UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MARIA ANGÉLICA SILVÉRIO AGULHARI

**Comparação da resistência de união de diferentes superfícies
dentinárias na obtenção dos espécimes para microtração**

BAURU
2015

MARIA ANGÉLICA SILVÉRIO AGULHARI

**Comparação da resistência de união de diferentes superfícies
dentinárias na obtenção dos espécimes para microtração**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística.

Orientador: Profa. Dra. Maria Teresa Atta

Versão corrigida

BAURU
2015

Ag95c Agulhari, Maria Angélica Silvério
Comparação da resistência de união de
diferentes superfícies dentinárias na obtenção dos
espécimes para microtração/ Maria Angélica Silvério
Agulhari. – Bauru, 2015.

96 p. : il. ; 31 cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Profa. Dra. Maria Teresa Atta

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiantes e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
CAAE: 24104113.9.0000.5417
Data: 27/11/2013

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família.

Ao meu esposo, **Ricardo**, meu porto seguro, sempre me apoiou e incentivou durante esses dois anos. Definitivamente sem o seu companheirismo tudo seria mais difícil. Te amo ainda mais.

A meus pais, **Roseli e Laerte**, que me ensinaram a nunca desistir dos meus sonhos e sempre fizeram o possível e o impossível para me ajudar a torná-los realidade. Vocês são minha inspiração. A vocês o meu amor incondicional.

Ao meu irmão, **Mário**, amigo para todas as horas e situações. Amo você.

AGRADECIMENTOS

À Deus

Por me dar o dom da vida, família e amigos maravilhosos. Sinto Sua presença todos os dias, me iluminado, colocando em meu caminho pessoas especiais com quem sempre posso contar. Por me dar forças para superar as dificuldades e realizar meus sonhos.

Ao meu esposo, Ricardo.

Presente de Deus na minha vida. Seu incentivo, companheirismo, compreensão e amor foram indispensáveis para esta conquista. Sem o seu apoio tudo seria mais difícil. Você me ensinou a ser mais segura, a defender minhas opiniões e tomar decisões. Dia a dia fui aprendendo a te admirar e amar cada vez mais. Você não mede esforços para me alegrar, espero te fazer feliz como você me faz e, envelhecer ao seu lado te amando cada dia mais.

Aos meus pais,

Que não mediram esforços para que eu conseguisse concretizar todos os meus sonhos. Que muitas vezes deixaram de lado os próprios desejos para que os meus fossem realizados. Que enfrentaram muitas dificuldades em benefício da felicidade dos filhos. À minha mãe, ***Roseli***, exemplo de bondade e caridade, não mede esforços para ajudar a quem precisa. Me ensinou e ensina a ser, cada dia, uma pessoa melhor. Mãe e acima de tudo melhor amiga, te amo muito. Ao meu pai, ***Laerte***, exemplo de caráter, responsabilidade, seriedade e dedicação. Com você aprendi que todos os sonhos são possíveis, só precisamos nos dedicar e trabalhar para torná-los realidade. Te amo. Tudo o que conquistei devo a vocês, por mais que eu tente, jamais conseguirei retribuir toda dedicação e amor. Vocês são e sempre serão meus exemplos para a vida.

Ao meu irmão, Mário,

Amigo para todas as horas e situações, sejam boas ou não. Você é muito especial, obrigada por todo o carinho, amizade, e apoio. Saiba que você pode sempre contar comigo, a Tata te ama.

Aos meus avós,

Paternos, ***Nilma*** e ***Pedro*** e maternos, ***Iselde*** e ***Durvalino*** (*in memoriam*) obrigada por todo carinho e apoio. Em especial à avó e madrinha ***Iselde***, sempre preocupada com meus afazeres, com minhas angustias e com os problemas que surgiram, e não foram poucos. Hoje não há espaço para preocupação e sim para alegria que quero compartilhar com você. Muito obrigada por toda dedicação, carinho, ajuda e orações. E ao meu avô e padrinho ***Durvalino***, carinhosamente chamado por todos de vô ***Tito***, que, infelizmente, não pode mais estar presente fisicamente, mas sinto sua presença, e sei que, onde quer que esteja, está feliz por mais esta conquista.

Aos meus sogros,

Sueli e José, por todo apoio, carinho e incentivo. Obrigada por me adotarem como filha. Tenho muita sorte em tê-los como parte da família. Me sinto honrada em dizer que na verdade não tenho sogro e sogra e sim mais um pai e uma mãe.

Ao meu cunhado, Cristiano,

Da mesma forma que adotei seus pais como meus, adotei você como irmão. Obrigada por todo incentivo e carinho, você é uma pessoa muito especial.

À minha cunhada, Alita, obrigada por todo carinho.

A todos meus familiares Polato Silvério e Agulhari

Em especial àqueles que estão presentes em todos os momentos, sejam eles felizes ou não. ***Aos tios Beto e Luiza, Reinaldo e Izabel, Antônio e Severina, Roberto e Sandra, Jurandir e Izabel, Sandra e Eliseu***, o carinho, incentivo e apoio de vocês, estivessem perto ou longe, foram fundamentais.

Aos primos, ***Matheus, Francine, Maria Eduarda, Julia, Juliana, Juliano, Pedro, Luciana, Giovana, Alex*** (adotado pela família), vocês foram os responsáveis por sorrisos em momentos de tristeza, meu orgulho muito da nossa união e amizade. Amo todos vocês.

Juliana, o que dizer sobre você, muito mais que uma prima, uma irmã e amiga com quem pude e posso compartilhar todos os meus medos, ansiedades, fragilidades e conquistas. Você é muito especial.

Maria Eduarda, talvez, agora você nem entenda o que está acontecendo, mas quero saiba que o amor que eu sinto por você não cabe dentro de mim. Você é um presente que Deus enviou para alegrar nossas vidas.

Aos amigos do Grupo Esperança,

Rita, Ribeiro, Juliane, Pedro, Gisele, Juliano, Andréa, Reinaldo, Elaine, Rogério, Camila e Marcelo, obrigada pelas orações e por todo o carinho.

A todos os colegas da faculdade,

Em especial à **Maria Fernanda** e a **Mônica**, muito obrigada pelo carinho, mesmo estando longe vocês se fazem presentes. Vocês são muito especiais.

Aos colegas da turma de mestrado,

Adriana e Ana Luísa, Camila, Fábio, Letícia, Lígia, Luara, Marina, Marlyní, Martha, Melody e Tamires, obrigada pela amizade, pelas experiências compartilhadas, aprendi muito com todos vocês.

À dupla de clínica e amiga para todas as horas, **Tamires**, obrigada pela paciência durante esses dois anos. Você é uma pessoa muito especial, sempre disposta a ajudar, sem se importar com horário ou o local e, principalmente, sem esperar nada em troca. Nos momentos felizes você estava ao meu lado, compartilhando alegrias e conquistas e, nos momentos mais difíceis, quando nada dava certo, você também se fez presente, trazendo palavras de conforto, ajudando a encontrar soluções, me incentivando a continuar. Juntas compartilhamos experiências e crescemos pessoal e profissionalmente. Muito obrigada por fazer parte da minha vida.

À **Marina**, sempre disposta a ajudar a quem precisasse, obrigada pela paciência ao me ensinar a usar a Instron e por todo apoio na etapa final do mestrado.

À **Letícia**, exemplo de dedicação, uma pessoa muito especial e iluminada, tenho certeza que você terá muito sucesso. Obrigada por toda ajuda.

À **Adriana**, exemplo de determinação e força de vontade. Dri obrigada por toda ajuda e, por nos presentear com uma sobrinha tão linda como a **Ana Luísa**.

Aos colegas do doutorado,

Pelo apoio, pelas dicas e ensinamentos, muito obrigada!

Carlos, muito obrigada pelas dicas clínicas e fotográficas e pela paciência ao me ensinar a metodologia do trabalho e por me incentivar a prosseguir com meus estudos.

Aos colegas do mestrado 2014,

Alfredo, Ana Paula, Cassiane e Mayara, por todo carinho e ajuda.

Às turmas do curso de odontologia,

Em especial a turma **LII**, tive o prazer de acompanhá-los durante o primeiro e segundo anos, vocês são muito especiais, obrigada por permitirem que eu participasse da formação de vocês. Ao ajudá-los e ensiná-los, na verdade fui eu quem mais aprendeu! Vocês ficarão para sempre na minha memória e coração. Desejo, a todos vocês, muito sucesso.

Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos, **Prof. Dr. Paulo Francisconi e Profª. Drª. Ana Flávia Borges**, por todo ensinamento, e por compartilhar conosco o departamento de materiais, que por muitas vezes, se tornou extensão das nossas casas.

Aos professores do Departamento de Dentística: **Prof. Dr. Adilson Yoshio Furuse, Prof. Dr. Aquira Ishikiriama, Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone, Prof. Dr. Eduardo Batista Franco, Prof. Dr. José Carlos Pereira, Prof. Dr. José Mondelli, Prof^ª. Dr.^a Juliana Fraga Soares Bombonatti, Prof^ª. Dr.^a Linda Wang, Prof^ª. Dr.^a Maria Fidela de Lima Navarro, Prof^ª. Dr.^a Maria Teresa Atta, Prof^ª., Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli, Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama**, cada um de vocês contribuiu de forma significativa para minha formação, todos os conselhos, dicas e críticas construtivas foram essenciais para o meu crescimento profissional.

Em especial, **à Prof^ª. Dr.^a Maria Teresa Atta**,

Mais que uma orientadora, uma mãe e amiga. Obrigada por transmitir conhecimentos valiosos que vão além dos fundamentos teóricos. O amor, a dedicação e o comprometimento com o ensino são valores que vou levar por toda a vida. Sempre muito correta, dedicada e, de forma delicada, foi me guiando na execução do trabalho, me tornando mais objetiva e fazendo com que os resultados fossem obtidos naturalmente. Você é uma pessoa iluminada, exemplo de ser humano e docente a ser seguido. Agradeço profundamente por não me deixar desistir de continuar no meio acadêmico, suas palavras generosas de incentivo reacenderam a vontade de persistir nesta caminhada. Obrigada por toda a paciência, disponibilidade, generosidade, ensinamentos, confiança, amizade e críticas, sempre construtivas, visando o meu desenvolvimento profissional.

Ao Prof. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama, por me mostrar, ainda quando eu estava no 4º ano da faculdade, como a Dentística é fascinante. Você pode não saber, mas foi um dos principais responsáveis por eu escolher a Dentística como área de atuação. Seus conselhos e dicas clínicas foram e são extremamente valiosos para a minha formação.

À Profª. Drª. Linda Wang, seus conselhos, dicas e e-mails foram fundamentais no nosso processo de formação. Obrigada pela amizade, carinho, confiança e incentivo para prosseguir com meus estudos. Te admiro profundamente como pessoa e profissional, se temos um curso de excelência muito se deve a sua dedicação e competência.

À Profª. Drª. Ana Flávia Borges, obrigada pela confiança e amizade, as trocas de experiências e o tempo que convivemos, principalmente na clínica do segundo ano, foi importantíssimo para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao prof. **Dr. Heitor Marques Honório**, por toda ajuda e pela realização da estatística dessa pesquisa.

Aos funcionários do departamento de Dentística e Materiais Odontológicos **Audria, Charlene, Elísio, Ligia, Natália, Nelson, Rita, Zuleica, Alcides e Sandra**. Obrigada pela disposição em ajudar e facilitar nossas vidas. Sem o apoio de vocês tudo seria mais difícil.

Ao **Edimauro**, pela disponibilidade em realizar a microscopia.

Às funcionárias da pós graduação, **Léticia, Hebe, Cleusa, Leila, Eliane, Fátima, Margareth**, pela disponibilidade e ajuda.

Aos funcionários do setor de Dentística do Centrinho, **Aparício, Lilian, Naiara e Nádia**, Em especial à **Nádia**, você sempre me incentivou a seguir carreira acadêmica, mesmo eu achando que não era meu perfil. Obrigada por toda ajuda, carinho e incentivo, Você é muito especial.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

Ao **Prof. Dr. Marco Antonio Zago** digníssimo reitor da Universidade de São Paulo.

Ao **Prof. Dr. Ignacio Maria Poveda Velasco**, secretário Geral da Universidade de São Paulo.

À **Prof^a. Dr^a. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**, diretora da Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

Ao **Prof. Dr. Guilherme dos Reis Pereira Janson**, presidente da comissão da pós graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

“Só existem dois dias no ano que nada pode ser feito. Um se chama ontem e o outro se chama amanhã, portanto hoje é o dia certo para amar, acreditar, fazer e principalmente viver.”

Dalai Lama

RESUMO

Com intuito de aumentar a longevidade das restaurações, diversos sistemas adesivos são disponibilizados no mercado e, com isso, muitos estudos são conduzidos, dentre eles, a resistência de união desses sistemas. A maioria dos trabalhos utiliza o teste de microtração. Este teste permite a avaliação de diferentes superfícies, gerando variedade nos resultados obtidos e dificultando a comparação de dados. Este estudo teve como objetivo comparar os valores de resistência de união para as diferentes superfícies de dentina utilizadas em testes de microtração (dentina planificada e dentina de paredes cavitárias, com túbulos dentinários dispostos predominantemente paralelos ou perpendiculares à interface adesiva). Foram utilizados 80 terceiros molares humanos, divididos aleatoriamente em 4 grupos e 2 subgrupos, de acordo com a superfície dentinária de obtenção dos espécimes e do sistema adesivo utilizado: G1 (PO)– planificação da face oclusal (baixo fator C); G2 (PV)– planificação da face vestibular (baixo fator C); G3 – (CP) face pulpar de preparo cavitário oclusal (alto fator C); G4 – (CV) face vestibular de preparo oclusal (alto fator C). Dois diferentes sistemas adesivos foram utilizados: convencional de 3 passos Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE) e o autocondicionante de 2 passos Clearfil SE Bond (kuraray), resultando em 8 subgrupos (n=10): POSMp; POCf; PVSMp; PVCf; CPSMp; CPCf; CVSMp; CVCf. A resina composta (Filtek Z250 A3) foi inserida em dois incrementos horizontais. Após 48 horas, os dentes foram seccionados com disco diamantado para a obtenção dos palitos com área de seção transversal de $\pm 0,8\text{mm}$. Uma fatia de cada subgrupo foi separada para análise em MEV. Os espécimes foram fixados ao dispositivo de microtração tipo Bencor multi T adaptado à máquina de ensaios universal Instron. Uma força de tração com velocidade de $0,5\text{ mm/min}$ utilizando uma célula de carga de 500N foi aplicada. As superfícies fraturadas foram analisadas em Esteromicroscópio LeicaMZ6 para identificar e classificar o tipo de fratura. Os resultados foram submetidos ao teste ANOVA a 2 critérios e ao teste de Tukey com nível de significância de 5%, para cada tipo de adesivo. Os valores médios ($\text{MPa} \pm \text{dp}$) foram: POSMp: 44.51 ± 9.28 ; PVSMp: 56.75 ± 6.58 ; CPSMp: 27.88 ± 5.71 ; CVSMp: 32.54 ± 6.11 ; POCf: 48.34 ± 8.09 ; PVCf: 52.51 ± 10.18 ; CPCf: 23.06 ± 5.93 ; CVCf: 31.35 ± 4.03 . Houve diferença estatisticamente significativa para o tipo de preparo ($p < 0.01$ para ambos adesivos) e para a orientação dos túbulos

dentinários ($p < 0,001$ para o Scotchbond Multipurpose e $p = 0.012$ para o Clearfil SE Bond).. Concluiu-se, portanto, que os espécimes obtidos a partir de cavidades apresentaram redução nos valores de resistência de união e a orientação paralela dos túbulos em relação à interface adesiva aumentou os valores de resistência de união à microtração.

