da coroa, em baixa velocidade e sob refrigeração abundante. Após as secções de, aproximadamente, 1 mm de espessura nos sentidos mesio-distal, foi aplicado uma pequena porção de alginato espatulado com água nos espaços obtidos, assegurando que os palitos não saíssem de posição durante os cortes seguintes, seguindo com as secções vestibulo-linguais (Figura 6B, 6C). Obtiveram-se assim os palitos de resina composta e dentina (Figura 6D).

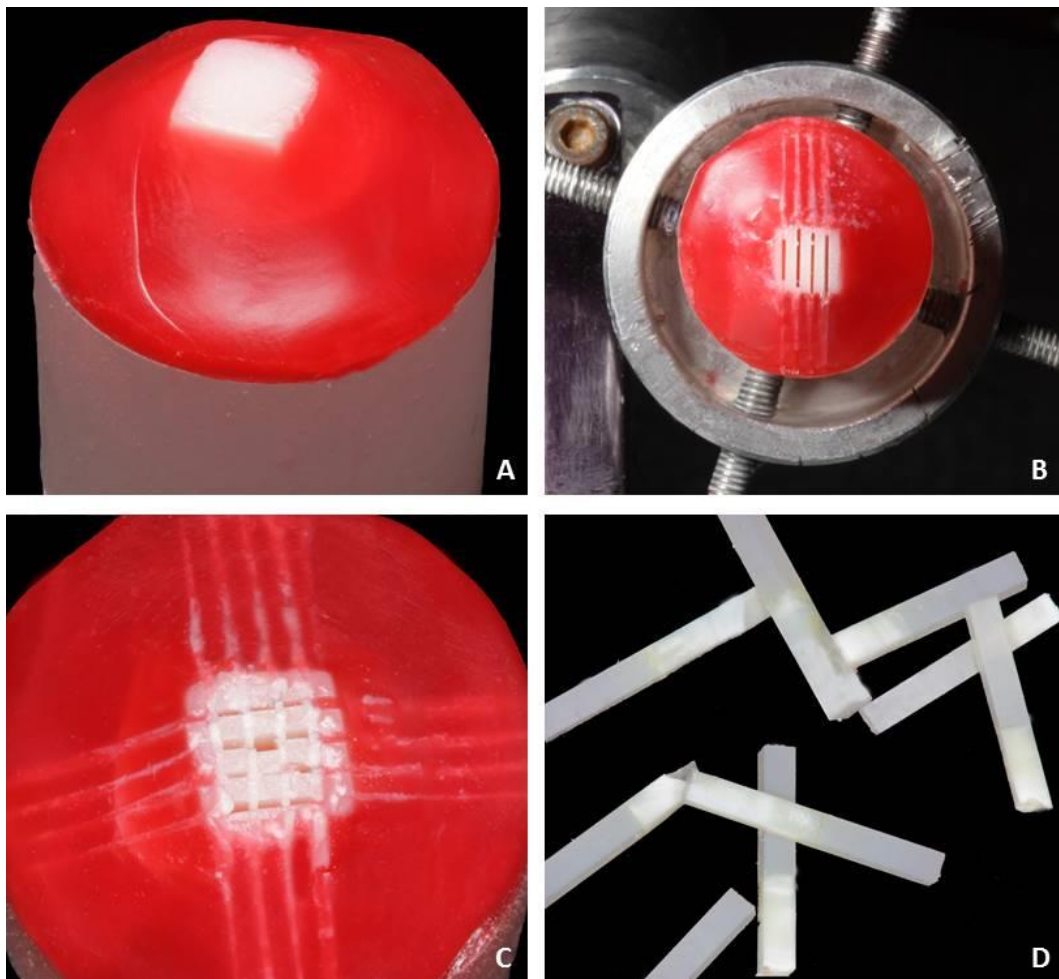


Figura 6 – A) Espécime fixado no suporte de resina acrílica com cera utilidade; B) Cortes paralelos feitos na labcut com aproximadamente 1mm de espessura; C) Cortes perpendiculares aos anteriores após a inserção de alginato; D) Palitos de resina composta e dentina obtidos após os cortes na Labcut.

Depois, os palitos de resina-dentina (obtidos de cada espécime) ficaram armazenados em tubos identificados (vol. 2 mL) do tipo Eppendorf (Eppendorf, São Paulo, SP, Brasil) em água deionizada (Figura 7), em estufa 37°C, por 24h antes do teste de resistência adesiva (microtração).



Figura 7 – Palitos armazenados em tubos de Eppendorf com água deionizada.

Previamente ao ensaio de microtração, a área de todos os palitos foi medida com um paquímetro digital (Janpan Dial Mitutoyo, China) (Figura 8).



Figura 8 – Medição da área do palito com paquímetro digital.

Em seguida, cada palito foi fixado pelas extremidades, com cola de cianoacrilato em gel (Loctite 454, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil), no dispositivo metálico OD03d (Odeme Equipamentos Médico e Odontológicos Ltda., Joaçaba, SC, Brasil) (Figura 7A e 7B).

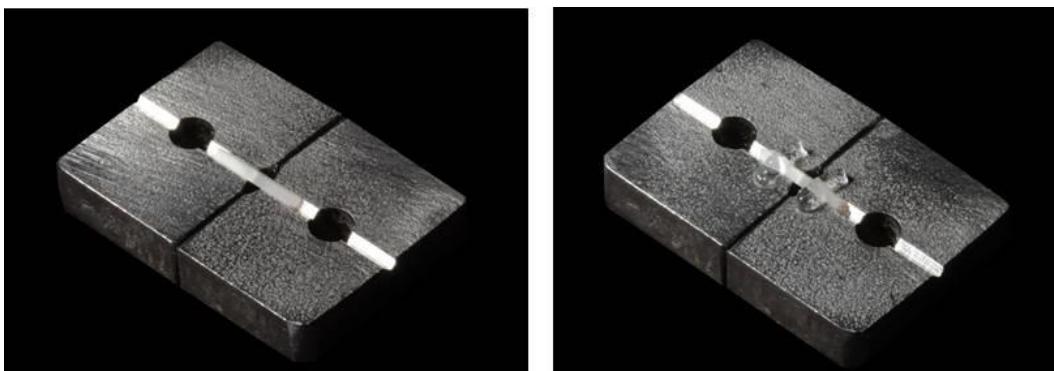


Figura 7 – A) Palito posicionado no dispositivo metálico; B) Palito fixado com cola de cianocrilato em gel no dispositivo metálico.

O conjunto (espécime/dispositivo) foi acoplado à máquina de ensaio universal (DL-200MF, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Figura 8) com célula de carga de 10kg (Figura 9A), à velocidade de 1mm/min, segundo as normas descritas na ISO/TS 11405(2003). No momento da fratura (Figura 9B), o ensaio era interrompido automaticamente.



Figura 8 – Máquina de ensaio universal (EMIC).

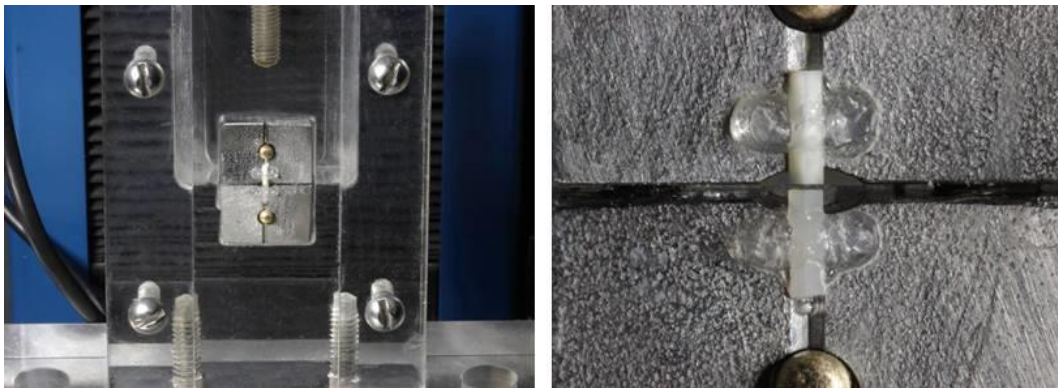


Figura 9 – A) Dispositivo acoplado na EMIC com célula de carga de 10kg; B) Ensaio interrompido no momento da fratura.

Após a fratura dos corpos de prova eram obtidos valores de Força (**F**) em Kgf. Estes valores e os obtidos pela mensuração Área da Interface Adesiva (**A**) foram utilizados para a determinação da Resistência Adesiva à tração (**RA**), utilizando-se a seguinte fórmula:

$$RA \text{ (MPa)} = \frac{F \text{ (Kgf)}}{A \text{ (mm}^2\text{)}}$$

4.7 Análise das fraturas

Após o ensaio de microtração, as duas porções do corpo-de-prova foram avaliadas no estereomicroscópio quanto ao padrão de fratura, de acordo com o tipo de falha. As fraturas foram classificadas em:

- a) Adesiva: quando a falha ocorreu na interface adesivo-dentina ou na interface adesivo-resina composta, em mais de 75% da área analisada;
- b) coesiva em resina: quando a falha ocorreu no interior da resina composta, em mais de 75% da área analisada;

- c) coesiva em dentina: quando a falha ocorreu no interior da dentina, em mais de 75% da área analisada;
- d) mista: quando não houve predominância maior que 75% de qualquer tipo de falha.

4.8 Planejamento estatístico

4.8.1 Planejamento experimental

Este experimento seguiu um esquema fatorial do tipo 3 x 2. As variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram: os procedimentos de técnica (com e sem tratamento com plasma não térmico), a profundidade da dentina (superficial e profunda).

A variável resposta foi o valor, em MPa, obtido no teste de resistência de união à microtração. A unidade experimental foi a dentina de molar humano (n=10). Os dentes preparados foram aleatoriamente designados às condições experimentais.

4.8.2 Hipóteses de nulidade testadas:

- a) H0a – o tratamento com plasma não térmico, durante o procedimento restaurador, não resulta em influência significativa na resistência de união à dentina;

b) H0b – a profundidade da dentina, não resulta em influência significativa na resistência de união à ela;

4.8.3 Análise de dados

Para a análise estatística, foi calculada uma média dos espécimes (palitos) testados de cada molar preparado. Foram obtidos 60 dados (médias em MPa), ou seja, 6 condições experimentais sob 10 repetições. Os dados foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: Minitab (versão 16.1, Minitab, 2010) e Statistica (versão 9.1, StatSoft, 2010).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvio padrão. A estatística inferencial consistiu nos testes: análise de variância (ANOVA) sob 2 fatores (os procedimentos de técnica e o tipo de dentina) e teste de Tukey com nível de significância de 5% ($p < 0,05$), para verificar diferenças estatisticamente significantes entre as condições experimentais. Os dados foram analisados com o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar se apresentavam distribuição normal.

4.9 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV):

Para a análise em MEV, secções transversais dos dentes com maior volume de coroa foram selecionadas aleatoriamente durante o preparo para microtração e separadas antes da segunda secção para formar os palitos de teste. Em seguida foram removidos os excessos de esmalte, confeccionando fatias retangulares de resina/dentina com

espessura de 1 mm. Assim os espécimes foram polidos na politriz com lixas de água de granulação 600, 1200 e 2400 a 300 rpm.

Após o condicionamento da interface com ácido fosfórico 37% sem sílica, os espécimes foram mantidos em uma campânula contendo sílica para desidratação durante uma semana, e em seguida montados em stubs de alumínio e submetidos à metalização (Emitech 5C7620, Fountain Inn, South Carolina, USA) através da deposição de liga de ouro. Deste modo, realizou-se a observação em Microscópio Eletrônico de Varredura (Inspect S50 (FEI), Libiř, Czech Republic) operando a 10 KV.

5 RESULTADOS

Os dados obtidos serão apresentados em três partes: análise estatística dos dados da resistência adesiva, análise dos tipos de fratura e avaliação das imagens obtidas por MEV referentes às amostras de interface adesiva e da superfície do substrato dentinário ensaiado.

5.1 Análise estatística da resistência adesiva

Através da análise pelo teste de Kolmogorov-Smirnov, observou-se que os dados apresentaram distribuição normal.

A Figura 10 mostra os valores de média e desvio padrão para os diferentes grupos.

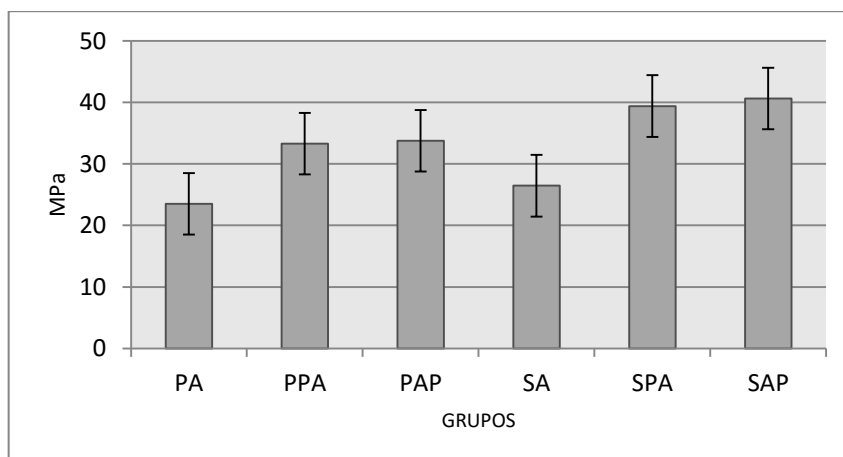


Figura 10 – Gráfico com valores de média e desvio padrão dos diferentes grupos.

A tabela 1 contém os resultados do teste de Tukey para a espessura. Pode-se observar que a espessura de 1 mm (dentina profunda) resultou em uma média significativamente menor que a espessura de 2 mm (dentina superficial).