Palavras-chave: Resistência à tração. Preparo da cavidade dentária. Adesivos dentinários. Dentina.

ABSTRACT

Effect of different dentin surfaces on the microtensile bond strength values

Microtensile test is usually used to evaluate bond strength values and can be affected by several factors resulting in a diversity of values which makes it difficult to compare data. Flat surfaces dentin are used in most studies. However, specimens from a tooth cavity preparation can be a more realistic model. The aim of this study was to compare μ TBS values of dentin flat surfaces (low C factor) and dentin from cavity preparations (high C factor) and its relation with the direction of the dentin tubules. Eighty extracted caries-free human molars were assigned into 4 groups: OF (occlusal flat surface specimens – low C factor); BF (buccal flat surface specimens – low C factor); PC (pulp surface of cavity preparations specimens – high C factor) and BC (buccal surface of cavity preparations specimens – high C factor). Each group was divided into 2 subgroups according to the adhesive system – Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE) or Clearfil SE Bond (Kuraray), resulting in 8 groups (n=10): OFSMp; OFCf; BFSMp; BFCf; PCSMp; PCCf; BCSMp and BCCf. Two horizontal increments of Filtek Z250 resin were used to restore the teeth. After 48 hours storage, the specimens were sectioned into 0.8 mm beams with diamond disc for microtensile test and submitted to a tensile force in a Universal Testing Machine (Instron) at 0.5mm/min. One slice of each subgroup was randomly selected for MEV. Mean values (MPa $\pm$ sd) were OFSMp: 44.51 $\pm$ 9.28; BFSMp: 56.75 $\pm$ 6.58; PCSMp: 27.88 $\pm$ 5.71; BCSMp: 32.54 $\pm$ 6.11; OFCf: 48.34 $\pm$ 8.09; BFCf: 52.51 $\pm$ 10.18; PCCf: 23.06 $\pm$ 5.93; BCCf: 31.35 $\pm$ 4.03. Data were statistically analyzed by two-way ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05$) for each adhesive. The adhesive failures were predominant in all groups. It can be concluded that the microtensile bond strength was influenced by the type of dentin surface and tubules orientation. The specimens obtained from cavity preparations showed reduced μ TBS ($p < 0.01$). Parallel tubules orientation showed a statistically significant increase of μ TBS ($p < 0.001$ for Scotchbond Multipurpose and $p = 0.012$ for Clearfil SE Bond).

Key words: Tensile Strength. Dental Cavity Preparation. Dentin-Bonding Agents. Dentin.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Preparo do grupo PO	50
Figura 2 - Preparo do grupo PV.....	50
Figura 3 - Preparo do grupo CP	51
Figura 4 - Preparo do grupo CV	52
Figura 5 - Procedimento adesivo - SMp	53
Figura 6 - Procedimento adesivo – Cf	53
Figura 7 - Inserção da resina composta	54
Figura 8 - Inserção da resina composta na face vestibular do grupo CV	55
Figura 9 - Seccionamento para microtração.....	56
Figura 10 - Teste de microtração.....	56
Figura 11 - Imagem do gráfico gerado pelo software com os valores de resistência de união em Mpa por espécime	57
Figura 12 - Preparo para análise em MEV a	58
Figura 13 - Preparo para análise em MEV b	59
Figura 14 - Imagens da interface adesiva obtidas em MEV	67
Figura 15 - Imagens das diferentes orientações tubulares obtidas em MEV	67

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Médias (Mpa) da resistência de união para os diferentes grupos	64
Gráfico 2 - Porcentagem, segundo o tipo de fratura, para os diferentes grupos do adesivo SMp.....	65
Gráfico 3 - Porcentagem, segundo o tipo de fratura, para os diferentes grupos do adesivo Cf	65

LISTA DE QUADROS E TABELAS

- QUADROS

Quadro 1 - Materiais utilizados.....	47
---	----

- TABELAS

Tabela 1 - Média e dp da resistência de união para os diferentes grupos do adesivo Clearfil SE Bond – Kuraray (valores em Mpa)	63
Tabela 2 - Média e dp da resistência de união para os diferentes grupos do adesivo Scotchbond Multipurpose – 3M ESPE (valores em Mpa)	63
Tabela 3 - Porcentagem dos tipos de fratura para os diferentes grupos.....	66

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

%	Porcentagem
<	Menor
=	Igual
±	Mais ou menos
μ TBS	<i>microtensil bond strength</i>
ANOVA	Análise de variância
Bis-GMA	Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato
Bis-EMA	bisfenol A polietileno glicol diéterdimetacrilato
Cf	Clearfil SE Bond
dp	Desvio padrão
EDMAB	Difeniliodôniohexafluorofosfato, Etil 4-dimetil aminobenzoato
HCL	Ácido clorídrico
HEMA	2 – hidroxietil metacrilato
MDP	10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
MMPs	Metaloproteinase(s) da Matriz
MPa	Megapascal
mw/cm ²	Miliwatts por centímetro quadrado
N	Newton
n	Número amostral
η	Normalidade
p	Nível de significância
s	Segundos
sd	Standard deviation
SMp	Scotchbond Multipurpose
TEG-DMA	Dimetacrilato de trietilenoglicol
UDMA	Diuretanodimetacrilato
x	Veze

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	25
2.1	ADESÃO.....	27
2.2	TESTE DE MICROTRAÇÃO PARA AVALIAR A RESISTÊNCIA DE UNIÃO	33
2.3	FATORES QUE INTERFEREM NOS VALORES DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO	37
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	45
4.1	MATERIAIS UTILIZADOS	47
4.2	PREPARO DOS ESPÉCIMES.....	48
4.2.1	Obtenção dos Dentes Humanos.....	48
4.2.2	Delineamento Experimental.....	49
4.2.3	Preparo dos Dentes.....	50
4.2.4	Procedimento Adesivo e Inserção da Resina Composta.....	52
4.2.5	Preparo dos Espécimes para o Teste de Microtração.....	55
4.2.6	Análise do Tipo de Fratura	57
4.2.7	Preparo do espécime para Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura	57
4.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	59
5	RESULTADOS	61
5.1	RESISTÊNCIA DE UNIÃO	63
5.2	TIPO DE FRATURA	64
5.3	ANÁLISE EM MEV	66
6	DISCUSSÃO	69
7	CONCLUSÕES	79
	REFERÊNCIAS	83

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Diferentes sistemas adesivos são lançados no mercado com o intuito de minimizar falhas, diminuir os passos operacionais, além de melhorar a resistência de união promovendo restaurações mais duráveis. Diante dessa diversidade de produtos, muitos estudos são conduzidos para verificar a resistência de união dos adesivos disponíveis (OGATA et al., 2001; VAN MEERBEEK et al., 2003). De acordo com Van Meerbeek et al. (2003), os estudos de resistência de união, na maioria das vezes laboratoriais, conseguem avaliar a efetividade do sistema adesivo, pois quanto maior a resistência de união do adesivo, maior a capacidade desse sistema em suportar as diversas tensões quando em função no ambiente bucal e maior sua longevidade clínica. Dessa forma, os testes laboratoriais irão conduzir o clínico na seleção do material.

Um teste *in vitro* muito utilizado para esse fim é o teste de tração, que consiste em aplicar uma força perpendicular à interface adesiva (SANO et al., 1994; GARCIA et al., 2002). O teste de tração convencional utiliza espécimes com interface adesiva de 7 a 12 mm² e resulta em baixos valores de resistência de união e numerosas fraturas coesivas (PASHLEY et al., 1999). A validade dos seus resultados é muito questionada devido à distribuição irregular de estresse na interface adesiva (BRAGA et al., 2010). Em 1994, Sano et al., demonstrou uma relação inversamente proporcional entre área da interface adesiva e a resistência de união, sendo os valores mais elevados à medida que a área adesiva diminui. Esse estudo promoveu uma modificação no teste de tração, que foi denominado de teste de microtração, e tornou possível avaliar pequenas áreas, permitindo a obtenção de vários espécimes de um mesmo dente (CARVALHO et al., 1994; SANO et al., 1994; SCHERRER; CESAR; SWAIN, 2010; FERREIRA et al., 2011).

Com a utilização do teste de microtração, houve uma diminuição do número de fraturas coesivas no substrato, pois áreas menores contêm menos defeitos estruturais, com isso há a possibilidade de uma análise mais próxima da resistência de união entre material e dentina (SANO et al., 1994; PASHLEY et al., 1995b; GARCIA et al., 2002; MÜNCHOW et al., 2013).

No entanto, não há uma padronização na metodologia dos testes e uma grande variedade nos resultados é obtida (VAN MEERBEEK et al., 2003; FERREIRA

et al., 2011; SODERHOLM; GERALDELI; SHEN, 2012). Essa discrepância nos resultados foi bem demonstrada por Scherrer, Cesar e Swain (2010) que, através de uma revisão de diversos estudos, puderam observar um grande desvio padrão para as médias de resistência de união de um mesmo sistema adesivo. As diferenças encontradas, tanto para a metodologia quanto para os valores de resistência de união, dificultam a comparação de resultados e produtos.

Um fator importante que pode interferir na resistência de união são as tensões geradas durante a contração de polimerização. Quanto maior o fator de configuração cavitária (fator C), maior é a tensão de contração gerada na interface adesiva e menores são os valores de resistência de união (DOS SANTOS et al., 2009). Muitos estudos utilizam dentes com superfície planificada e reconstruída com resina, o que implica em um baixo fator C, incomum em situações clínicas, onde realizamos restaurações de cavidades, portanto, com fator C mais elevado (DE MUNCK et al., 2006; MARQUES et al., 2009; BAKHSH et al., 2013). Geralmente os valores de resistência de união em superfície plana são mais altos do que aqueles obtidos em superfícies de cavidades (YOSHIKAWA et al., 1999; ARMSTRONG; KELLER; BOYER, 2001; EL-SAHN et al., 2011; VAN ENDE et al., 2012; ISAAC et al., 2013; EL-DAMANHOURY; GAINANTZOPOULOU, 2015).

Devido a isso, há uma tendência de se obter os espécimes para microtração por meio de confecção de cavidades, restauração com resina composta e posterior secção para obtenção dos “palitos” (LOGUERCIO; REIS; BALLESTER, 2004; NIKOLAENKO et al., 2004; BELL; DONMEZ; ESKITASCIOGLU, 2006; PONGPRUEKSA; KUPHASUK; SENAWONGSE, 2007; SAMPAIO et al., 2011; BAKHSH et al., 2013; ISAAC et al., 2013; EL-DAMANHOURY; GAINANTZOPOULOU, 2015). Ao avaliarmos a resistência de união de um sistema adesivo em diferentes paredes cavitárias de um preparo temos um modelo mais real (CARVALHO et al., 1994; PURK et al., 2004) e podemos obter valores de resistência de união mais próximos aos valores clínicos (DOS SANTOS et al., 2004; NIKOLAENKO et al., 2004).

É importante ressaltar que fatores relacionados ao substrato, como grau de mineralização, idade, profundidade, umidade, entre outros, também podem interferir nos valores de resistência de união (PASHLEY, et al., 1995a; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; OGATA et al., 2001; DOS SANTOS et al., 2004; CAVALCANTI et al., 2010; PERDIGAO, 2010).

Quanto maior a profundidade da dentina, maior a densidade e o diâmetro dos túbulos dentinários e, conseqüentemente, maior a umidade. Com isso, menores valores de resistência de união são encontrados em dentina profunda (INOUE et al., 2003). Outro fator relacionado ao substrato é a orientação dos túbulos dentinários. Em uma cavidade Classe I simples, os túbulos são cortados, predominantemente, no sentido perpendicular na parede pulpar, enquanto nas paredes laterais eles se apresentam praticamente paralelos e essa diferença estrutural pode influenciar os valores de resistência de união (OGATA et al., 2001; SIRISHA et al., 2014).

Sendo assim, este estudo verificou a interferência de fatores biomecânicos (orientação dos túbulos dentinários e fator de configuração cavitária) na resistência de união entre dentina e resina composta, fornecendo resultados mais próximos aos encontrados na clínica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão, a revisão de literatura será dividida em três tópicos: Adesão, Teste de microtração para avaliar a resistência de união e Fatores que interferem nos valores de resistência de união.

2.1 ADESÃO

A constante evolução dos sistemas adesivos tem revolucionado a Odontologia Restauradora. Procedimentos restauradores mais conservadores, sejam eles diretos ou indiretos, só se tornaram possíveis devido ao desenvolvimento de técnicas e materiais capazes de se unirem aos tecidos dentários. A possibilidade de realizar restaurações dispensando desgastes adicionais para confecção de retenções, juntamente com a evolução dos conceitos de prevenção, permitiu o desenvolvimento da filosofia de uma Odontologia mais conservadora (TYAS et al., 2000; FRENCKEN et al., 2012). Graças à obtenção de uma união satisfatória do material restaurador ao substrato dentário, observa-se uma ampla indicação de procedimentos restauradores adesivos tanto em áreas anteriores, onde o fator estético é primordial, como em dentes posteriores.

Em Odontologia, a adesão pode ser definida como um processo através do qual um material restaurador é unido aos substratos dentários. Essa união é conseguida pela aplicação de um agente intermediário denominado adesivo (CARVALHO, 2004).

O desenvolvimento de sistemas adesivos capazes de unir resinas compostas ao substrato dentário tem desafiado os cientistas. Buonocore (1955) foi o primeiro autor a relatar um aumento na retenção das restaurações ao condicionar o esmalte dentário com um ácido, o fosfórico a 85%. Poucas mudanças ocorreram na adesão ao esmalte desde que o condicionamento ácido foi instituído por Buonocore. No esmalte condicionado, geralmente com ácido fosfórico a 37%, ocorre a formação de microporosidades e aumento da energia de superfície, o que melhora o molhamento desse substrato e, conseqüentemente, a infiltração do adesivo. As microporosidades aumentam a área de superfície adesiva, permitindo maior infiltração por monômeros resinosos, que, após serem polimerizados, formam “tags”, estabelecendo uma

retenção micromecânica (BUONOCORE, 1955; BUONOCORE, 1963; GWINNETT; MATSUI, 1967; VAN MEERBEEK et al., 2003).

Já em dentina este processo é mais complexo, principalmente devido à sua composição, pois apresenta um menor conteúdo mineral. Cerca de 50% do volume da dentina é mineralizado com cristais de hidroxiapatita (MJOR; TRONSTAD, 1972). A dentina é composta por maior quantidade de matéria orgânica e, além disso, é penetrada por uma malha densa de canalículos, denominados túbulos dentinários que resultam na presença de umidade (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; SHONO et al., 1999; CAVALCANTI et al., 2010; TJADERHANE et al., 2013; TJADERHANE, 2015).

Alguns autores afirmavam que a presença de detritos formados durante a instrumentação do dente era prejudicial à adesão em dentina. Essa camada de debris, constituída por fragmentos de dentina, restos de matéria orgânica e inorgânica, saliva e bactérias, fica depositada sobre a dentina e é denominada de *smear layer*. Quando esses detritos penetram nos túbulos são chamados de *smear plug*. A presença desses componentes diminui a permeabilidade dentinária, e, segundo alguns autores, afeta negativamente a união em dentina (EICK et al., 1970; PASHLEY; CARVALHO, 1997). Em 1974, Brännström e Johnson, sugeriram que o tratamento da superfície dentinária com soluções capazes de solubilizar a *smear layer*, limpar e expor a dentina e os túbulos dentinários subjacentes melhoraria a permeabilidade dentinária e infiltração dos agentes resinosos. E, em 1979, Fusayma et al. observaram que o condicionamento total com ácido fosfórico foi capaz de melhorar a adesão.

No entanto, apenas em 1982, foi conseguida adesão suficiente em dentina, pela incorporação de monômeros hidrofílicos aos sistemas adesivos capazes de penetrar na estrutura de dentina desmineralizada. O processo de adesão em dentina foi elucidado e descrito por Nakabayashi através do mecanismo de formação da camada híbrida, que nada mais é que uma camada composta pelas fibrilas de colágeno da dentina desmineralizadas permeadas pelo sistema adesivo (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982).

A dentina é um substrato heterogêneo, o que torna a técnica adesiva crítica e sujeita a falhas (SODERHOLM, 1995), com isso, o processo adesivo em dentina, é amplamente estudado e diferentes sistemas são lançados no mercado com o intuito

de minimizar falhas operacionais, diminuindo o número de passos clínicos além de melhorar a resistência adesiva promovendo restaurações mais duráveis.

Para facilitar o entendimento didático, foi proposta uma classificação quanto ao tratamento da *smear layer* associado ao número de passos clínicos necessários para aplicação do sistema (VAN MEERBEEK et al., 2003; CARVALHO, 2004; SILVA E SOUZA et al., 2010). De forma geral, os sistemas adesivos são compostos pelo ácido, primer e adesivo. Esses componentes podem estar associados ou não, o que os diferencia e permite classificá-los em convencionais (dois ou três passos) ou autocondicionantes (dois passos ou passo único).

O ácido, como já explicado, é responsável pelo aumento de energia de superfície, criação de microporosidades no esmalte e exposição das fibrilas de colágeno em dentina. O primer é uma solução de monômeros resinosos hidrofílicos, diluídos em solventes orgânicos, que podem ou não conter água, e que permite a infiltração do sistema adesivo por entre as fibrilas de colágeno, criando uma via de infiltração para o adesivo. O adesivo é constituído por monômeros hidrofóbicos que infiltram nas microporosidades do esmalte e nos espaços interfibrilares da dentina.

Se o sistema adesivo requer uma etapa de condicionamento ácido separada é denominado sistema adesivo convencional, podendo ser de 3 ou 2 passos. O sistema adesivo convencional de 3 passos é composto por ácido, primer e adesivo em frascos e etapas separadas. Devido ao maior número de passos operatórios, essa é uma técnica mais sensível, exigindo do profissional maior cuidado e controle durante a realização de todas as etapas. Com o intuito de simplificar a técnica, houve uma redução no número de passos, de 3 para 2, no qual o primer e adesivo estão presentes no mesmo frasco e constituem uma única etapa (VAN MEERBEEK et al., 2003; CARVALHO, 2004; SILVA E SOUZA et al., 2010).

Nos sistemas adesivos convencionais, de 3 ou 2 passos, há a necessidade do condicionamento com ácido fosfórico por 15 segundos em dentina e 30 segundos em esmalte. O condicionamento ácido em dentina solubiliza a *smear layer*, aumenta o diâmetro dos túbulos dentinários e, principalmente, expõe a rede de fibrilas de colágeno. Em seguida, a dentina deve ser lavada abundantemente durante pelo menos 20 segundos para remoção completa dos subprodutos da reação e do mineral solubilizado. Esse processo de lavagem é importante também por manter a umidade da superfície e evitar o colapso das fibrilas de colágeno que se encontram

sem o suporte mineral, o que dificultaria a penetração do adesivo (PASHLEY et al., 1993).

Um ponto crítico na técnica de aplicação dos sistemas adesivos convencionais é a etapa da secagem, que deve ser realizada com extremo cuidado para manutenção do grau de umidade ideal da dentina. O excesso de água na superfície determina o fenômeno chamado *overwet*, em que as moléculas do agente resinoso se separam e formam micelas, o que dificulta a correta infiltração do adesivo, prejudicando adesão e o selamento (TAY; GWINNETT; WEI, 1996).

Da mesma forma, se a dentina sofrer uma secagem excessiva com jatos de ar, ocorre o fenômeno chamado *overdry*, em que há o colapso das fibrilas de colágeno, também prejudicando a adesão, pois os espaços por onde o adesivo iria penetrar estão colapsados (PASHLEY et al., 1993). A dentina ressecada contrai aproximadamente 65%, porém, ao ser novamente umedecida pode se re-expandir (CARVALHO et al., 1996). Nesse contexto, a composição do sistema adesivo utilizado é fundamental, já que os que são diluídos em água apresentam comportamento semelhante em dentina úmida ou um pouco mais seca, pois a água de sua composição é capaz de re-expandir as fibrilas de colágeno. Enquanto isso, os adesivos diluídos em outros meios (acetona, por exemplo), são muito dependentes da manutenção do grau de umidade ideal da dentina. Sendo assim, recomenda-se que a secagem seja feita com papel absorvente, removendo o excesso de água da dentina sem desidratá-la (CARVALHO, 2004).

Outro fator a ser observado na aplicação dos sistemas adesivos convencionais é que, por apresentar uma etapa de condicionamento ácido separada, os monômeros resinosos podem não infiltrar em toda extensão da desmineralização (VAN MEERBEEK et al., 1993). Esse espaço, fibrilas de colágeno não revestidas por adesivo, é sujeito à ação dos fluidos orais e é chamado de “nanoinfiltração” (SANO et al., 1995), o que pode causar sensibilidade pós-operatória.

As fibrilas expostas pela desmineralização e não infiltradas pelo agente resinoso estarão sujeitas à degradação decorrente da ação de enzimas proteolíticas presentes na própria estrutura dentária que são ativadas durante o procedimento de hibridização da dentina. Dentre esse grupo de enzimas, destacam-se as metaloproteinases (MMPs) e as catepsinas (TJADERHANE et al., 1998; PASHLEY et al., 2004; TJADERHANE, 2015). Uma das ações para prevenir a degradação das

fibrilas de colágeno é a utilização de inibidores de MMPs. Um desses inibidores é a solução de clorexidina, que pode ser aplicada por 30 a 60 segundos antes da aplicação do primer (TJADERHANE et al., 1998; HEBLING et al., 2005; CARRILHO et al., 2007; OSORIO et al., 2011). O sistema adesivo deve ser então aplicado seguindo-se as recomendações do fabricante.

Na tentativa de simplificar ainda mais a técnica, evitar problemas relacionados à secagem e não infiltração total dos monômeros resinosos na área desmineralizada, surgiram os adesivos autocondicionantes. Nesse grupo, monômeros ácidos foram adicionados à sua formulação, tornando-os capazes de condicionar a smear layer, incorporá-la à interface adesiva e alcançar a dentina sólida subjacente. Esses adesivos podem ainda serem subdivididos como sendo de 2 passos ou passo único. Independente do número de passos, todos apresentam água em sua composição, sendo essa de extrema importância para a reação de acidificação do sistema e desmineralização do substrato (VAN MEERBEEK et al., 2003; CARVALHO, 2004; SILVA E SOUZA et al., 2010).

Os sistemas adesivos autocondicionantes de 2 passos, conhecidos também como primers autocondicionantes, apresentam o primer ácido e adesivo em frascos e etapas separadas. O primer ácido irá desmineralizar parcialmente e preparar a estrutura dentinária para a aplicação do segundo passo que é representado pelo adesivo (monômero resinoso hidrofóbico). Para simplificar ainda mais a técnica foram lançados os adesivos autocondicionantes de passo único, onde desmineralização, aplicação do primer e adesivo ocorrem simultaneamente, apesar de serem armazenados separados, para evitar a degradação do adesivo (CARVALHO, 2004)

Os sistemas autocondicionantes se caracterizam pela infiltração dos monômeros exatamente na mesma área que ocorreu a desmineralização, diminuindo a sensibilidade pós-operatória. Apesar do processo de desmineralização ser provocado pelo próprio sistema, este ocorre de forma controlada, já que pouco tempo após a aplicação, a acidez do sistema é neutralizada pelo substrato dentário. Sendo assim, a eficiência do condicionamento depende da acidez inicial material e da capacidade de tamponamento do substrato (CARVALHO, 2004).

Existem controvérsias em relação à efetividade da união dos adesivos autocondicionantes ao esmalte (devido ao seu alto poder de tamponamento), dessa forma, muitos autores sugerem o condicionamento ácido seletivo do esmalte

previamente a aplicação do sistema adesivo (ERICKSON; BARKMEIER; LATTA, 2009; VAN MEERBEEK; YOSHIHARA, 2014).

Apesar do grande avanço no desenvolvimento de novos sistemas adesivos, o comportamento clínico, a longo prazo, das restaurações adesivas, principalmente em dentina, ainda é um problema, que tem sido atribuído à degradação da camada híbrida.

A simplificação de alguns sistemas adesivos (convencional de 2 passos e autocondicionante de 1 passo) garantiu aos profissionais procedimentos clínicos mais rápidos e teoricamente mais simples, porém influenciou negativamente a qualidade e durabilidade da interface adesiva. Os adesivos simplificados comportam-se como membranas permeáveis após sua polimerização, e o contato da resina com a camada superficial ácida e não polimerizada do adesivo (já que o contato com o oxigênio inibe a polimerização da camada mais externa) gera uma zona de alta concentração de íons nessa interface, atraindo água da dentina subjacente que passa através da camada híbrida e do adesivo, esses canais de água seguem um padrão que lembram árvores e são denominados “*water-trees*” (TAY; PASHLEY, 2003). O acúmulo de água cria bolhas nessa interface e compromete a união da resina com o adesivo. Posteriormente, a água do meio externo também ganha acesso à essa região e colabora para a degradação da interface adesiva (TAY; PASHLEY; YOSHIYAMA, 2002).

Outro problema relacionado aos sistemas adesivos simplificados (convencionais de 2 passos e autocondicionantes de passo único) é que estes são incompatíveis com as resinas e cimentos de polimerização química ou dual. Esses sistemas apresentam monômeros ácidos em sua composição, após a polimerização esses monômeros ácidos que tiveram a polimerização inibidas pela camada de oxigênio entram em contato com a resina de polimerização química, reagem com as aminas terciárias (de caráter alcalino) consumindo-as e impedem que estas atuem como catalisadoras da reação de polimerização. Dessa forma, os adesivos simplificados também são incompatíveis com cimentos resinosos duais, podendo haver interferência no desempenho do cimento e diminuição na integridade da interface adesiva (SANARES et al., 2001; TAY et al., 2003; CARVALHO et al., 2004). Com os adesivos convencionais de 3 passos e autocondicionantes de 2 passos, tanto o problema da permeabilidade como o da incompatibilidade são minimizados pela cobertura com uma camada de monômero resinoso hidrofóbico.

Um cuidado que devemos ter com qualquer sistema adesivo é a correta evaporação do solvente, pois a presença do solvente inibe a polimerização correta do material e consequentemente prejudica a adesão e pode provocar sensibilidade pós-operatória, essa evaporação pode ser facilitada durante a aplicação do adesivo, de acordo com o solvente apresentado. Quando o adesivo apresenta água em sua composição, se evapora mais lentamente, portanto a aplicação deve ser ativa (com movimentos suaves de espalhamento do adesivo), pois sob agitação o solvente é mais facilmente evaporado. Já os adesivos com solventes voláteis, como a acetona e o etanol, devem ser aplicados de forma passiva, apenas dispensados sobre a superfície. Para facilitar a evaporação final pode-se aplicar um leve jato de ar indireto a uma distância de 10 a 20 centímetros (CARVALHO, 2004).

Mais recentemente, foi lançado no mercado um sistema adesivo chamado de “universal”, segundo o fabricante este adesivo pode ser utilizado como convencional empregando-se o condicionamento ácido total (esmalte e dentina), condicionamento seletivo do esmalte ou ainda ser usado como autocondicionante. Esta categoria apresenta em sua composição o MDP (10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato). Este monômero tem a capacidade de aderir ao cálcio formando sais estáveis ao mesmo tempo em que desmineraliza a estrutura dentária (YOSHIDA et al., 2012; SUH, 2014). Apesar de poder ser utilizado como autocondicionante é recomendado o condicionamento seletivo do esmalte para melhores resultados de resistência de união (PERDIGAO; LOGUERCIO, 2014).

Diversos esforços são realizados na tentativa de favorecer a qualidade da adesão a longo prazo. Outra abordagem muito estudada ultimamente é o emprego do laser. A utilização do laser após a aplicação do adesivo e antes da sua fotoativação se mostrou eficiente em aumentar a resistência de união (MARIMOTO et al., 2013; MAENOSONO et al., 2015).

2.2 TESTE DE MICROTRAÇÃO PARA AVALIAR A RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Frente à diversidade de produtos e tratamentos disponibilizados para favorecer a longevidade da adesão em dentina, há a necessidade do desenvolvimento de estudos de testes que avaliem e comparem esses materiais permitindo uma previsibilidade do seu comportamento clínico guiando a escolha da

melhor conduta terapêutica. Os estudos clínicos são os que trazem melhor previsibilidade, porém são morosos e apresentam alto custo, tornando-se inviáveis em alguns casos. Com isso, são desenvolvidos testes laboratoriais para facilitar a comparação dos diferentes tratamentos.