Tabela 1 - Resultado do teste de Tukey para espessura

ESPESSURA	MÉDIA (MPa) $\pm$ DP	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
1mm	30,18 $\pm$ 7,91	A
2mm	35,48 $\pm$ 7,95	B

Legendas: DP: Desvio-Padrão

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

A tabela 2 contém os resultados do teste de Tukey para o fator tipo tratamento dentinário. Observa-se que o grupo controle obteve uma diferença significativa em relação aos dois grupos tratados com o plasma e esses não obtiveram diferenças entre si.

Tabela 2 - Resultado do teste de Tukey para o tratamento dentinário

TRATAMENTO	MÉDIA (MPa) $\pm$ DP	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
C	24,98 $\pm$ 5,95	A
PA	36,33 $\pm$ 6,85	B
AP	37,18 $\pm$ 5,85	B

Legendas: DP: Desvio-Padrão; C: Controle; PA: Plasma+adesivo; AP: Adesivo+plasma

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

A tabela 3 mostra os resultados do teste de Análise de Variância 2 fatores. Pode-se observar que diferenças significativas foram observadas para a espessura e para o tratamento dentinário, porém não foi observada para interação entre eles.

Tabela 3 - Resultado do teste de Análise de Variância (ANOVA) 2 fatores

FATOR	GL	SQ	QM	F	p
Espessura	1	421,56	421,56	13,011	0,0006*
Tratamento	1	1854,89	927,45	28,624	0,0001*
Interação	2	43,61	21,81	0,673	0,5143

Legendas: GL: Grau de liberdade; SQ: Soma dos Quadrados; QM: Média dos quadrados; F: Razão; p: p-Valor. * $p < 0,05$

5.2 Análise dos tipos de fratura

Com relação aos tipos de fratura encontrados nos diferentes grupos obtivemos: no grupo de dentina profunda onde o plasma foi aplicado antes do adesivo (PPA) uma predominância de fraturas coesivas em resina (35,71%), no grupo onde o adesivo foi aplicado antes do plasma (PAP) um maior número de fraturas coesivas em dentina (37,14%) e no grupo controle uma quantidade maior coesivas em resina (45,28%); já nos grupos de dentina superficial houve uma predominância de fraturas adesivas e mistas quando o plasma foi aplicado antes do adesivo (SPA) (30,88% cada), fraturas coesivas em resina quando foi aplicado o plasma depois do adesivo (SAP) (34,56%) e observou-se um número maior de fraturas mistas para o grupo controle (SC) (46,05%) (Figura 11).

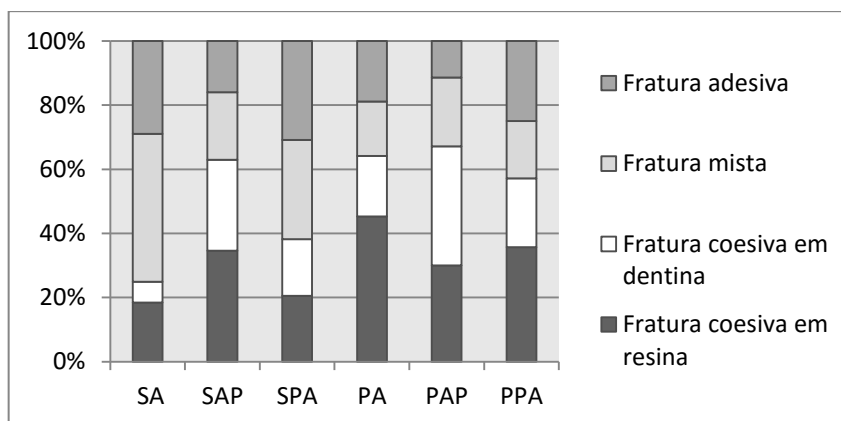


Figura 11 – Gráfico com as porcentagens dos tipos de fratura de cada grupo.

5.3 Avaliação da microscopia eletrônica de varredura (MEV)

As imagens que se seguem representam uma amostragem dos grupos deste estudo. Elas são imagens ilustrativas das interfaces adesivas das diversas condições experimentais. Foram obtidas através de fatias das amostras utilizadas no estudo, conforme descrito na metodologia.

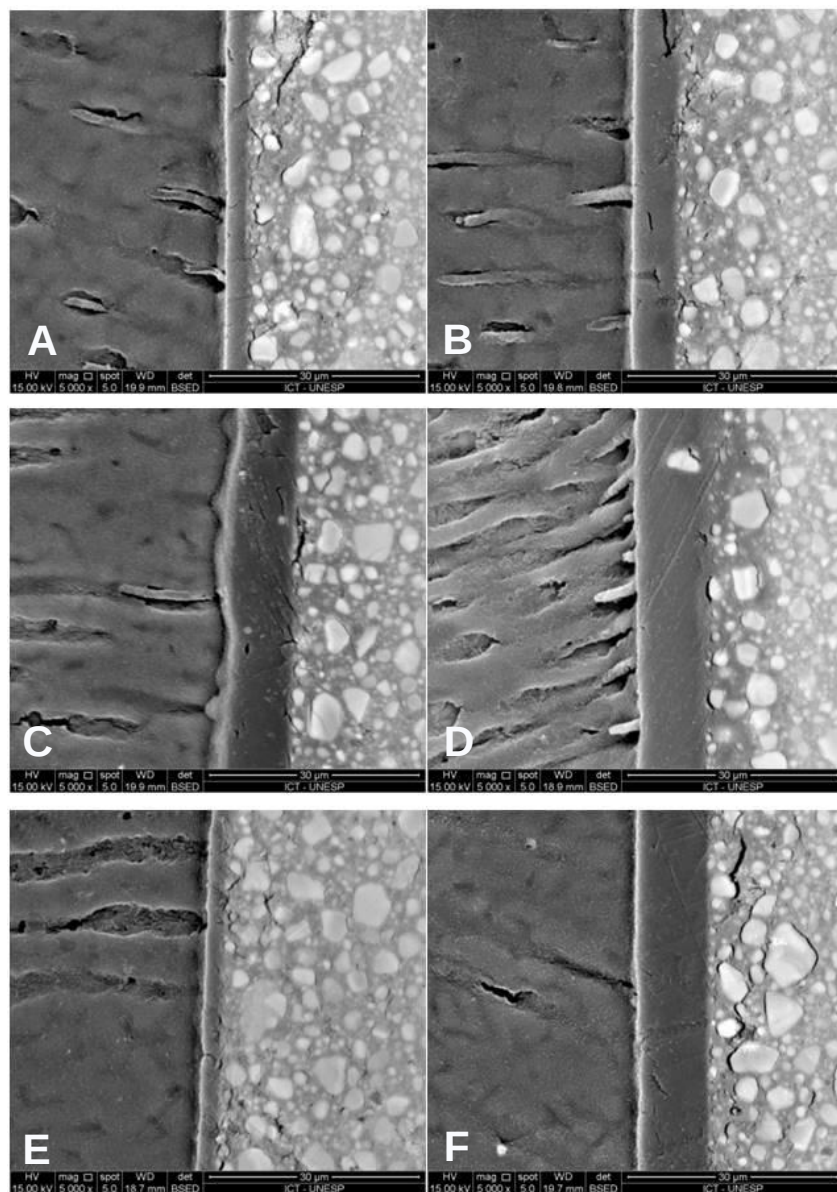


Figura 12 - Interfaces adesivas (IA): grupo PAP (A,B), grupo PPA (C,D); grupo PC (E,F). Aumentos de 5000x.