De acordo com Van Meerbeek et al., 2003, os estudos de resistência de união, na maioria das vezes laboratoriais, conseguem avaliar a efetividade do sistema adesivo, pois quanto maior a resistência de união do adesivo, maior a capacidade desse sistema em suportar as diversas tensões quando em função no ambiente bucal e maior sua longevidade clínica. Dessa forma, os testes laboratoriais irão conduzir o clínico na seleção do material. O teste laboratorial ideal deve ser de fácil e rápida execução, apresentar baixa sensibilidade, ser passível de reprodução. As principais vantagens dos testes laboratoriais são a rapidez para coletar dados de um parâmetro / propriedade, a relativa facilidade da metodologia, a possibilidade de avaliação de um parâmetro específico, mantendo todos as outras variáveis constantes, a capacidade de comparar o desempenho de um novo e / ou material experimental / técnica com a do atual "padrão-ouro", a capacidade de testar simultaneamente vários grupos experimentais dentro de um estudo, e a utilização de protocolos relativamente simples e de baixo custo (VAN MEERBEECK et al, 2003). Sendo o objetivo final coletar dados para previsão do comportamento clínico do material/tratamento avaliado.

Desde o primeiro estudo realizado por Buonocore (1955) diversos trabalhos na área de adesão foram desenvolvidos. Bowen (1965) foi um dos primeiros a descrever um teste capaz de medir a resistência à tração da resina ao dente. E, da mesma forma que houve a evolução dos sistemas adesivos, também houve a necessidade de aprimoramento dos testes laboratoriais ao longo dos anos (PASHLEY, et al., 1995b).

Diversos estudos podem ser utilizados para avaliar a resistência de união (BURKE et al., 2008). Os testes mais utilizados foram os macro testes (tração e cisalhamento). Inicialmente esses testes apresentavam bons resultados, já que os valores de resistência de união entre substrato dental e resina não eram muito elevados. Com a evolução dos sistemas adesivos houve um aumento dos valores de resistência de união e, os testes convencionais de tração e cisalhamento deixaram a desejar, pois, a não distribuição uniforme de forças na interface adesiva gerava um grande número de falhas coesivas, impedindo a correta avaliação da resistência de

união. Com isso houve a necessidade de aprimoramento dos testes (PASHLEY et al., 1999).

Em uma revisão sobre os métodos utilizados para avaliar a resistência de união, Al Salehi et al. (1997) observaram que os testes de cisalhamento correspondiam a 80% das investigações. Esse teste consiste na aplicação de uma força paralela à interface adesiva até o seu rompimento, no entanto, esse teste passou a ser cada vez menos utilizado, o que foi comprovado pelo estudo de BURKE et al. (2008) no qual verificaram que apenas 46% dos ensaios de resistência de união eram de testes de cisalhamento. Essa drástica redução se deveu ao desenvolvimento dos microtestes, como o teste de microtração.

O teste de microtração foi introduzido por Sano et al. em 1994, como um aprimoramento do teste de tração. O teste de tração convencional consiste na aplicação de uma força perpendicular à interface adesiva e utiliza espécimes com interface adesiva de 7 a 12 mm², resultando em baixos valores de resistência de união e numerosas fraturas coesivas (PASHLEY et al., 1999). O número de falhas coesivas podem chegar a 80% quando a resistência de união é superior a 25MPa (PASHLEY, et al., 1995b). Esse alto número de fraturas coesivas impossibilita a correta avaliação da resistência de união da interface adesiva e limita possíveis melhorias na composição dos adesivos (PASHLEY et al., 1999). Dessa forma, a validade dos seus resultados é muito questionada devido à distribuição irregular de estresse na interface adesiva (BRAGA et al., 2010).

Em 1994, Sano et al. demonstraram uma relação inversamente proporcional entre área da interface adesiva e a resistência de união, sendo os valores de resistência de união mais elevados à medida que a área adesiva diminui. Esse estudo promoveu uma modificação no teste de tração e passou a ser denominado teste de microtração. Com esse teste tornou-se possível avaliar pequenas áreas, permitindo a obtenção de vários espécimes de um mesmo dente (CARVALHO et al., 1994; SANO et al., 1994; SCHERRER; CESAR; SWAIN, 2010; FERREIRA et al., 2011). Dessa forma, o teste de microtração oferece uma versatilidade que não é conseguida com os testes convencionais de tração e cisalhamento. Com essa metodologia pode-se realizar diferentes estudos comparando dentina saudável com dentina cariada, esclerótica, dentina de diferentes profundidades e configurações cavitárias (ARMSTRONG et al., 2010).

O teste de microtração apresenta como vantagens, além da sua versatilidade, um maior número de fraturas adesivas, a possibilidade de se calcular média e desvio padrão para um único dente, a avaliação de interfaces adesivas com altos valores de resistência de união, avaliação de superfícies irregulares e a facilidade de avaliar a área de fratura em MEV. Por outro lado, a técnica é de difícil execução comparada aos testes convencionais, as amostras são pequenas e se desidratam facilmente, requer um equipamento especial e é difícil mensurar valores inferiores a 5MPa (PASHLEY, et al., 1995b).

Basicamente este teste consiste na obtenção de espécimes de secção transversal com cerca de 1,00 mm², compostos por estrutura dentária/agente de união/material restaurador (SHONO et al., 1999). No teste de microtração original, a face oclusal do dente é planificada e uma restauração de resina composta é realizada (“coroa” de resina). Após a polimerização e armazenamento em água ou outro meio, os dentes sofrem múltiplas secções verticais, com discos diamantados em baixa velocidade, resultando fatias compostas pela metade superior de resina e a metade inferior de dentina. Essas fatias podem ser desgastadas com pontas diamantadas na região da interface adesiva para se obter o formato de ampulheta (método original) (SANO et al., 1994) ou, as fatias do dente são giradas em 90° em máquina de cortes seriados para a obtenção de palitos com seção transversal de 0,8 a 1,0 mm², sendo que o formato de palito permite a obtenção de mais espécimes para um único dente (PASHLEY et al., 1999).

Os espécimes são levados a uma máquina de ensaios universal acoplados a um dispositivo especial, geralmente o Bencor Mult T e, uma força de tração é exercida até que haja o rompimento da interface adesiva (CAMARGO et al., 2007; ARMSTRONG et al., 2010). Com a utilização do teste de microtração houve uma diminuição do número de fraturas coesivas no substrato, pois áreas menores contêm menos defeitos estruturais, com isso há a possibilidade de uma análise mais próxima da resistência de união entre material e dentina (SANO et al., 1994; PASHLEY, et al., 1995b; GARCIA et al., 2002; MÜNCHOW et al., 2013).

2.3 FATORES QUE INTERFEREM NOS VALORES DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Apesar de ser um teste muito utilizado, não há uma padronização na metodologia dos testes de microtração e uma grande variedade nos resultados é obtida (VAN MEERBEEK et al., 2003; FERREIRA et al., 2011; SODERHOLM; GERALDELI; SHEN, 2012). Essa discrepância nos resultados foi bem demonstrada por Scherrer et al. (2010) que, através de uma revisão de diversos estudos, puderam observar um grande desvio padrão para as médias de resistência de união de um mesmo sistema adesivo. O Clearfil SE Bond, por exemplo, apresentou média de 42,5 MPa com desvio padrão de 11,8. Essa variação pode ser atribuída a fatores como geometria do espécime, velocidade de aplicação da força de tração, acabamento do preparo, utilização de termo ciclagem, tempo de armazenamento dos espécimes antes da execução do teste entre outros. A diferença encontrada tanto para a metodologia quanto para os valores de resistência de união dificulta a comparação de resultados e produtos.

A tensão gerada durante a contração de polimerização é outro fator importante que pode interferir na resistência de união. A contração de polimerização é uma característica intrínseca das resinas compostas (NIKOLAENKO et al., 2004).

De maneira geral, as resinas são constituídas por uma matriz orgânica, partículas de carga inorgânicas, agentes silanos, além de fotoiniciadores e estabilizadores. Dessa forma, ao ser exposta a uma fonte luminosa, os agentes fotoiniciadores absorvem a energia e formam radicais livres que rompem as duplas ligações de carbono dos monômeros que se unem uns aos outros e, por sua vez, esses complexos unem-se a outros monômeros iniciando o processo de polimerização. Portanto, a contração de polimerização é consequência da aproximação das moléculas monoméricas para a formação de uma cadeia polimérica (CABRERA; MACORRA, 2011) e não depende somente do volume de resina utilizado, mas também do módulo de elasticidade da resina e do dente, da configuração cavitária, do tipo de luz e do modo que essa fonte luminosa é empregada para a sua polimerização (MAGHAIREH et al., 2007; BAKHSH et al., 2013).

Essa contração pode gerar tensões na interface adesiva, podendo levar à ruptura da interface, provocando fendas marginais e, por consequência, sensibilidade pós-operatória e infiltração marginal (ILIE; KUNZELMANN; HICKEL,

2006; DOS SANTOS et al., 2009; SOARES et al., 2010; EL-SAHN et al., 2011; SAMPAIO et al., 2011; HAN et al., 2012; ISHIKIRIAMA et al., 2012; YAMAMOTO et al., 2013).

Quanto maior o fator de configuração cavitária (fator C), maior é a tensão de contração gerada na interface adesiva e menores são os valores de resistência de união. O fator C é a relação entre a configuração do preparo cavitário e a sua capacidade de aliviar as tensões geradas pela contração de polimerização e é calculado pela razão entre paredes aderidas e livres da cavidade (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; YOSHIKAWA et al., 1999; NIKOLAENKO et al., 2004; NIU et al., 2009; EL-SAHN et al., 2011)

A grande maioria dos estudos que avaliam resistência de união utiliza superfície planificada e reconstruída com resina, o que implica em um baixo fator C, incomum em situações clínicas, onde realizamos restaurações de cavidades, portanto, com fator C mais elevado (DE MUNCK et al., 2006; MARQUES et al., 2009; BAKHSH et al., 2013). Geralmente os valores de resistência de união em superfície plana são elevados em relação aos obtidos a partir de cavidades. Em 1999, Yoshikawa et al. observaram redução nos valores de resistência de união para espécimes obtidos a partir de preparos com alto fator C (3) comparados aos obtidos de superfícies planas, baixo fator C (1), o mesmo foi observado por Isaac et al., em 2013.

Dessa forma, há uma tendência de se obter os espécimes para microtração por meio de confecção de cavidades, restauração com resina composta e posterior secção para obtenção dos “palitos” (NIKOLAENKO et al., 2004; BELL; DONMEZ; ESKITASCIOGLU, 2006; PONGPRUEKSA; KUPHASUK; SENAWONGSE, 2007; SAMPAIO et al., 2011; BAKHSH et al., 2013; ISAAC et al., 2013; EL-DAMANHOURY; GAIANTANTZOPOULOU, 2015). Ao avaliarmos a resistência de união de um sistema adesivo em diferentes paredes cavitárias de um preparo temos uma modelo mais real (CARVALHO et al., 1994; PURK et al., 2004) e podemos obter valores de resistência de união mais próximos aos valores clínicos (DOS SANTOS et al., 2004; NIKOLAENKO et al., 2004).

Portanto, existem diferentes fatores relacionados tanto à metodologia do teste quanto à própria composição do substrato que podem interferir nas respostas obtidas. É importante ressaltar que fatores relacionados ao substrato como grau de mineralização, idade, profundidade, umidade, entre outros, também podem interferir

nos valores de resistência de união (PASHLEY, et al. 1995; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; OGATA et al., 2001; DOS SANTOS et al., 2004; PERDIGAO, 2010). O processo de adesão em dentina é complexo, principalmente devido à sua composição, pois apresenta um menor conteúdo mineral. Cerca de 50% do volume da dentina é mineralizado com cristais de hidroxiapatita (MJOR; TRONSTAD, 1972). A dentina é composta por maior quantidade de matéria orgânica, além disso, é penetrada por uma malha densa de canalículos, denominados túbulos dentinários que resultam na presença de umidade (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; SHONO et al., 1999;), tornando a técnica adesiva crítica e sujeita a falhas que podem resultar em sensibilidade pós-operatória e infiltração marginal (PERDIGAO, 2010).

Analisando-se a estrutura dentinária é possível perceber uma superfície repleta de túbulos envoltos por uma dentina hipermineralizada, denominada dentina peritubular, sendo os espaços entre esses túbulos preenchidos por uma dentina menos mineralizada, denominada dentina intertubular (FRANK, 1959; MJOR; TRONSTAD, 1972). Quanto mais próximo à polpa, maior a densidade e diâmetro dos túbulos e, portanto, maior é a quantidade de dentina peritubular e umidade decorrente da polpa. Com isso, menores valores de resistência de união são encontrados em dentina profunda (PASHLEY, et al., 1995a; INOUE et al., 2003; SATTABANASUK; SHIMADA; TAGAMI, 2004) e maior a possibilidade de ocorrer uma fratura coesiva em dentina, uma vez que a dentina profunda apresenta menor resistência à tração.

Também podemos observar redução nos valores de resistência de união na presença de dentina cariada ou esclerosada (TAY; PASHLEY, 2004; SIRISHA et al. 2014). Esta última se encontra hipermineralizada e, portanto, mais resistente à desmineralização resultando em menores valores de resistência de união (TAY; PASHLEY, 2004). Nesses casos, é possível realizar o forramento dessa área com cimento de ionômero de vidro, capaz de unir quimicamente a essa dentina e à resina, melhorando o selamento e diminuindo as chances de microinfiltração nessa região.

Outro fator relacionado ao substrato é a orientação dos túbulos dentinários. Em uma cavidade Classe I simples, por exemplo, os túbulos são cortados no sentido predominantemente perpendicular na parede pulpar, enquanto nas paredes laterais eles se apresentam praticamente paralelos e essa diferença estrutural pode

influenciar os valores de resistência de união (OGATA et al., 2001). Porém, não há um consenso. Oilo e Olsson (1990) observaram valores de resistência de união superiores de espécimes obtidos a partir da dentina vestibular comparado à dentina pulpar. Já Phrukkanon, Burrow e Tyas (1999) não observaram diferenças nos valores de resistência de união para as diferentes orientações dos túbulos dentinários e Sattabanasuk, Shimada e Tagami, (2004) relataram que a orientação paralela dos túbulos dentinários influenciou negativamente os valores de resistência de união. Carvalho et al., 2001, avaliaram a resistência à microtração da dentina segundo a orientação dos túbulos e constataram que menor força de tração era necessária para romper a dentina quando a carga era aplicada paralela aos túbulos dentinários e atribuíram essa prováveis diferenças na distribuição do estresse durante o teste.

Considerando esses aspectos, este estudo foi conduzido para a verificação da resistência de união, através do teste de microtração, em superfícies planificadas (baixo fator C) e cavidades (alto fator C), utilizando interfaces adesivas paralelas e perpendiculares ao longo eixo dos dentes. Avaliando a interferência de fatores biológicos e mecânicos (orientação dos túbulos dentinários e forças geradas durante a contração de polimerização) na resistência de união fornecendo resultados mais próximos aos encontrados na clínica.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo geral:

Este trabalho teve como objetivo geral comparar os valores de resistência de união em dentina planificada (paralela e perpendicular à interface adesiva) e em dentina de paredes cavitárias (paralelas e perpendiculares à interface adesiva):

- superfície oclusal planificada,
 - superfície vestibular planificada
 - superfície pulpar de cavidade simples oclusal
 - superfície vestibular de cavidade simples oclusal
 - As seguintes hipóteses nulas foram testadas:
 - Não há diferença na resistência de união, por microtração, entre dentina de superfícies planificadas e dentina de superfícies de preparos cavitários com alto fator de configuração cavitária.
 - Não há diferença na resistência de união, por microtração, entre dentina predominantemente paralela e predominantemente dentina perpendicular à interface adesiva.
-
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Os materiais utilizados na confecção dos espécimes estão listados no quadro1.