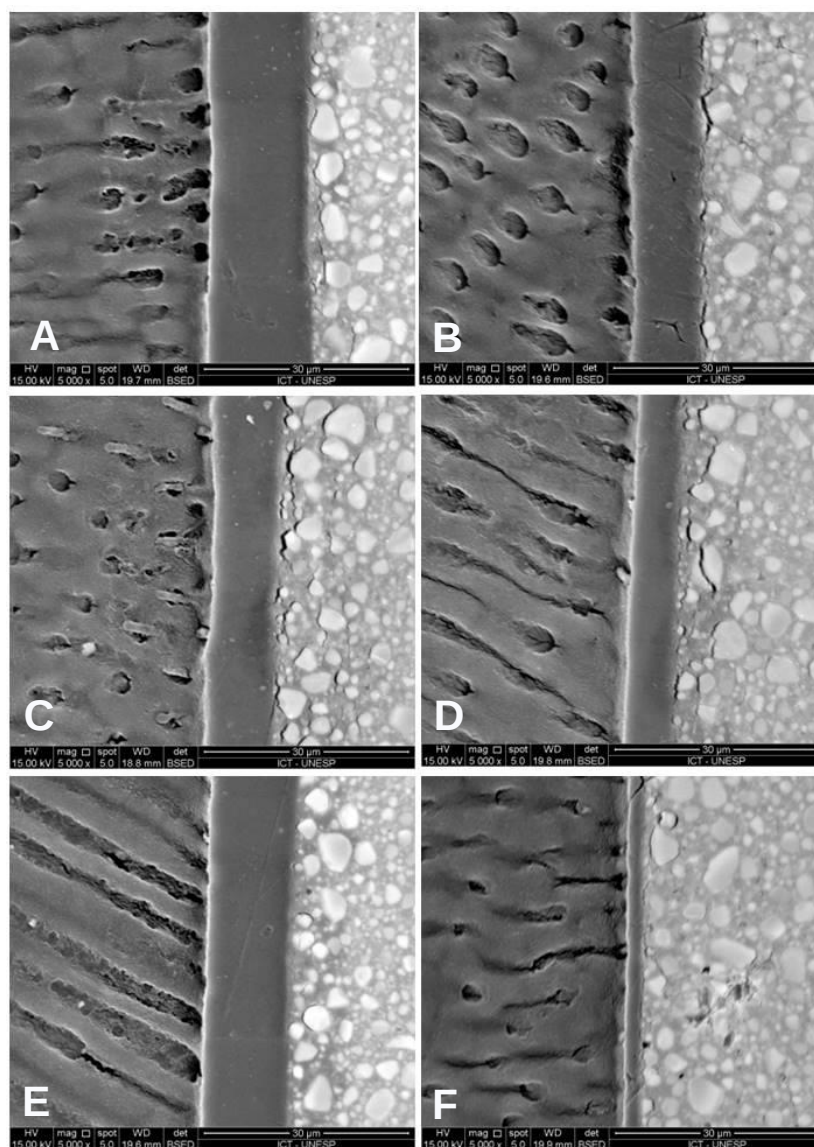


Figura 13 - Interfaces adesivas (IA): grupo SAP (A,B), grupo SPA (C,D); grupo SC (E,F). Aumentos de 5000x.

As figuras que se seguem representam as superfícies de dentina dos palitos após o ensaio de microtração. Elas nos permitem observar as áreas expostas dos túbulos dentinários da camada híbrida (c), como também as áreas remanescentes de adesivo (a), dentina (d) e resina (r).

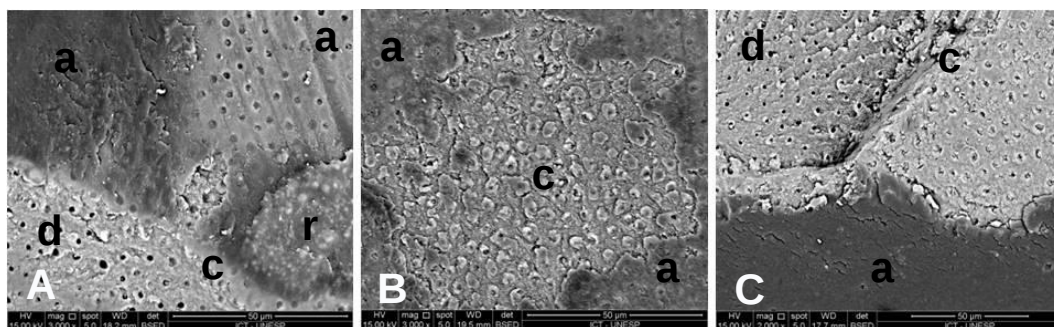


Figura 14 – Superfície dentinária (dentina profunda) dos grupos: PAP (A) (3000x), PPA (B) (3000x) e PC (C) (2000x); camada híbrida (c), adesivo (a), resina (r) e dentina (d).

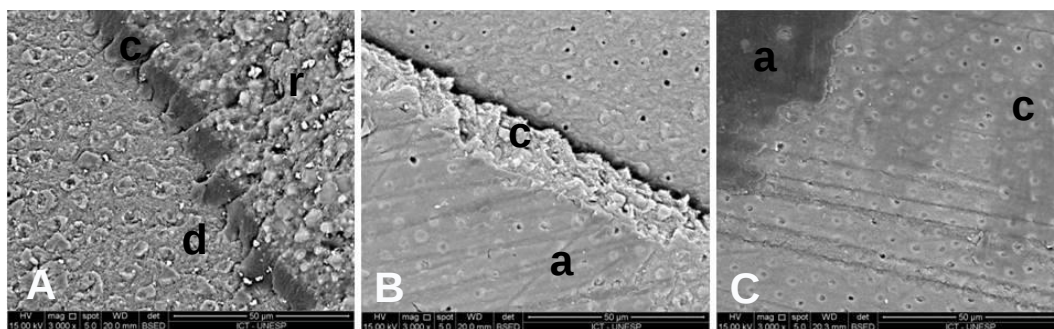


Figura 15 – Superfície dentinária (dentina superficial) dos grupos: SAP (A) (3000x), SPA (B) (3000x) e SC (C) (3000x); camada híbrida (c), adesivo (a), resina (r) e dentina (d).

6 DISCUSSÃO

A discussão deste trabalho foi dividida em discussão da metodologia e discussão dos resultados, para facilitar o entendimento do leitor.

6.1 Da metodologia

O uso de molares humanos neste estudo permitiu simular da melhor maneira possível, respeitando-se as limitações dos testes laboratoriais, as condições *in vivo*, (Lopes et al., 2009). No entanto, a obtenção desse substrato para grandes grupos experimentais é cada vez mais difícil e restrita. Neste estudo foram utilizados dez dentes para cada grupo experimental, de acordo com a literatura (Dong et al., 2013; Zhang et al., 2014b; Chen et al., 2014). Cada dente forneceu em média dados referentes a nove palitos, dos quais foi obtido um valor médio de resistência adesiva, pois existe uma correlação significativa entre os palitos de um mesmo dente, sendo esse dado preferido ao dado independente de cada palito nas comparações estatísticas (Eckert, Platt, 2007). Os terceiros molares obtidos foram armazenados em solução de timol por no máximo 30 dias até a sua utilização e congelados caso fosse necessário um tempo maior de armazenamento; segundo a literatura os dentes congelados, mantém suas características estruturais, não prejudicando, posteriormente, a qualidade do teste de resistência adesiva (Silva et al., 2006).

Os espécimes neste estudo foram obtidos através de cortes dos dentes com disco de diamante e utilização de lixas de carboneto de silício (Armstrong et al., 1998; Schreiner et al., 1998) até a

remoção todo o esmalte e exposição da dentina. A espessura da dentina foi padronizada em 1 mm e 2 mm, tendo como referência o corno pulpar mais alto; sendo medida com espessímetro. Na literatura encontramos dois modelos de preparo dos espécimes; em forma de disco de dentina ou segmento de coroa. Os discos de dentina são obtidos através do desgaste da dentina coronária, tanto na face oclusal quanto na face voltada para a câmara pulpar. Pashley (1991) afirmou que os discos de dentina são mais uniformes, possuem espessura semelhante, acabamento adequado e superfície delimitada; enquanto os segmentos de coroa, por sua vez, possuem espessuras de dentina variáveis, pois a dentina sofre desgaste apenas na porção oclusal e a câmara pulpar possui cornos de diferentes alturas. Neste estudo, para a obtenção dos espécimes de dentina superficial (2 mm de espessura) fez-se necessária a menor quantidade de desgaste possível da dentina. O preparo de segmentos de coroa são mais conservadores que o de discos de dentina possibilitando a comparação das diferentes profundidades.

Com relação ao sistema adesivo, optou-se pela utilização do sistema adesivo Single Bond Universal (3M ESPE), lançado no mercado norte americano em novembro de 2011, como Scotchbond Universal Adhesive. De acordo com a 3M ESPE, a formulação do Single Bond Universal permite que ele seja utilizado em qualquer uma das técnicas: condicionamento total ou seletivo, ou como autocondicionante. A técnica autocondicionante permite a utilização de ácidos em menor concentração para o condicionamento da dentina. Essas concentrações tem uma ação menor de desmineralização da dentina. Porém alguns estudos encontrados na literatura mostram que o condicionamento total da dentina diminui ou não encontra diferença significativa nos valores de resistência adesiva, quando comparado com o uso de adesivos autocondicionantes (Van Landuyt et al., 2006; Hanabusa et al., 2012; Wagner et al., 2014, Chen et al., 2015; Rosa et al., 2015). A literatura também mostra que a aplicação ativa do adesivo autocondicionante

melhora os valores finais de resistência adesiva (Loguercio et al., 2015). Tendo em vista que a tendência do mercado, atualmente, seja a redução do número de passos operatórios possibilitada pelos sistemas autocondicionantes, e sabendo que o condicionamento total da dentina traz consigo o maior desafio dos procedimentos restauradores, isto é, encontrar o equilíbrio entre a dentina molhada e seca, manter o controle adequado da umidade e evitar a separação de fases do adesivo; neste estudo, a aplicação do sistema adesivo foi realizada utilizando a técnica autocondicionante, segundo as recomendações do fabricante.

O equipamento de plasma não térmico (PNT) a temperatura ambiente (22°C), o Plasma de Superfície modelo SAP para aplicação em laboratório (Surface – Engenharia e Soluções de Plasma LTDA, Campinas, SP, Brasil), foi empregado no tratamento da dentina. O tempo de aplicação nos espécimes foi de 30 s por meio de varredura da superfície, de acordo com a literatura (Ritts et al., 2010; Chen et al., 2013; Zhang et al., 2014b; Hirata et al., 2015).

O teste mecânico mais utilizado para avaliar a resistência de união dos adesivos dentais é o ensaio de microtração (Sano et al., 1994; Armstrong et al., 1998; Sadek et al., 2005; Armstrong et al., 2010). Como principais vantagens, esse teste permite a avaliação da resistência adesiva em diferentes regiões da dentina, e proporciona vários espécimes (palitos) por dente. Contudo, os valores de resistência adesiva dos palitos originários do mesmo dente não foram considerados estatisticamente independentes; sendo que a média dos palitos de cada dente correspondeu à resistência adesiva do dente (Eckert, Platt, 2007).

A pequena área adesiva dos palitos (aproximadamente 1 mm²) constitui-se em uma vantagem, no sentido de que apresenta menos falhas e, conseqüentemente, maior resistência adesiva (Armstrong et al., 2010). Ao mesmo tempo, esse tamanho reduzido contribui para a concentração de cargas de tensão durante a secção dos palitos, levando a falhas prematuras (pré-teste) e perda de amostras (Scherrer et al.,

2010). A fim de minimizar a perda de amostras por falhas pré-teste, os espécimes deste estudo foram armazenados por 48 h (em água deionizada e estufa a 37°C) após o procedimento restaurador e anteriormente ao corte dos palitos, permitindo um tempo de pós-cura adequado do adesivo (Singh et al., 2010). Outro procedimento utilizado, previamente observado em um estudo piloto, foi a aplicação de uma pequena porção de alginato, espatulado com água, nos espaços provenientes dos primeiros cortes transversais feitos para a obtenção dos palitos; assegurando que os palitos não saíssem de posição, e minimizando a concentração de cargas de tensão na interface adesiva durante os cortes seguintes, levando as falhas pré-teste a praticamente zero.

6.2 Dos resultados

A força de adesão e outros parâmetros utilizados para as avaliações *in vitro* do desempenho do material adesivo são influenciados pelas características estruturais da dentina, tais como o número e diâmetro dos túbulos dentinários por mm², bem como a quantidade relativa de dentina peritubular e intertubular (Lopes et al., 2009; Lenzi et al., 2003). A dentina profunda possui características bastante distintas da dentina superficial, apresentando propriedades mecânicas significativamente inferiores. Em geral, com o aumento da profundidade aumenta-se a densidade dos túbulos dentinários (Ryou et al., 2011).

Concordando com a literatura (Yoshikawa et al., 1999; Inoue et al., 2003; Pegado et al., 2010; Zhang et al., 2014a; Ting et al., 2015) observa-se na tabela 1, através do teste de Tukey para espessura, que maiores valores de resistência adesiva foram encontrados na dentina superficial em comparação com a profunda. Assim, a hipótese de

nulidade - a profundidade da dentina não resulta em influência significativa na resistência de união a ela – foi rejeitada.