Quadro1 – Materiais utilizados

Material	Composição	Lote	Validade	Fabricante
Adper Scotchbond ^{MR} Multipurpose - Primer	2-hidroxietilmetacrilato e ácido polialcenólico	N470622	2015-08	3M ESPE St. Paul/MN – USA
Adper Scotchbond ^{MR} Multipurpose - Adesivo	Bismetacrilato de (1- metiletilideno) bis[4,1- fenilenooxi (2-hidroxi- 3,1propanodiilo)] e metacrilato de 2-hidroxietila	N465871	2015-12	3M ESPE St. Paul/MN – USA
Clearfil TM SE Bond - Primer	10 – metacriloxidecil diidrogeniofosfato (MDP 2 – hidroxietil metacrilato (HEMA) dimetacrilato hidrófilo canforoquinona N.N – dietanol-P-toluidina Água	01233A	2016-06	Kuraray Medical INC. Sakazu/Kuras hiki – Japão
Clearfil TM SE Bond - Adesivo	MDP Bis-fenol A glicidildimetacrilato (Bis-GMA) HEMA dimetacrilato hidrófobo canforoquinona N.N – dietanol-P-toluidina Sílica coloidal silanizada	01865A	2016-06	Kuraray Medical INC. Sakazu/Kuras hiki – Japão
Filtek ^{MR} Z250 XT Restaurador Universal	Cerâmica tratada com silano Bis-GMA bisfenol A polietileno glicol	1411401026	2017-02	3M ESPE St. Paul/MN

Cor A3 Filtek ^{MR} Z250 XT Restaurador Universal Cor A3	diéterdimetacrilato (Bis-EMA) sílica tratada com silano diuretanodimetacrilato (UDMA) e dimetacrilato de trietileno glicol(TEG-DMA)	1411401026	2017-02	3M ESPE St. Paul/MN – USA
Condac 37	Ácido fosfórico a 37% em gel	140213	2015-02	Dentcare Ltda. Joinville/SC – Brasil
Filtek ^{MR} Z100 Restaurador Universal Cor A1	Cerâmica silanizada tratada, Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA), Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA), 2- Benzotriazolil-4-metilfenol	N414949	2015-06	3M ESPE St. Paul/MN – USA
Adper Single Bond 2	Álcool etílico, Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (BisGMA), Sílica coloidal tratada (nanofiltro), 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), Copolímero de ácido acrílico e ácido itaconico, Glicerol 1,3- dimetacrilato, Água, Diuretanodimetacrilato (UDMA),Difeniliodôniohexafluor ofosfato,Etil 4-dimetil aminobenzoato (EDMAB)	N410097	2015-08	3M ESPE St. Paul/MN – USA

4.2 PREPARO DOS ESPÉCIMES

4.2.1 Obtenção Dos Dentes Humanos

Para realização deste trabalho foram utilizados 80 terceiros molares humanos, hígidos, extraídos por indicação terapêutica, obtidos nas clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP e por doações de cirurgiões dentistas que atendem em consultórios particulares, mediante assinatura de um termo de doação de dentes, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da FOB-USP, CAAE: 24104113.9.0000.5417, parecer número

489.550. Os dentes foram limpos com curetas gracey 5/6 (Hu-Friedy, Chicago/IL – USA) e ficaram armazenados em solução de soro fisiológico e timol a 0,1% até o momento da pesquisa.

4.2.2 Delineamento Experimental

Este trabalho *in vitro* apresenta um delineamento experimental envolvendo três fatores:

- Tipo de preparo (em dois níveis: dentina planificada e preparo cavitário);
- Orientação dos túbulos (em dois níveis: perpendicular e paralela à interface adesiva);
- Tratamento da dentina (em dois níveis: adesivo convencional e adesivo autocondicionante).

A variável de resposta foi a resistência de união pelo teste de microtração.

Os dentes foram divididos aleatoriamente, utilizando o programa Excel, em 4 grupos e 2 subgrupos, de acordo com o método de obtenção dos espécimes e do sistema adesivo utilizado:

Grupo 1 (PO) – espécimes obtidos a partir da planificação da face oclusal (baixo fator C) n = 20 dentes;

Grupo 2 (PV) – espécimes obtidos a partir da planificação da face vestibular (baixo fator C) n = 20 dentes;

Grupo 3 (CP) – espécimes obtidos da face pulpar de preparo cavitário oclusal (alto fator C) n = 20 dentes;

Grupo 4 (CV) – espécimes obtidos da face vestibular de preparo oclusal (alto fator C) n = 20 dentes;

Cada grupo foi subdividido em 2 subgrupos (n=10 dentes) de acordo com o tratamento da superfície dentinária: o sistema adesivo convencional de 3 passos Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul/MN – USA) e o sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Clearfil SE Bond (kuraray Medical INC.Sakazu/Kurashiki - Japão).

4.2.3 Preparo dos Dentes

Para o grupo 1 – PO (faces planas e perpendiculares ao longo eixo do dente) foi realizado um corte perpendicular ao eixo longitudinal do dente, na região de dentina média da porção coronária, com disco diamantado (ExtecCorp-Einfeld, codXI 12235 lowconcentration CT USA) em máquina de cortes seriados (IsometTMLowSpeedSaw® Buehler, Lake Bluff – USA). Após a secção da face oclusal, a dentina foi lixada com lixa d'água de granulação 600(Laboratory Grade Extec®) em Politriz / Lixadeira Metalográfica (EriosEquipamentos Técnicos e Científicos Ltda, São Paulo/SP - Brasil) para padronização da *smear layer* (figura 1).

Figura 1 – Preparo do grupo PO (superfície oclusal planificada). **A** – corte com disco diamantado da porção coronária; **B** – padronização da *smear layer* com lixa d'água em politriz; **C** – vista oclusal do dente após preparo

No grupo 2 – PV (faces planas e paralelas ao longo eixo do dente), o preparo dos dentes seguiu o mesmo procedimento descrito para o grupo 1, mas na face vestibular (figura 2).

Figura 2 – Preparo do grupo PV (superfície vestibular planificada). **A** – corte com disco diamantado do esmalte vestibular; **B** – padronização da *smear layer* com lixa d'água em politriz; **C** – vista vestibular do dente após preparo

No grupo 3 – CP (paredes perpendiculares de preparo oclusal simples) foi realizado a planificação da face oclusal com lixa d'água de granulação 600 (Laboratory Grade Extec®) em Politriz / Lixadeira Metalográfica (Erios Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda, São Paulo/SP - Brasil) para obtenção de uma superfície plana, o que facilitou o estabelecimento das dimensões do preparo. Foram realizadas cavidades com as seguintes dimensões: 5.0 mm de extensão mesiodistal, 3.0 mm de extensão vestibulolingual e 3.0 mm de profundidade utilizando broca carbide n° 56 (KG Sorensen, Cotia/SP - Brasil) em alta rotação, sob refrigeração, e acabamento realizado com a mesma broca, em baixa rotação, e com enxada monoangulada 8/9 (SS White Rio de Janeiro/RJ – Brasil). As dimensões do preparo foram aferidas com paquímetro digital (série/código 500-144B Mitutoyo Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul americana, Rio de Janeiro/RJ – Brasil) (figura 3).

Figura 3 – Preparo do grupo CP (interface pulpar de cavidade oclusal). **A** – planificação do esmalte oclusal com lixa d'água em politriz; **B** – preparo em alta rotação com broca 56; **C** – acabamento em baixa rotação com mesma broca; **D** – Acabamento da cavidade com enxada; **E** – aferição das dimensões com paquímetro; **F** – vista oclusal após término do preparo; **G** – Corte esquemático mostrando a profundidade da cavidade

Já para o grupo 4 – CV (paredes planas de preparo oclusal simples), os mesmos procedimentos descritos para o grupo 3 foram realizados na confecção do preparo cavitário, com a modificação da profundidade para 4.0mm para permitir a obtenção de palitos da interface adesiva vestibular (figura 4)

Figura 4 – Preparo do grupo CV (interface vestibular de cavidade oclusal). **A** – planificação do esmalte oclusal com lixa d'água em politriz; **B** – preparo em alta rotação com broca 56; **C** – acabamento em baixa rotação com mesma broca; **D** – Acabamento da cavidade com enxada; **E** – aferição das dimensões com paquímetro; **F** – vista oclusal após término do preparo; **G** – Corte esquemático da profundidade da cavidade

4.2.4 Procedimento Adesivo e Inserção Da Resina Composta

Adper Scotchbond Multipurpose (SMp): foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% por 30s em esmalte e 15s em dentina, removido com jato ar/água por 20 segundos. As superfícies condicionadas foram secas com papel absorvente (técnica úmida) e o sistema adesivo aplicado. Inicialmente aplicou-se uma camada de primer seguido por um suave jato de ar por 5s, uma fina camada de

adesivo foi aplicada e fotoativada por 20 segundos com um fotopolimerizador de luz LED DB 685 (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP - Brasil) com densidade de potência controlada de 1000 mw/cm² (figura 5), aferida por um radiômetro específico (Gnatus Equipamentos Médico Odontológico Ltda).

Figura 5 – Procedimento adesivo – Smp. A – condicionamento ácido do esmalte; B – condicionamento da dentina; C – lavagem com água (20s); D – secagem com papel absorvente (técnica úmida); E – aplicação do primer; F – aplicação do adesivo; G – fotoativação

Figura 6 – Procedimento adesivo – Cf. A – aplicação do primer autocondicionante; B – aplicação do adesivo; C – fotoativação

Cearfil SE Bond(Cf): O primer autocondicionante foi aplicado, aguardando-se 20s e o solvente foi evaporado com auxílio de um jato de ar, em seguida, procedeu-se a aplicação do adesivo e, novamente com um suave jato de ar, o solvente foi evaporado e o adesivo fotoativado por 20s com fotopolimerizador de luz LED DB 685 (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP – Brasil) (figura 6).

Após a aplicação dos sistemas adesivos, a resina Filtek Z250 (3M ESPE St. Paul/MN - USA), cor A3, foi inserida em 2 incrementos horizontais de 2.0mm para os grupos PO, PV e CV e de 1,5mm para o grupo CP, polimerizados cada um por 40s com aparelho de luz LED Optilight DB 685 (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP – Brasil com densidade de potência controlada de 1000mw/cm², aferida por um radiômetro específico (Gnatus Equipamentos Médico Odontológico Ltda) (figura 7).

Figura 7 – Inserção da resina composta. A – após aplicação do sistema adesivo; B – primeiro incremento de resina composta; C – fotoativação; D – segundo incremento de resina composta; E – fotoativação

Após o procedimento restaurador, os dentes do grupo CV receberam, na superfície vestibular, uma camada de 2mm de resina composta Filtek Z100 (3M ESPE St. Paul/MN - USA), na cor A1, após condicionamento com ácido fosfórico e aplicação do adesivo Single Bond 2, para que, após o procedimento de seccionamento, fosse possível identificar a face vestibular, facilitando a obtenção dos palitos para os testes de microtração (figura 8).

Figura 8 – Inserção da resina composta na face vestibular do grupo CV. A – condicionamento com ácido fosfórico(30s); B – aplicação do adesivo Single Bond 2; C – inserção do incremento de resina composta

Após os procedimentos restauradores, os dentes ficaram armazenados em água deionizada em estufa a 37°C por um período de 48 horas antes da obtenção dos espécimes para os testes de microtração.

4.2.5 Preparo dos Espécimes para o Teste de Microtração

Decorrido o tempo de armazenamento, os dentes foram secos com papel absorvente e fixados com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda, São Caetano do sul são Paulo) para serem seccionados com disco diamantado (ExtecCorp-Einfeld, cód XI 12235 lowconcentration CT USA) em máquina de cortes seriados (Isomet TM Low Speed Saw® Buehler, Lake Bluff – USA).

Para a obtenção dos palitos com área de seção transversal de $\pm 0,8\text{mm}$ os dentes dos grupos de dentina planificada perpendicular ao longo eixo (PO) foram seccionados no sentido vestibulolingual e, em seguida, no sentido mesiodistal (os cortes foram realizados no sentido paralelo ao longo eixo do dente).

Para obtenção dos palitos dos grupos de dentina planificada paralela ao longo eixo dos dentes (PV), eles foram seccionados no sentido cervicooclusal e, em seguida, no sentido mesiodistal (os cortes foram realizados no sentido perpendicular ao longo eixo do dente).

Os palitos dos grupos de dentina perpendicular ao longo eixo do dente proveniente de preparo cavitário (CP) foram obtidos através do corte em fatias no sentido vestibulolingual e do corte dessas fatias no sentido mesiodistal (os cortes foram realizados no sentido paralelo ao longo eixo do dente).

Os palitos dos grupos de dentina paralela ao longo eixo do dente proveniente de preparo cavitário (CV) foram obtidos através do corte em fatias no sentido

vestibulolingual e do corte dessas fatias no sentido cervicooclusal (os cortes foram realizados no sentido perpendicular ao longo eixo do dente).

Todos os palitos obtidos foram analisados em microscópio óptico digital para descarte dos espécimes que continham esmalte.

Figura 9 – Seccionamento para microtração. A – PO; B – PV; C – CP; D – ;CV

Após a obtenção dos palitos, eles foram fixados ao dispositivo de microtração tipo Bencor multi T adaptado a uma máquina de ensaios universal Instron 3342 (Illinois Tool Works, Norwood – EUA), com um adesivo à base de cianoacrilato (Loctite Super Bonder Flex Gel Control Henkel Ltda SP – Brasil) pelas extremidades, ficando a interface adesiva perpendicular à força de tração que foi aplicada com velocidade de 0.5 mm/min utilizando uma célula de carga de 500N.

Figura 10 – Teste de microtração. A – palitos obtidos após seccionamento; B – palito posicionado no dispositivo de tração; C – palito após a ruptura da interface adesiva

O valor da resistência de união em megapascals (Mpa) do dente foi obtido pelo cálculo da média dos valores obtidos pelos palitos de cada dente.

Figura 11 – Imagem do gráfico gerado pelo *software* com os valores de resistência de união em Mpa por espécime

4.2.6 Análise do Tipo de Fratura

Após a ruptura, as superfícies de cada espécime foram analisadas em Esteromicroscópio Leica MZ6 stereomicroscopes® (Leica Microsystems Ltd., Wetzlar, Germany) para identificar e classificar o tipo de fratura em:

- adesiva: quando a fratura ocorreu na interface adesiva;
- coesiva em dentina: quando a fratura ocorreu na dentina;
- coesiva em resina composta: quando a fratura ocorreu na resina composta;
- mista: quando a fratura foi adesiva e coesiva;

4.2.7 Preparo dos Espécimes para Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura

Os espécimes foram preparados da mesma maneira descritos no item “Preparo dos dentes” e “Procedimento adesivo e inserção da resina composta”.

Decorrido o tempo de armazenamento, os dentes foram secos com papel absorvente e fixados com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda, São Caetano

do Sul/SP – Brasil) para serem seccionados com disco diamantado (ExtecCorp-Einfeld, codXI 12235 lowconcentration CT USA) em máquina de cortes seriados (Isomet TM Low Speed Saw® Buehler, Lake Bluff – USA).

Um dente de cada subgrupo foi aleatoriamente selecionado e, após o seccionamento em fatias com espessura média de 0,8 mm, uma fatia foi selecionada aleatoriamente, resultando em 8 fatias (uma por cada subgrupo). As demais fatias foram novamente seccionadas de acordo com o protocolo para microtração.

As fatias foram armazenadas em água deionizada e, em seguida, imersas em solução de ácido clorídrico 18% (HCl 5*η*) por 30 segundos, para remoção da *smear layer* superficial, lavadas por 30 segundos com água deionizada, seguido da imersão em hipoclorito de sódio a 5% por 15 minutos, para remoção de todo colágeno não infiltrado pelo sistema adesivo e posterior lavagem por 30 segundos. Os espécimes permaneceram 12 horas secando em temperatura ambiente para depois serem montados em *stubs* de alumínio e metalizados com ouro-paládio, em um metalizador (DentronVacuum – Desk IV Moorestown/NJ – USA), previamente à observação em MEV (JSM- T220A, JOEL Ltd,Tokyo, Japão).

No MEV, os espécimes foram analisados na dentina da interface adesiva a ser testada com aumento de 1000x e 1500x para verificação da direção dos túbulos dentinários. As imagens resultantes são apenas ilustrativas.

Figura 12 – Preparo para análise em MEV: A – imersão em HCL 18% (30s); B – imersão em Hipoclorito de sódio 5% (15 min); C – Secagem por 12 horas em temperatura ambiente

Figura 13 – Preparo para análise em MEVb: A – fatias montadas em stubs; B – Farias após metalização

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores de resistência de união dos diferentes grupos foram submetidos ao teste ANOVA a 2 critérios (tipo de preparo, orientação da dentina) e ao teste de Tukey com nível de significância de 5%, para cada adesivo separadamente. Independente do adesivo testado os resultados foram similares.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Os valores obtidos no teste de microtração foram submetidos ao teste ANOVA a 2 critérios para comparação entre as diferentes configurações de superfície de adesão (superfície plana e cavidade tipo oclusal Classe I) e interface adesiva (pulpar e vestibular) para cada adesivo separadamente. A unidade experimental foi dente e não palito.

As médias e respectivos desvios-padrão da resistência de união para cada grupo testado encontram-se nas tabelas a seguir:

Tabela 1 – Média e dp da resistência de união para os diferentes grupos do adesivo Clearfil SE Bond – Kuraray (valores em MPa)

Grupo	N	Média	dp
CP	10	23.06 ^a	5.93
CV	10	31.35 ^b	4.02
PO	10	48.34 ^c	8.09
PV	10	52.51 ^d	10.18

Letras diferentes indicam diferença estatística

CP = Interface pulpar de preparo cavitário oclusal

CV = Interface vestibular de preparo cavitário oclusal

PO = Interface de superfície oclusal planificada

PV = Interface de superfície vestibular planificada

Tabela 2 – Média e dp da resistência de união para os diferentes grupos do adesivo Scotchbond Multipurpose – 3M ESPE (valores em MPa)

Grupo	N	Média	dp
CP	10	27.88 ^a	5.71
CV	10	32.54 ^b	6.11
PO	10	44.51 ^c	9.28
PV	10	56.75 ^d	6.58

Letras diferentes indicam diferença estatística

CP = Interface pulpar de preparo cavitário oclusal

CV = Interface vestibular de preparo cavitário oclusal

PO = Interface de superfície oclusal planificada

PV = Interface de superfície vestibular planificada

A análise dos resultados mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência de união de superfícies planificadas e de preparos cavitários para os dois adesivos testados, independente da interface testada pulpar ou vestibular, sendo menor para os espécimes obtidos a partir de cavidades ($p < 0,01$ para ambos adesivos).

A resistência de união se mostrou estatisticamente superior em interfaces adesivas vestibulares comparadas a interfaces pulpares ($p < 0,001$ para o Scotchbond Multipurpose e $p = 0,012$ para o Clearfil SE Bond).

Gráfico 1 - Médias (MPa) da resistência de união para os diferentes grupos

5.2 TIPO DE FRATURA

As fraturas tipo adesiva representam os valores reais de resistência de união, já as demais (coesiva em dentina, coesiva em resina e mista) sugerem interferências no momento da execução do teste, da confecção do preparo dos dentes ou dos espécimes. Neste estudo, as fraturas do tipo adesiva foram predominantes em todos os grupos testados.

A percentagem dos diferentes tipos de fratura para os adesivos Scotchbond Multipurpose e Clearfil SE Bond encontram-se representadas no Gráfico 2 e 3 respectivamente e na tabela 3.

Gráfico 2 – Porcentagem, segundo o tipo de fratura, para os diferentes grupos do adesivo Smp

Gráfico 3 – Porcentagem, segundo o tipo de fratura, para os diferentes grupos do adesivo Cf

Tabela 3 – Porcentagem dos tipos de fratura para os diferentes grupos

	SMp				Cf			
	PO	PV	CP	CV	PO	V	CP	CV
Adesiva	90.51	88.46	91.48	94.44	90.6	92.11	98.11	93.34
Coesiva (dentina)	1.46	3.85	2.13	2.78	4.03	0.87	-	4.44
Coesiva (resina)	6.57	7.69	4.26	2.78	4.03	4.39	1.89	2.22
mista	1.46	-	2.13	-	1.34	2.63	-	-

5.3 ANÁLISE EM MEV

Quando a adesão é processada em superfície paralela ao longo eixo do dente (grupo PV e CV), os túbulos dentinários apresentam-se praticamente paralelos à interface adesiva, e os *tags* de resina acompanham a inclinação dos túbulos.

Já quando a adesão é processada em superfície perpendicular ao longo eixo do dente (grupos PO e CP), os túbulos dentinários são seccionados predominantemente no sentido transversal e, os *tags* de resina se apresentam perpendiculares à interface adesiva.

Figura 14 – Imagens das interfaces adesivas obtidas no MEV: A – interface adesiva com orientação predominantemente perpendicular dos túbulos dentinário; B – interface adesiva com orientação paralela dos túbulos dentinários

Figura 15 – Imagens das diferentes orientações tubulares obtidas no MEV: A – corte perpendicular ao longo eixo do dente; B – corte paralelo ao longo eixo do dente.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Os testes de microtração têm sido largamente empregados para avaliar a resistência de união dos sistemas adesivos (CARVALHO et al., 1994; SANO et al., 1994; PASHLEY et al., 1999; BURKE et al., 2008; PAZINATTO; ATTA, 2008; VAN LANDUYT et al., 2009; ARMSTRONG et al., 2010; REIS et al., 2010; SCHERRER; CESAR; SWAIN, 2010; VAN MEERBEEK et al., 2010; CABRERA; MACORRA, 2011; EL-SAHN et al., 2011; SAMPAIO et al., 2011; HAN et al., 2012; SODERHOLM; GERALDELI; SHEN, 2012; BAKHSH et al., 2013; BARCELLOS et al., 2013; ISAAC et al., 2013; MOBARAK; EL-DEEB; YOUSRY, 2013; DE LA MACORRA; PEREZ-HIGUERAS, 2014; HAMAMA; YIU; BURROW, 2014; KIM et al., 2014; WAGNER et al., 2014; CHEN et al., 2015; EL-DAMANHOURY; GAINANTZOPOULOU, 2015; HEINTZE; ROUSSON; MAHN, 2015; MAENOSONO et al., 2015; SCHEFFEL et al., 2015). A grande maioria dos estudos utiliza superfícies planificadas para obtenção dos palitos. Neste modelo, não há a influência do fator de configuração cavitária, presente nas restaurações realizadas em clínica. Ultimamente, nota-se um maior número de estudos utilizando o modelo de cavidade (NIKOLAENKO et al., 2004; BELL; DONMEZ; ESKITASCIOGLU, 2006; PONGPRUEKSA; KUPHASUK; SENAWONGSE, 2007; SAMPAIO et al., 2011; AZEVEDO, 2011; BAKHSH et al., 2013; ISAAC et al., 2013; EL-DAMANHOURY; GAINANTZOPOULOU, 2015), no entanto, é difícil a comparação dos resultados, pois nota-se uma influência negativa do fator C sobre os valores de resistência de união (YOSHIKAWA et al., 1999; ARMSTRONG; KELLER; BOYER, 2001; EL-SAHN et al., 2011; VAN ENDE et al., 2012; ISAAC et al., 2013; EL-DAMANHOURY; GAINANTZOPOULOU, 2015).

Outra variação de interface adesiva está relacionada com a orientação dos túbulos dentinários, dispostos paralela ou perpendicularmente (OILO; OLSSON, 1990; WATANABE; MARSHALL; MARSHALL, 1996; SCHUPBACH; KREJCI; LUTZ, 1997; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; OGATA et al., 2001; PAZINATTO; ATTA, 2008). No entanto, não há um consenso sobre a influência desse fator nos valores de resistência adesiva.

Sendo assim, no presente estudo foram utilizadas diferentes superfícies dentinárias para a obtenção dos espécimes para microtração, com o principal

objetivo de comparar valores de resistência de união em interfaces adesivas de superfícies planificadas e de paredes de cavidades e de interfaces adesivas com túbulos dentinários dispostos de forma paralela ou perpendicular.

Para obtenção dos espécimes em superfície planificada foram preparados dois grupos. Um grupo (PO) foi constituído por espécimes da face oclusal, no terço médio da coroa (interface adesiva com túbulos dentinários dispostos perpendicularmente) e outro (PV) utilizando a face vestibular para preparação dos espécimes (interface adesiva com túbulos dentinários paralelos).

Os espécimes do preparo cavitário foram obtidos em parede pulpar (interface adesiva com túbulos dentinários predominantemente perpendiculares) e parede vestibular (interface adesiva com túbulos dentinários predominantemente paralelos).

Além da superfície, outro fator de estudo foram os sistemas adesivos. Não houve objetivo de comparar os valores de resistência de união dos sistemas adesivos, mas sim, verificar como os fatores (superfície plana ou de parede cavitária e interface adesiva com túbulos dentinários dispostos predominantemente paralela ou predominantemente perpendiculares) poderiam influenciar os valores de resistência de união para os dois sistemas utilizados. Como os valores de resistência de união são diferentes para os sistemas convencionais e autocondicionantes (SCHREINER et al., 1998; ARMSTRONG et al., 2003; CEBALLOS et al., 2003; VAN MEERBEEK et al., 2003; DE MUNCK et al., 2006; HURMUZLU et al., 2007; PROENCA et al., 2007; SCHERRER; CESAR; SWAIN, 2010; MENDEZ et al., 2012), este estudo se propôs a verificar os valores de resistência de união dos sistemas adesivos considerados padrão ouro em sua categoria. Assim, foi utilizado o sistema adesivo, Adper Scotchbond Multipurpose (SMp) para avaliar a resistência de união dos adesivos convencionais e o Clearfil SE Bond (Cf) para avaliar a dos sistemas autocondicionantes.

Como o objetivo deste trabalho não foi comparar a resistência de união dos dois sistemas adesivos, a análise estatística foi realizada em separado para cada adesivo. Independente dos adesivos testados, os resultados encontrados foram similares.

Neste estudo, os valores de resistência de união em superfície oclusal planificada para os adesivos SMp e Cf foram, respectivamente, 44.51MPa e 48.34 Mpa, valores similares são encontrados na literatura. De Munck et al., em 2012,

realizaram uma revisão sistemática e encontraram médias de resistência à microtração de 42.2 e 45.4 Mpa para os sistemas SMp e Cf, respectivamente.

Observou-se que os espécimes obtidos a partir de cavidades apresentaram redução estatisticamente significativa nos valores de resistência de união à microtração, para os dois sistemas adesivos testados, ($p < 0.001$), independente da interface avaliada. O alto fator C parece ser responsável por esses resultados, como já observado por Marques et al. (2009) ao comparar os valores de resistência de união em superfícies planificadas e cavidades classe V. Em estudo semelhante, Isaac et al. (2013) relataram influência negativa do fator C nos valores de resistência de união e El-Sahn et al. (2011) também observaram que, o aumento do fator C resultou na redução da resistência de união para o sistema Adper Single Bond Plus, mas para a resina de baixa contração (Filtek Silorano) não observou o mesmo resultado. Utilizando metodologia semelhante a do presente estudo, Nikolaenko et al., 2003, observaram valores de resistência de união para espécimes obtidos de cavidades muito inferiores aos de superfície planificada, com grande porcentagem de espécimes que falharam antes mesmo da execução do teste (45% dos espécimes para o adesivo Single Bond utilizando dois incrementos horizontais). No presente estudo, apesar de uma redução nos valores de resistência de união, não houveram falhas prévias ao teste.

A redução dos valores de resistência de união pode ser justificada pelas tensões geradas na interface durante a contração de polimerização da resina composta. Ilie et al. (2006) aferiram o grau de contração de polimerização de diversas resinas compostas e correlacionaram com os valores de resistência de união obtidos para mesmos materiais, utilizando um único adesivo para todos os grupos, e constataram uma forte correlação entre a contração de polimerização e a resistência de união. Essas tensões podem ser magnificadas de acordo com o fator de configuração cavitária. O fator C é a relação entre a configuração do preparo cavitário e a sua capacidade de aliviar as tensões geradas pela contração de polimerização e é calculado pela razão entre paredes aderidas e livres da cavidade (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; YOSHIKAWA et al., 1999; NIKOLAENKO et al., 2004; NIU et al., 2009; EL-SAHN et al., 2011). Quanto maior o fator C, maior é a tensão de contração gerada na interface adesiva e menores são os valores de resistência de união e, conseqüentemente, maiores as chances de formação de fendas, sensibilidade pós-operatória e microinfiltração (ARMSTRONG; KELLER;

BOYER, 2001; ILIE; KUNZELMANN; HICKEL, 2006; DOS SANTOS et al., 2009; SOARES et al., 2010; EL-SAHN et al., 2011; SAMPAIO et al., 2011; HAN et al., 2012; ISHIKIRIAMA et al., 2012; VAN ENDE et al., 2013; YAMAMOTO et al., 2013; BOROUJENI; MOUSAVINASAB; HASANLI, 2014).