A camada híbrida deveria ser em um cenário ideal, uma barreira eficaz contra a penetração bacteriana e de fluidos. No entanto, alguns estudos relatam que em diversas situações ela pode se apresentar porosa e permeável (Pashley et al., 1991), diminuindo a longevidade das restaurações e levando a menores valores de resistência adesiva (Zhang et al., 2014a). Por isso, alternativas para melhorar a penetração adesiva e sua longevidade clínica estão sendo desenvolvidas e melhoradas, como por exemplo, o tratamento da superfície dentinária através da aplicação do plasma não térmico.

Neste estudo foram avaliadas além das diferentes espessuras de dentina (1 mm e 2 mm), tendo em vista suas particularidades, a aplicação (antes e depois da aplicação do sistema adesivo) do plasma não térmico. Na tabela 3 pode-se observar através do teste de ANOVA 2 fatores que não houve interação entre eles (espessura e aplicação do plasma). Ou seja, o tratamento da superfície dentinária com o PNT, não foi dependente das características estruturais da dentina, não alterando dessa forma a interação com a dentina superficial e com a profunda.

Plasmas não térmico são gases que contêm partículas altamente reativas, incluindo átomos eletronicamente excitados, moléculas e espécies iônicas de radicais livres parcialmente ionizados, enquanto que a fase de gás se mantém a uma temperatura semelhante à temperatura ambiente. Quando utilizado correta e eficazmente, o plasma não térmico é um processo delicado que pode ser usado para alterar as características do topo da camada de superfícies poliméricas, tais como fibras de colágeno nas superfícies de dentina. Se bem sucedido, o tratamento de plasma de superfície dentinária irá evitar a contaminação, lutando ativamente contra infecções bacterianas, e preparar a superfície

dentinária para uma adesão forte e durável para materiais restauradores de resina composta (Ritts et al., 2010).

Considerando que alguns estudos mostram que a aplicação do plasma diminui o ângulo de contato, deixando o substrato com uma maior energia de superfície e hidrofiliabilidade (Koban et al., 2011; Chen et al., 2013; Hirata et al., 2015) Foram avaliados nesse estudo 2 tipos de aplicação do plasma na dentina: um antes do adesivo, com a intenção de verificar se o substrato dentinário ficaria mais ávido a receber o adesivo e outro depois do adesivo e antes da fotopolimerização, na tentativa de promover uma afixação maior do adesivo pela resina. Na Tabela 2 é possível observar pelos resultados do teste de Tukey para o fator tratamento dentinário, que o grupo controle, onde apenas o sistema adesivo foi aplicado, apresentou menores valores de resistência adesiva em relação aos 2 grupos tratados com o plasma. Desta forma, a segunda hipótese de nulidade - o tratamento com plasma não térmico, durante o procedimento restaurador, não resulta em influência significativa na resistência de união à dentina – foi rejeitada. Porém, os dois grupos que receberam tratamento com o PNT não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si. Fica claro pelos resultados obtidos que ocorre uma interação do plasma com a superfície da dentina, que reflete em uma melhora na força de união com o substrato dentinário, no entanto, provavelmente por causa da característica da interação do PNT com a superfície onde é aplicado, não houve influência na resistência adesiva a ordem da aplicação do adesivo, se antes ou após a aplicação do PNT. A literatura sugere que a aplicação do PNT poderia beneficiar a polimerização do adesivo, especialmente na interface dentinária (Zhang et al., 2014b). O PNT contém espécies carregadas, radicais e fótons energéticos capazes de realizar mudanças superficiais específicas. O tratamento com plasmas pode levar a um aumento na energia de superfície e produz características hidrofílicas na superfície de sólidos, devido à remoção de hidrocarbonetos e a introdução de grupos hidroxila

(Ritts et al., 2010; Zhang et al., 2014b; Dong et al., 2013; Lehmann et al., 2013). Isso poderia explicar a não influência na ordem de aplicação plasma/adesivo. Esse estudo concorda com a literatura na obtenção de uma melhor resistência adesiva quando o PNT é aplicado na superfície da dentina, no entanto, há ainda a necessidade de compreensão dessa interação. Ao ser avaliado o padrão de fraturas obtidas nas diversas condições experimentais, não foi possível estabelecer uma comparação que levasse a uma conclusão sobre o modo de ocorrência dessas fraturas. Outro estudo que avaliou o modo de fratura na microtração da dentina tratada com plasma apresentou um padrão semelhante ao desse estudo (Hirata et al., 2015).

As imagens obtidas no microscópio eletrônico de varredura dos espécimes de dentina profunda, em que o plasma foi aplicado, ilustram bem a maior penetração do adesivo, através dos *tags* dentinários, em comparação com o grupo controle (Figura 12), concordando com estudos encontrados na literatura (Lehmann et al., 2013; Dong et al., 2013; Zhang et al., 2014b). Podemos observar também, nas imagens da superfície dentinária ensaiada, que uma maior quantidade de túbulos dentinários permanece obstruída por *tags* de adesivo onde o plasma foi aplicado que nos espécimes dos grupos controle (Figuras 14 e 15), concordando com a literatura onde o aumento da hidrofiliabilidade induz melhores ligações entre os substratos (Chen et al., 2013).

Logo, mais pesquisas laboratoriais são necessárias, no sentido de reforçar os resultados encontrados, buscando novas informações, principalmente quanto à longevidade. É também importante o aprimoramento dos equipamentos de plasma, para tornar possível a criação de um protocolo de utilização visando sua viabilização para a futura aplicação clínica na técnica restauradora.

7 CONCLUSÃO

Tendo em vista as limitações desse estudo, baseado na metodologia proposta e nos resultados obtidos é possível concluir que a aplicação do plasma não térmico é eficaz no aumento da resistência adesiva à dentina:

- a) o PNT melhora significativamente a resistência adesiva à dentina superficial e profunda.
- b) a aplicação do PNT antes ou após a aplicação do adesivo dentinário não interfere na resistência adesiva à dentina.

8 REFERENCIAS*

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):e50–62 doi: 10.1016/j.dental.2009.11.155.

Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998 Jan;14(1):44-50. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641>.

Belli R, Sartori N, Peruchi LD, Guimarães JC, Araújo E, Monteiro S Jr, et al. Slow progression of dentin bond degradation during one-year water storage under simulated pulpal pressure. *J Dent.* 2010 Oct;38(10):802-10. doi: 10.1016/j.jdent.2010.06.012.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963 Jan;66:57-64.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials top enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):49-53. doi: 10.1177/00220345550340060801.

Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998 Nov;14(6):394–8. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0300-5712\(99\)00012-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0300-5712(99)00012-3).

Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine: old wine in new bottles? *J Dent.* 2015 May;43(5):525-36. doi: 10.1016/j.jdent.2015.03.004.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 20 ago 2013; acesso em 25 out 2014]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Chen M, Zhang Y, Dusevich V, Liu Y, Yu Q, Wang Y. Non-thermal atmospheric plasma brush induces HEMA grafting onto dentin collagen. *Dent Mater*. 2014 Dec;30(12):1369-77. doi: 10.1016/j.dental.2014.10.004.