A inserção incremental da resina composta é um artifício muito utilizado para controlar os efeitos da contração de polimerização e diminuir o fator C. No presente estudo não foi avaliado a influência da inserção em incrementos oblíquos, o que diminuiria o fator C da cavidade (NIKOLAENKO et al., 2004; NIU et al., 2009; VAN DIJKEN, 2010; AZEVEDO et al., 2011; VAN ENDE et al., 2013), pois a intenção era reproduzir as mesmas condições realizadas na superfície planificada. Portanto, padronizou-se a utilização de dois incrementos horizontais para todos os grupos, não excedendo 2 mm. Azevedo (2011) não encontrou diferença nos valores de resistência de união ao utilizar a técnica incremental horizontal e oblíqua. Já Bakhsh et al. (2013) relataram um aumento dos valores de resistência de união ao utilizarem a técnica de inserção oblíqua de resina composta comparado à inserção de um único incremento. Dos Santos et al. (2004) observaram que a inserção em incremento único reduziu os valores de resistência de união em comparação à inserção incremental horizontal ou oblíqua. Nikolaenko et al. (2004) avaliaram a influência de diferentes técnicas incrementais na resistência de união e observaram que, independente da técnica (horizontal ou oblíqua), a inserção incremental resultou em valores de resistência de união elevados em comparação à técnica de único incremento.

O objetivo inicial deste trabalho foi comparar a resistência de união entre dois grupos: superfície oclusal planificada, mais comum na literatura (CARVALHO et al., 1994; SANO et al., 1994; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1998; SCHREINER et al., 1998; ARMSTRONG et al., 2003; CEBALLOS et al., 2003; HURMUZLU et al., 2007; PROENCA et al., 2007; BRESCHI et al., 2009; CAMPOS et al., 2009; VAN LANDUYT et al., 2009; ARMSTRONG et al., 2010; REIS et al., 2010; MENDEZ et al., 2012; SALVIO et al., 2013; WAGNER et al., 2014; CHEN et al., 2015; MAENOSONO et al., 2015; SCHEFFEL et al., 2015) e interface vestibular de preparo oclusal simples com o objetivo de acrescentar ao cenário adesivo o fator de configuração cavitária, que pode afetar os valores de resistência de união. A utilização de cavidades para obtenção dos espécimes é um modelo mais próximo ao clínico, muito utilizado ao avaliar efeitos de base forradoras e de diferentes configurações

cavitárias nos valores de resistência de união à microtração (NIKOLAENKO et al., 2004; BELLI; DONMEZ; ESKITASCIOGLU, 2006; PONGPRUEKSA; KUPHASUK; SENAWONGSE, 2007; SAMPAIO et al., 2011; AZEVEDO, 2011; BAKHSH et al., 2013; ISAAC et al., 2013; EL-DAMANHOURY; GAINANTZOPOULOU, 2015).

No entanto, a orientação dos túbulos nestas interfaces é diferente. No corte oclusal, os túbulos apresentam-se perpendiculares à interface, enquanto na parede vestibular a orientação é praticamente paralela à interface adesiva (figura 14 e 15). A diferença na orientação dos túbulos poderia gerar um viés na interpretação dos resultados, influenciando os valores de resistência de união (PASHLEY et al., 1995a; OGATA et al., 2001). Dessa forma, foram adicionados dois grupos: CV (superfície vestibular planificada) e CP (interface pulpar de cavidade oclusal simples), o que permitiu a avaliação da resistência de união para as diferentes condições de superfície adesiva (superfície plana e cavidade, e túbulos dentinários predominantemente paralelos e perpendiculares à interface).

Não há na literatura um consenso sobre a influência da orientação dos túbulos dentinários nos valores de resistência de união. Schupbach, Krejci e Lutz (1997) relataram menor espessura da camada híbrida em superfícies com orientação paralela dos túbulos dentinários, porém a resistência de união não é dependente da espessura e sim da sua qualidade. Oilo e Olsson (1990) observaram maiores valores de resistência de união de espécimes obtidos a partir da dentina vestibular comparado à da dentina pulpar. Já Phrukkanon, Burrow e Tyas (1999) não observaram diferenças nos valores de resistência de união para as diferentes orientações dos túbulos dentinários e Sattabanasuk, Shimada e Tagami (2004) relataram que a orientação paralela dos túbulos dentinários influenciou negativamente os valores de resistência de união. Pazinatto e Atta (2008) conduziram um estudo em superfície com orientação paralela dos túbulos dentinários e, ao comparar os resultados com a literatura, observaram valores compatíveis com a média ou superiores ao de superfícies com orientação perpendicular dos túbulos.

No presente estudo, a orientação dos túbulos mostrou-se um fator importante na resistência de união. Para ambos os sistemas adesivos, quando os túbulos apresentavam-se predominantemente paralelos à interface adesiva (superfície vestibular), os valores de resistência de união sofreram um aumento estatisticamente significativo comparados à orientação predominantemente

perpendicular (superfície oclusal ou pulpar) ($p < 0,001$ para o Scotchbond Multipurpose e $p = 0,012$ para o Clearfil SE Bond). O mesmo foi encontrado por Ogata et al. (2001) utilizando outros sistemas adesivos. A diferença morfológica encontrada na camada híbrida pode influenciar na concentração de tensões na interface dentina-resina resultando na diferença da resistência de união para superfícies paralelas e perpendiculares, pois no condicionamento da superfície com orientação dos túbulos dentinários paralelos, o ácido remove a camada de dentina peritubular ao longo dos túbulos, permitindo uma difusão do adesivo em torno da dentina intertubular (PERDIGAO; SWIFT; 1994; MARSHALL et al., 1997; OGATA et al., 2001).

Observando as imagens obtidas no MEV, notam-se diferenças morfológicas para as duas orientações dentinárias. Essa diferença estrutural pode justificar o resultado encontrado neste estudo. Ao cortarmos os túbulos dentinários paralelamente há uma maior quantidade de dentina (peri e intertubular), enquanto no corte perpendicular há uma maior quantidade de lúmens tubulares, havendo uma maior formação de *tags* de resina e menor área para formação da camada híbrida. Ogata et al. (2001) por meio de imagens obtidas em MEV, observaram que a área total ocupada pela camada híbrida foi maior na superfície com orientação paralela comparado à perpendicular dos túbulos.

A adesão em dentina se processa pela formação da camada híbrida, que nada mais é que uma camada composta pelas fibrilas de colágeno da dentina desmineralizada permeadas pelo sistema adesivo (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982; NAKABAYASHI; NAKAMURA; YASUDA, 1991). Desta forma, no corte paralelo dos túbulos, levando em consideração a remoção da dentina peritubular pelo condicionamento ácido e exposição da dentina intertubular subjacente (PERDIGAO; SWIFT, 1994; MARSHALL et al., 1997; OGATA et al., 2001), há uma maior quantidade de dentina para a formação da camada híbrida e, portanto, maiores os valores de resistência de união encontrados.

O papel dos *tags* de resina na resistência de união é bastante controverso. Nakabayashi, Nakamura e Yasuda (1991) avaliaram, em microscopia eletrônica de varredura, diversas interfaces adesivas e, observaram que, embora o comprimento dos *tags* de resina fosse igual, a resistência de união foi muito superior para a interface onde houve a formação da camada híbrida e concluíram que o papel dos *tags* na resistência de união é mínimo. Lohbauer et al. (2008) obtiveram o mesmo

resultado relacionando a presença de *tags*, em imagens obtidas no MEV, com a resistência de união. Os trabalhos de Anchieta et al. (2011) e Rahal et al. (2011) em metodologia semelhante, também constataram a ausência de influência dos *tags* na resistência de união. Por outro lado, Pashley e Carvalho (1997) consideram que formação dos *tags* pode contribuir para os valores de resistência de união devido à convergência dos túbulos dentinários em direção à polpa e, em muitos casos, a penetração de resina nos túbulos dentinários pode gerar retenção mecânica porque os *tags* de resina estão em direções diferentes que fornecem retenção não paralela à aplicação da força de tração e, para a ruptura da interface se torna necessário que eles se fraturem. Chappell et al. (1994) a partir de imagens obtidas em MEV, sugerem que, ao infiltrar dentro dos túbulos dentinários, ocorre uma difusão do adesivo para canais laterais, formando uma rede tridimensional que poderia colaborar para a resistência de união. Ao analisarmos as imagens obtidas em MEV, os *tags* de resina formados no corte predominantemente paralelo apresentam-se também paralelos à interface, e no corte predominantemente perpendicular eles seguem a mesma orientação dos túbulos, imagens semelhantes foram observadas por Phrukkanon et al. (1999). Contudo, não é possível afirmar que a diferença na orientação dos *tags* de resina teve influência sobre os valores de resistência de união na orientação paralela ou perpendicular dos túbulos dentinários.

Os resultados no presente trabalho mostram que a orientação paralela dos túbulos resulta em valores superiores de resistência de união e que a utilização de cavidades para obtenção dos espécimes, apesar de resultar em menores valores de resistência de união, se mostra um modelo passível em fornecer dados mais próximos aos encontrados clinicamente. Nota-se que ainda há a necessidade de mais estudos para padronizar os parâmetros do teste de microtração, pois, apesar de ser um teste laboratorial muito utilizado para prevermos o comportamento dos sistemas adesivos, ainda resulta em grande variabilidade de resultados.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Após a análise estatística dos resultados, pode se concluir que:

1. A resistência de união, por testes de microtração, de superfícies dentinárias obtidas a partir de paredes cavitárias do tipo Classe I é menor do que a de superfícies planas.
2. A resistência de união de superfícies dentinárias com túbulos dispostos predominantemente de forma paralela à interface adesiva apresenta maiores valores comparados às superfícies dentinárias com túbulos dispostos predominantemente perpendiculares nos testes de microtração

Desta forma, as hipóteses nulas foram rejeitadas.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

AL-SALEHI, S. K.; BURKE, F. J. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. **Quintessence Int**, v. 28, n. 11, p. 717-723, Nov. 1997.

ANCHIETA, R. B. et al. Analysis of hybrid layer thickness, resin tag length and their correlation with microtensile bond strength using a total etch adhesive to intact dentin. **Acta Odontol Latinoam**, v. 24, n. 3, p. 272-278, 2011.

ARMSTRONG, S. et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. e50-e62, Feb. 2010.

ARMSTRONG, S. R.; KELLER, J. C.; BOYER, D. B. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. **Dent Mater**, v. 17, n. 3, p. 268-276, May. 2001

ARMSTRONG, S. R. et al. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. **J Adhes Dent**, v. 5, n. 1, p. 47-56, Spring. 2003.

AZEVEDO, L. M. **Efeito da base do Cimento de Ionômero de vidro modificado por resina e técnicas de inserção de resina composta na interface dentina/restauração adesiva**. 2011. 108f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2011.

BAKHSH, T. A. et al. Concurrent evaluation of composite internal adaptation and bond strength in a class-I cavity. **J Dent**, v. 41, n. 1, p. 60-70, Jan. 2013.

BARCELLOS, D. et al. Influence of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Composite Using the Intrinsic Characterization Technique. **Oper Dent**, v. 38, n. 6, p. 635-643, Nov./Dec. 2013.

BELLI, S.; DONMEZ, N.; ESKITASCIOGLU, G. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. **J Adhes Dent**, v. 8, n. 4, p. 247-253, Aug. 2006.

BOROUJENI, P. M.; MOUSAVINASAB, S. M.; HASANLI, E. Effect of configuration factor on gap formation in hybrid composite resin, low-shrinkage composite resin and resin-modified glass ionomer. **J Investig Clin Dent**, 2014. doi: 10.1111/jicd.12082.

BOWEN, R. L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. 3. Bonding to dentin improved by pre-treatment and the use of surface-active comonomer. **J Dent Res**, v. 44, n. 5, p. 903-905, Sep./Oct. 1965.

BRAGA, R. R. et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. e38-49, Feb. 2010.

BRANNSTROM, M.; JOHNSON, G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. **J Prosthet Dent**, v. 31, n. 4, p. 422-430, Apr. 1974.

BRESCHI, L. et al. Influence of chlorhexidine concentration on the durability of etch-and-rinse dentin bonds: a 12-month in vitro study. **J Adhes Dent**, v. 11, n. 3, p. 191-198, Jun. 2009.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, v. 34, n. 6, p. 849-853, Dec. 1955.

BUONOCORE, M. G. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. **J Am Dent Assoc**, England, v. 67, p. 382-391, Sep. 1963.

BURKE, F. J. et al. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 16, n. 4, p. 158-165, Dec. 2008.

CABRERA, E.; MACORRA, J. C. Microtensile bond strength distributions of three composite materials with different polymerization shrinkages bonded to dentin. **J Adhes Dent**, v. 13, n. 1, p. 39-48, Feb. 2011.

CAMARGO, M. A. et al. Ensaio de microtração: uma revisão crítica da literatura. **Rev Inst Ciênc Saúde**, v. 25 n. 3, p.313-318. 2007.

CAMPOS, E. A. et al. Influence of chlorhexidine concentration on microtensile bond strength of contemporary adhesive systems. **Braz Oral Res**, v. 23, n. 3, p. 340-345, Jul./Sep. 2009.

CARRILHO, M. R. et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. **J Dent Res**, v.86, n. 6, p.529-533. 2007.

CARVALHO, R.M. Sistemas Adesivos: fundamentos para aplicação clínica. **Biodonto**, v.2, n.1, p.1-86, jan/fev; 2004.

CARVALHO, R. M. et al. Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density. **J Adhes Dent**, v. 3, n. 4, p. 309-314, Winter 2001.

CARVALHO, R. M. et al. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. **J Dent**, v.32, n. 1, p. 55-65. 2004.

CARVALHO, R. M. et al. Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de micro-tração. **Revista da FOB**. v. 2, n. 3, p.77-82. 1994.

CARVALHO, R. M. et al. Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. **Arch Oral Biol**, v. 41, n. 4, p. 379-386, Apr. 1996.

CAVALCANTI, A. N. et al. Evaluation of dentin hardness and bond strength at different walls of class II preparations. **J Adhes Dent**, v. 12, n. 3, p. 183-188, Jun. 2010.

CEBALLOS, L. et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. **J Dent**, v.31, n. 7, p. 469-477. 2003.

CHAPPELL, R. P. et al. Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? **J Prosthet Dent**, v. 72, n. 2, p. 183-188, Aug. 1994

CHEN, C. et al. Bonding of universal adhesives to dentin-old wine in new bottles? **J Dent**, 2015. In press. <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.03.004>>.

DE LA MACORRA, J. C.; PEREZ-HIGUERAS, J. J. Microtensile bond strength test bias caused by variations in bonded areas. **J Adhes Dent**, v.16, n. 3, p. 207-219. 2014.

DE MUNCK, J. et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. **J Dent Res**, v.91, n. 4, p.351-357. 2012.

DE MUNCK, J. et al.. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. **Oper Dent**, v. 31, n. 4, p. 456-465, Jul./Aug. 2006.

DOS SANTOS, A. J. et al. Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strength in Class I cavities. **Braz Oral Res**, v. 18, n. 3, p. 260-265, Jul./Sep. 2004.

- DOS SANTOS, G. O. et al. Influence of C-factor and light-curing mode on gap formation in resin composite restorations. **Oper Dent**, v. 34, n. 5, p. 544/550, Sep./Oct. 2009.
- EICK, J. D. et al. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. **J Dent Res**, v. 49, n. 6, p. 359-1368, Nov./Dec. 1970
- EL-DAMANHOURY, H.; GAINANTZOPOULOU, M. Effect of Thermocycling, Degree of Conversion, and Cavity Configuration on the Bonding Effectiveness of All-in-One Adhesives. **Oper Dent**, 2015. In press.
- EL-SAHN, N. A. et al. Effect of C-factor on microtensile bond strengths of low-shrinkage composites. **Oper Dent**, v. 36, n. 3, p. 281-292, May./Jun. 2011.
- ERICKSON, R. L.; BARKMEIER, W. W.; LATTA, M. A. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. **Dent Mater**, v.25, n. 11, p. 1458-1467. 2009.
- FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J Dent Res**, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, Nov. 1987.
- FERREIRA, R. C. et al. Influence of surface area and geometry of specimens on bond strength in a microtensile test: an analysis by the three-dimensional finite element method. **J Prosthodont**, v. 20, n. 6, p. 456-463, Aug. 2011.
- FRANK, R. M. Electron microscopy of undecalcified sections of human adult dentine. **Arch Oral Biol**, v. 1, p. 29-32, Aug.1959.
- FRENCKEN, J. E. et al. Minimal intervention dentistry for managing dental caries - a review: report of a FDI task group. **Int Dent J**, v. 62, n. 5, p. 223-243, Oct. 2012.
- FUSAYAMA, T. et al. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J Dent Res**, v. 58, n. 4, p. 1364-1370, Apr. 1979.
- GARCIA, F. C. P. et al. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol**. v. 10, n. 3 p. 118-127. 2002.
-

GWINNETT, A. J.; MATSUI, A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. **Arch Oral Biol**, v. 12, n. 12, p. 1615-1620, Dec. 1967.

HAMAMA, H. H.; YIU, C. K.; BURROW, M. F. A new method of evaluation of fracture patterns following microtensile bond strength testing using polarized light microscopy. **IJ Adhes Dent**, v.16, n. 4, p.307-311. 2014.

HAN, B. et al. Effect of filler content on the microtensile bond strength of composite resin and dentin in Class I cavities. **Quintessence Int**, v. 43, n. 2, p. e16-22, Feb. 2012.

HEBLING, J. et al. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. **Dent Res**. United States, v.84, n. 8, p.741-746. 2005.

HEINTZE, S. D.; ROUSSON, V.; MAHN, E. Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results - A meta-analysis. **Dent Mater**, 2015. In press.

HURMUZLU, F. et al. Bond strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives. **Quintessence Int**, v.38, n. 4, p.e206-212. 2007.

ILIE, N.; KUNZELMANN, K. H.; HICKEL, R. Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. **Dent Mater**, v. 22, n. 7, p. 593-601, Jul. 2006.

INOUE, S. et al. Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. **Dent Mater J**, v. 22, n. 1, p. 39-47, Mar 2003.

ISAAC, S. Z. et al. Evaluation of bond strength of silorane and methacrylate based restorative systems to dentin using different cavity models. **J Appl Oral Sci**, v. 21, n. 5, p. 452-459, Sep./Oct. 2013.

ISHIKIRIAMA, S. K. et al. The influence of "C-factor" and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. **J Appl Oral Sci**, v. 20, n. 6, p. 603-606, Nov./Dec. 2012.

KIM, Y. K. et al. Influence of different drying methods on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. **Acta Odontol Scand**, v. 72, n. 8, p. 954-962, Nov. 2014.

LOGUERCIO, A. D.; REIS, A.; BALLESTER, R. Y. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. **Dent Mater**, v. 20, n. 3, p. 236-243. 2004.

LOHBAUER, U. et al. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. **J Adhes Dent**, v. 10, n. 2, p. 97-103, Feb. 2008.

MAENOSONO, R. M. et al. Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. **Braz Oral Res**, v. 29, n. 1, p. 1-5, 2015.

MAGHAIREH, G. et al. The effect of energy application sequence on the microtensile bond strength of different C-factor cavity preparations. **Oper Dent**, v. 32, n. 2, p. 124-132, Mar./Apr. 2007.

MARIMOTO, A. K. et al. Influence of Nd:YAG laser on the bond strength of self-etching and conventional adhesive systems to dental hard tissues. **Oper Dent**, v. 38, n. 4, p. 447-455, Jul./Aug. 2013.

MARQUES, M. S. et al. Effect of the C-factor and dentin preparation method in the bond strength of a mild self-etch adhesive. **Oper Dent**, v. 34, n. 4, p. 452-459, Jul./Aug. 2009.

MARSHALL, G. W., JR. et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J Dent**, v.25, n. 6, p.441-458. 1997.

MENDEZ, J. C. et al. Effect of water storage on microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive and a two-step etch-and-rinse adhesive. **Acta Odontol Latinoam**, v. 25, n. 2, p. 176-180, 2012.

MJOR, I. A.; TRONSTAD, L. Experimentally induced pulpitis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 34, n. 1, p. 102-108, Jul.1972.

MOBARAK, E. H.; EL-DEEB, H. A.; YOUSRY, M. M. Influence of Different Intrapulpal Pressure Simulation Liquids on the Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems to Dentin. **J Adhes Dent**, v. 15, n. 6. p. 519-526. 2013.

MÜNCHOW, E. A. et al. Microtensile versus microshear bond strength between dental adhesives and the dentin substrate. **Inte J Adhesion Adhesive**, v. 46, n. 0, p. 95-99. 2013.

-
- NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res**, v. 16, n. 3, p. 265-273, May. 1982.
- NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M.; YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. **J Esthet Dent**, v. 3, n. 4, p. 133-138, Jul./Aug. 1991.
- NIKOLAENKO, S. A. et al. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. **Dent Mater**, v. 20, n. 6, p. 579-585, Jul. 2004.
- NIU, Y. et al. Effects of layering techniques on the micro-tensile bond strength to dentin in resin composite restorations. **Dent Mater**, v. 25, n. 1, p.129-34. 2009.
- OGATA, M. et al. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. **Oper Dent**, v. 26, n. 1, p. 27-35, Jan./Feb. 2001.
- OILO, G.; OLSSON, S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. **Dent Mater**, Denmark, v.6, n. 2, p.138-144. 1990.
- OSORIO, R. et al. Effect of dentin etching and chlorhexidine application on metalloproteinase-mediated collagen degradation. **Eur J Oral Sci**, v. 119, n. 1, p. 79-85, Feb. 2011.
- PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent**, v. 25, n. 5, p. 355-372, Sep. 1997.
- PASHLEY, D. H. et al. The microtensile bond test: a review. **J Adhes Dent**, v. 1, n. 4, p. 299-309, Winter 1999.
- PASHLEY, D. H. et al. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. **Arch Oral Biol**, v. 40, n. 12, p. 1109-18, Dec. 1995.
- PASHLEY, D. H. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int**, v. 24, n. 9, p. 618-631, Sep. 1993.
- PASHLEY, D. H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent Mater**, v. 11, n. 2, p. 117-125, Mar. 1995.
- PASHLEY, D. H. et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. **J Dent Res**, v. 83, n. 3, p. 216-221, Mar. 2004.
-

PAZINATTO, F. B.; ATTA, M. T. Influence of differently oriented dentin surfaces and the regional variation of specimens on adhesive layer thickness and bond strength. **J Esthet Restor Dent**, v. 20, n. 2, p. 119-128, 2008.

PERDIGAO, J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. e24-37, Feb. 2010.

PERDIGAO, J.; LOGUERCIO, A. D. Universal or Multi-mode Adhesives: Why and How? **J Adhes Dent**, v.16, n. 2, p.193-194. Apr. 2014.

PERDIGAO, J.; SWIFT, E. J. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. **Int Dent J**, v. 44, n. 4, p. 349-359, Aug. 1994.

PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. **Dent Mater**, v. 14, n. 3, p. 212-221, Jun. 1998.

PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. **J Dent**, v. 27, n. 4, p. 265-274, May. 1999.

PONGPRUEKSA, P.; KUPHASUK, W.; SENAWONGSE, P. Effect of elastic cavity wall and occlusal loading on microleakage and dentin bond strength. **Oper Dent**, v. 32, n. 5, p. 466-475, Sep./Oct. 2007.

PROENCA, J. P. et al. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. **Dent Mater**, v. 23, n. 12, p. 1542-1548, Dec. 2007.

PURK, J. H. et al. In vivo versus in vitro microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparation walls in Class II resin-based composite restorations. **J Am Dent Assoc**, v. 135, n. 2, p. 185-193, Feb. 2004.

RAHAL, V. et al. Influence of the hybrid layer thickness and resin tag length on microtensile bond strength. **Acta Odontol Latinoam**, v. 24, n. 1, p. 8-14, 2011.

REIS, A. et al. Effect of mode of application on the microtensile bond strength of a self-etch and etch-and-rinse adhesive system. **Oper Dent**, v. 35, n. 4, p. 428-435, Jul./Aug. 2010.

SALVIO, L. A. et al. Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. **Eur J Dent**. India, v.7, n. 3, p.315-326. 2013.

SAMPAIO, P. C. et al. Effect of conventional and resin-modified glass-ionomer liner on dentin adhesive interface of Class I cavity walls after thermocycling. **Oper Dent**, v. 36, n. 4, p. 403-412, Jul./Aug. 2011.

SANARES, A. M. et al. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. **Dent Mater**, v. 17, n. 6, p. 542-556, Nov. 2001.

SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mater**, v. 10, n. 4, p. 236-40, Jul. 1994.

SANO, H. et al. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. **Oper Dent**, v. 20, n. 1, p. 18-25, Jan./Feb. 1995.

SATTABANASUK, V.; SHIMADA, Y.; TAGAMI, J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. **Oper Dent**, v. 29, n. 3, p. 333-341, May./Jun. 2004.

SCHEFFEL, D. et al. Increased Durability of Resin-Dentin Bonds Following Cross-Linking Treatment. **Oper Dent**, 2015. In press.

SCHERRER, S. S.; CESAR, P. F.; SWAIN, M. V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. e78-93, Feb. 2010.

SCHREINER, R. F. et al. Microtensile testing of dentin adhesives. **Dent Mater**, v. 14, n. 3, p. 194-201, Jun. 1998.

SCHUPBACH, P.; KREJCI, I.; LUTZ, F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. **Eur J Oral Sci**, v. 105, n. 4, p. 344-352, Aug. 1997.

SHONO, Y. et al. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. **J Dent Res**, v. 78, n. 2, p. 699-705, Feb. 1999.

SILVA E SOUZA, M. H., JR. et al. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. **J Appl Oral Sci**, v. 18, n. 3, p. 207-14, May-Jun 2010. ISSN 1678-7765 (Electronic) 1678-7757 (Linking).

SIRISHA, K. et al. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. **J Conserv Dent**, v. 17, n. 5, p. 420-426, Sep. 2014.

SOARES, C. G. et al. Evaluation of bond strength and internal adaptation between the dental cavity and adhesives applied in one and two layers. **Oper Dent**, v. 35, n. 1, p. 69-76, Jan./Feb. 2010.

SODERHOLM, K. J. Does resin based dentine bonding work? **Int Dent J**, v. 45, n. 6, p. 371-381, Dec. 1995.

SODERHOLM, K. J.; GERALDELI, S.; SHEN, C. What do microtensile bond strength values of adhesives mean? **J Adhes Dent**, v. 14, n. 4, p. 307-314, Aug. 2012.

SUH, B. I. Universal adhesives: the evolution of adhesive solutions continues. **Compend Contin Educ Dent**, v. 35, n. 4, p. 278, Apr. 2014.

TAY, F. R.; GWINNETT, A. J.; WEI, S. H. The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. **Am J Dent**, v. 9, n. 4, p. 161-166, Aug. 1996.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. **Am J Dent**, v. 16, n. 1, p. 6-12, Feb. 2003.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. **J Dent**, v. 32, n. 3, p. 173-196. 2004.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; YOSHIYAMA, M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. **J Dent Res**, v. 81, n. 7, p. 472-476, Jul. 2002.

TAY, F. R. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. **J Adhes Dent**, v. 5, n. 2, p. 91-105, Summer. 2003.

TJADERHANE, L. Dentin bonding: can we make it last? **Oper Dent**, v. 40, n. 1, p. 4-18, Jan./Feb. 2015.

TJADERHANE, L. et al. The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. **J Dent Res**, v. 77, n. 8, p. 1622-1629, Aug. 1998.

TJADERHANE, L. et al. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. **Dent Mater**, v. 29, n. 1, p. 116-135, Jan. 2013.

-
- TYAS, M. J. et al. Minimal intervention dentistry--a review. FDI Commission Project 1-97. **Int Dent J**, v. 50, n. 1, p. 1-12, Feb. 2000.
- VAN DIJKEN, J. W. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. **J Dent**, v. 38, n. 6 p. 469-474. 2010.
- VAN ENDE, A. et al. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. **Dent Mater**, v. 29, n. 3, p. 269-277, Mar. 2013.
- VAN ENDE, A. et al. Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities. **J Dent**, v. 40, n. 4, p. 295-303. 2012.
- VAN LANDUYT, K. L. et al. Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. **J Adhes Dent**, v. 11, n. 3, p. 175-190, Jun. 2009.
- VAN MEERBEEK, B. et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Oper Dent**, v. 28, n. 3, p. 215-235, May./Jun. 2003.
- VAN MEERBEEK, B. et al. Chemical characterization of the resin-dentin interface by micro-Raman spectroscopy. **J Dent Res**, v. 72, n. 10, p. 1423-1428, Oct. 1993.
- VAN MEERBEEK, B. et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. **Dent Mater**, v.26, n. 2, p.e100-121. 2010.
- VAN MEERBEEK, B.; YOSHIHARA, K. Clinical recipe for durable dental bonding: why and how? **J Adhes Dent**, v.16, n.1, p. 94. 2014.
- WAGNER, A. et al. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. **J Dent**, v. 42, n. 7, p. 800-807, Jul. 2014.
- WATANABE, L. G.; MARSHALL, G. W., JR.; MARSHALL, S. J. Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. **Dent Mater**, v. 12, n. 2, p. 109-115, Mar. 1996.
- YAMAMOTO, T. et al. Contraction stresses in direct and indirect composite restorations compared by crack analysis. **J Adhes Dent**, v. 15, n. 1, p. 47-54, Feb. 2013.
-

YOSHIDA, Y. et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. **J Dent Res**, v. 91, n. 4, p. 376-381, Apr. 2012.

YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. **J Dent Res**, v. 78, n. 4, p. 898-905, Apr. 1999.