Chen M, Zhang Y, Sky Driver M, Caruso AN, Yu Q, Wang Y. Surface modification of several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. *Dent Mater*. 2013 Aug;29(8):871-80. doi: 10.1016/j.dental.2013.05.002.

Dong X, Ritts AC, Staller C, Yu Q, Chen M, Wang Y. Evaluation of plasma treatment effects on improving adhesive-dentin bonding by using the same tooth controls and varying cross-sectional surface areas. *Eur J Oral Sci*. 2013 Aug;121(4):355-62. doi: 10.1111/eos.12052.

Eckert GJ, Platt AJ. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater*. 2007 Mar;23(3):385–91. PMID: 16540162 [PubMed - indexed for MEDLINE]

Ferrell JR, Galov AS, Gostev VA, Banks BA, Weeks SP, Fulton JA et al. Characterization, properties and applications of nonthermal plasma: a Novel pulsed-based option. *J Biotechnol Biomater*. 2013;3: 155. doi: 10.4172/2155-952X.1000155.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater*. 2004 Sep;20(7):643-54. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2003.08.009>.

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 Jun;40(6):475-84. doi: 10.1016/j.jdent.2012.02.012.

Heinlin J, Isbary G, Stolz W, Morfill G, Landthaler M, Shimizu T, et al. Plasma applications in medicine with a special focus on dermatology. *J Eur Acad Dermatol Venereol*. 2011 Jan;25(1):1–11. doi: 10.1111/j.1468-3083.2010.03702.x.

Hirata R, Teixeira H, Ayres AP, Machado LS, Coelho PG, Thompson VP, et al. Long-term adhesion study of self-etching systems to plasma-treated dentin. *J Adhes Dent*. 2015 Jun;17(3):227-33. doi: 10.3290/j.jad.a34138.

Inoue S, Pereira PN, Kawamoto C, Nakajima M, Koshiro K, Tagami J, et al. Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. *Dent Mater J*. 2003 Mar;22(1):39-47. doi: <http://doi.org/10.4012/dmj22.39>.

Kim GC, Lee HW, Byun JH, Chung J, Jeon YC, Lee JK. Dental applications of low-temperature nonthermal plasmas. *Plasma Process Polym*. 2013 Mar;10(3):199–206. doi: 10.1002/ppap.201200065.

Kim JH, Lee MA, Han GJ, Cho BH. Plasma in dentistry: a review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontol Scand*. 2014 Jan;72(1):1-12. doi: 10.3109/00016357.2013.795660.

Koban I, Duske K, Jablonowski L, Schröder K, Nebe B, Sietmann R, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and osteoblast spreading on dentin in vitro: proof-of-principle. *Plasma Process Polym*. 2011 Oct 21;8(10):975–82. doi: 10.1111/j.1600-051X.2012.01853.x.

Lehmann A, Rueppell A, Schindler A, Zylla IM, Seifert HJ, Nothdurft F et al. Modification of enamel and dentin surfaces by non-thermal atmospheric plasma. *Plasma Process Polym*. 2013 Mar;10(3):262–70. doi: 10.1002/ppap.201200088.

Lenzi TL, Guglielmi Cde A, Arana-Chavez VE, Raggio DP. Tubule density and diameter in coronal dentin from primary and permanent human teeth. *Microsc Microanal*. 2013 Dec;19(6):1445-9. doi: 10.1017/S1431927613012725.

Lisboa DS, Santos SV, Griza S, Rodrigues JL, Faria-e-Silva AL. Dentin deproteinization effect on bond strength of self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res*. 2013 Jan-Feb;27(1):73-5. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-83242013000100013>

Loguercio AD, Muñoz MA, Luque Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent*. 2015 Sep;43(9). doi: 10.1016/j.jdent.2015.04.005.

Lopes MB, Sinhoreti MAC, Gonini Júnior A, Consani S, McCabe JF. Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. *Braz Dent J* 2009;20(4):279-83. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-64402009000400003>

Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Van Ende A, et al. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dent Mater*. 2014 Oct;30(10):1147-53. doi: 10.1016/j.dental.2014.07.006.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982 May;16(2):256-73. [PMID: 7085687]

Pavan S, dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AK. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):258-64. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60134-5.

Pashley DH. Dentin bonding: overview of the substrate with respect to adhesive material. *J Esthet Dent*. 1991 Mar-Apr;3(2):46-50. [PMID: 1888543]

Pegado RE, do Amaral FL, Flório FM, Basting RT. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent*. 2010 Apr;4(2):110-7.

Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Moretto SG, de Freitas PM, Esteves-Oliveira M, de Paula E. C. Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-treated dentin. *Lasers Med Sci*. 2014 Mar;29(2):565-73. doi: 10.1007/s10103-012-1261-6.

Ramos-Oliveira TM, Ramos TM, Garbui BU, Hanashiro FS, de Freitas PM. Adhesion to eroded dentin submitted to different surface treatments. *Braz Dent Sci*. 2014 Oct/Dec;17(4):40-7. doi: 10.14295/bds.2014.v17i4.1029

Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015 Jul;43(7):765-76. doi: 10.1016/j.jdent.2015.04.003.

Ritts AC, Li H, Yu Q, Xu C, Yao X, Hong L, et al. Dentin surface treatment using a non-thermal argon plasma brush for interfacial bonding improvement in composite restoration. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(5): 510–6. doi: 10.1111/j.1600-0722.2010.00761.x.

Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E, et al. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med*. 2011 May;22(5):1127–35. doi: 10.1007/s10856-011-4293-8.

Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile

specimens. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1144–9. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2005.01.020>.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994 Jul;10(4):236-40. [PMID: 7664990]

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):e78-93. doi: 10.1016/j.dental.2009.12.002.

Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998 Jun;14(3):194–201. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(98\)00030-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(98)00030-X)

Scholtanus JD, Ozcan M. Clinical longevity of extensive direct composite restorations in amalgam replacement: up to 3.5 years follow-up. *J Dent.* 2014 Nov;42(11):1404-10. doi: 10.1016/j.jdent.2014.06.008.

Silva MF, Mandarino F, Sassi JF, Menezes M, Centola AL, Nonaka T. Influência do tipo de armazenamento e do método de desinfecção de dentes extraídos sobre a adesão à estrutura dental. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo.* 2006 Mai-Ago;18(2):175-80.

Singh V, Misra A, Marangos O, Park J, Ye Q, Kieweg SL, et al. Viscoelastic and fatigue properties of model methacrylate-based dentin adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 Nov;95(2):283-90 doi: 10.1002/jbm.b.31712.

Srinivasulu S, Vidhya S, Sujatha M, Mahalaxmi S. Effect of collagen cross-linkers on the shear bond strength of a self-etch adhesive system to deep dentin. *J Conserv Dent.* 2013 Mar;16(2):135-8. doi: 10.4103/0972-0707.108194.

Tezvergil-Mutluay A, Agee KA, Hoshika T, Carrilho M, Breschi L, Tjäderhane L, et al. The requirement of zinc and calcium ions for functional MMP activity in demineralized dentin matrices. *Dent Mater.* 2010 Nov;26(11):1059-67. doi: 10.1016/j.dental.2010.07.006.

Ting S, Chowdhury AA, Pan F, Fu J, Sun J, Kakuda S, et al. Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. *Dent Mater J.* 2015;34(2):181-8. doi: 10.4012/dmj.2014-130.

Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater*. 2006 Jun;22(6):533-44. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.010>

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, *et al*. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 May;28(3):215-35. [PMID: 12760693]

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*. 2014 Jul;42(7):800-7. doi: 10.1016/j.jdent.2014.04.012.

Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagamil J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res*. 1999 Apr;78(4):898-905. doi: 10.1016/j.jdent.2014.04.012.

Zhang L, Wang DY, Fan J, Li F, Chen YJ, Chen JH. Stability of bonds made to superficial vs. deep dentin, before and after thermocycling. *Dent Mater*. 2014a Nov;30(11):1245-51 doi: 10.1016/j.dental.2014.08.362.

Zhang Y, Yu Q, Wang Y. Non-thermal atmospheric plasmas in dental restoration: improved resin adhesive penetration. *J Dent*. 2014b Aug;42(8):1033-42. doi: 10.1016/j.jdent.2014.05.005.

ANEXO A – Comprovante de envio do projeto para o comitê de ética

INSTITUTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA CAMPUS SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP 												
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP												
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA												
Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DO EFEITO DO PLASMA NÃO TÉRMICO NA RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA SUPERFICIAL E PROFUNDA												
Pesquisador: Maria Filomena Rocha Lima Huhtala												
Área Temática:												
Versão: 2												
CAAE: 47325415.4.0000.0077												
Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP												
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio												
DADOS DO PARECER												
Número do Parecer: 1.321.516												
Apresentação do Projeto: A ciência do plasma tem sido de particular interesse para os pesquisadores em diversas áreas de conhecimento, desde os anos 90. Sua evolução gerou pesquisas em diversas aplicações, incluindo a esterilização industrial, controle de poluição, a ciência dos polímeros, segurança alimentar e biomedicina. Os dados que demonstram efeitos positivos sobre as células humanas, tais como a citólise de células de cancro, cicatrização de feridas melhorada, angiogênese, e outros, na ausência de efeitos tóxicos, certamente promovem futuras aplicações (Ferrell et. al., 2013). A pesquisa atual concentra-se principalmente sobre os efeitos não térmicos de plasmas, aplicações abaixo do limiar de dano térmico, visam induzir uma resposta específica ou modificação química através da geração de espécies ativas que ou são produzidas no plasma ou no tecido posto em contato com o plasma. Objetivo da Pesquisa: Avaliar, por meio do teste de microtração, a resistência de união a dentina humana, in vitro, tratada com plasma não térmico. Avaliação dos Riscos e Benefícios: Em relação aos riscos, não se aplica. Quanto aos benefícios da pesquisa, Quando utilizados correta e eficazmente, o plasma não térmico é um processo delicado que pode ser usado para alterar as												
<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td colspan="2">Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777</td> <td>CEP: 12.245-000</td> </tr> <tr> <td colspan="2">Bairro: Jardim São Dimas</td> <td></td> </tr> <tr> <td>UF: SP</td> <td>Município: SÃO JOSE DOS CAMPOS</td> <td></td> </tr> <tr> <td>Telefone: (12)3947-9078</td> <td>Fax: (12)3947-9010</td> <td>E-mail: cep@fitec.unesp.br</td> </tr> </table>	Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777		CEP: 12.245-000	Bairro: Jardim São Dimas			UF: SP	Município: SÃO JOSE DOS CAMPOS		Telefone: (12)3947-9078	Fax: (12)3947-9010	E-mail: cep@fitec.unesp.br
Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777		CEP: 12.245-000										
Bairro: Jardim São Dimas												
UF: SP	Município: SÃO JOSE DOS CAMPOS											
Telefone: (12)3947-9078	Fax: (12)3947-9010	E-mail: cep@fitec.unesp.br										

**INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP**



Continuação do Parecer: 1.321.516

características do topo da camada de superfícies poliméricas, tais como fibras de colágeno nas superfícies de dentina. Se bem sucedido, o tratamento de plasma de superfície dentinária irá evitar a contaminação, lutando ativamente contra infecções bacterianas, e preparar a superfície dentinária para uma adesão forte e durável para materiais restauradores de resina composta.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa atual concentra-se principalmente sobre os efeitos não térmicos de plasmas, aplicações abaixo do limiar de dano térmico, visam induzir uma resposta específica ou modificação química através da geração de espécies ativas que ou são produzidas no plasma ou no tecido posto em contato com o plasma. Plasmas não permitem a desinfecção e esterilização eficaz de tecido vivo dentro de segundos, por inativação de bactérias gram-negativas e gram-positivas, fungos, vírus, esporos, vários parasitas e organismos patogênicos ou estrangeiros. Uma vantagem da sua forma gasosa é a possibilidade de penetrar mesmo em superfícies não homogêneas, cavidades e fissuras até a escala micrômetros, onde o fluido tradicional ou técnicas químicas falham. Outra grande vantagem do tratamento por plasma é a aplicação auto esterilizante sem dor, não-invasiva, que oferece a possibilidade de entrega de droga a nível molecular.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentado Declaração de Doação do material que será pesquisado.

Recomendações:

A pesquisadora deverá atentar para o envio de relatório semestral ou anual, de acordo com seu cronograma de execução de atividades. A não observância acarretará na não análise de novas submissões.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado acata o parecer da relatora.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_550374.pdf	16/09/2015 14:37:52		Aceito

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777	
Bairro: Jardim São Dimas	CEP: 12.245-000
UF: SP	Município: SÃO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078	Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph@ftec.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 1.321.516

Declaração de Pesquisadores	Declaracao_doacao.png	16/09/2015 14:37:19	Maria Filomena Rocha Lima Huhtala	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Detalhado.docx	16/09/2015 14:35:52	Maria Filomena Rocha Lima Huhtala	Aceito
Folha de Rosto	Folha de rosto.pdf	08/07/2015 12:03:07		Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO JOSE DOS CAMPOS, 13 de Novembro de 2015

Assinado por:
Denise Nicodemo
(Coordenador)

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: caphi@fbcj.unesp.br

ANEXO B - Declaração de doação dos molares



DECLARAÇÃO

Declaro, para os fins que se fizerem necessários, que os 60 dentes molares humanos recolhidos com a finalidade de pesquisa, para trabalho de Dissertação do aluno **Lucas Teixeira Franco**, foram extraídos de pacientes atendidos no ambulatório da Clínica de Cirurgia do Instituto de Ciências e Tecnologia da UNESP - Campus de São José dos Campos, por motivos periodontais e que seriam descartados após a extração, caso não fossem de utilidade para os referidos alunos.

Declaro, ainda, ter sido solicitado e obtido o consentimento esclarecido do paciente quanto à doação do material para pesquisa científica.

São José dos Campos, 15 de setembro de 2015.


Prof. Adj. **Maria Aparecida Neves Jardim**
Chefe de Departamento