



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ALEX JOSÉ SOUZA DOS SANTOS
Cirurgião-Dentista

**EFEITO DA ASSOCIAÇÃO COMPÓSITO-MATERIAIS
RESILIENTES SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO
DENTINA/COMPÓSITO EM MODELOS
EXPERIMENTAIS BI E TRIDIMENSIONAIS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, área de Concentração em Dentística.

**PIRACICABA - SP
2003**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ALEX JOSÉ SOUZA DOS SANTOS
Cirurgião-Dentista

**EFEITO DA ASSOCIAÇÃO COMPÓSITO-MATERIAIS
RESILIENTES SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO
DENTINA/COMPÓSITO EM MODELOS
EXPERIMENTAIS BI E TRIDIMENSIONAIS**

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Lovadino

Banca Examinadora:

Prof. Dra. Gisele Damiana da Silveira Pereira

Prof. Dr. Renato Herman Sundfeld

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, área de Concentração em Dentística.

PIRACICABA - SP
2003

Ficha Catalográfica

Sa19e

Santos, Alex José Souza dos.

Efeito da associação compósito-materiais resilientes sobre a resistência da união dentina/compósito em modelos experimentais bi e tridimensionais. / Alex José Souza dos Santos. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.

xvi, 185p. : il.

Orientador : Prof. Dr. José Roberto Lovadino.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Dentística. 3. Adesivos dentários. I. Lovadino, José Roberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

DEDICATÓRIA

A DEUS

Um encaixamento de madeira adaptado aos alicerces de um edifício não se
desconjunta.

Assim é o coração firmado por uma decisão bem amadurecida.
O desígnio de um homem sensato, em qualquer tempo que seja, não será
alterado pelo temor.

Como a estaca posta em lugar elevado e a parede sem argamassa não
podem resistir à violência do vento, Assim um coração tímido de
pensamentos tolos, não pode resistir ao choque do temor.

OBRIGADO MEU DEUS!

Tu me destes a firmeza precisa e tens sido o meu apoio.
Colocastes em minha vida as pessoas certas e abençoadas,
que me fizeram resistir à violência dos ventos.
Fostes para mim um abrigo contra o calor,
uma tela contra o ardor do meio-dia,
Um sustentáculo contra os choques, um amparo contra a queda.
Obrigado, pois Tu Senhor tens elevado minha alma,
Iluminado meus olhos, dado-me saúde, vida e benção.

AOS MEUS PAIS,

FÉLIX E CECÍLIA, pelo imenso carinho e amor recebidos durante minha vida. A vocês devo a vida e o tudo conquistado. Ensinarão-me a crer nas pessoas e amar os amigos.

Estiveram comigo incentivando-me profundamente a cada passo dado.

Deram-me a sobriedade e fizeram-me entender o valor da honra e da amizade. Solidificaram junto a mim o amor, a base de tudo que pôde e poderá ser construído em nossas vidas.

AOS MEUS IRMÃOS,

FÁBIA, FABRÍCIA E HARON, pelo amor incondicional e confiança. Vocês me inspiraram, foram companheiros de jornada e me fizeram crescer como ser humano. São pessoas que eu admiro pela individualidade característica, pela forma com que cada um observa a vida e com ela aprendem. A vocês, com certeza, devo muito.

AGRADECIMENTOS

Ao PROF. DR. JOSÉ ROBERTO LOVADINO, pela confiança e oportunidades oferecidas. Agradeço, ainda, o incentivo dado, a inestimável orientação e contribuição à minha formação pessoal e, principalmente, pela amizade e apoio dispensado nos momentos oportunos, minha eterna gratidão.

Aos Professores da Área de Dentística LUÍS ROBERTO MARCONDES MARTINS, LUÍS ALEXANDRE M. S. PAULILLO e MARCELO GIANNINI, pela amizade, respeito e contribuição preciosa à minha formação. A admiração que tenho por vocês, como pessoas e como profissionais que são, motivou-me a seguir o caminho escolhido.

Ao PROF. DR. MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI, pela confiança, orientação e contribuição neste trabalho. Obrigado pelo respeito intenso, atenção e oportunidade de trabalho conjunto.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do PROF. DR. THALES ROCHA DE MATTOS FILHO (Diretor) e do PROF. DR. MÁRIO FERNANDO DE GÓES (Diretor Associado).

À COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR (CAPES) pelo apoio financeiro instituído através da concessão de bolsa durante parte do Curso de Pós-Graduação.

À FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA NO ESTADO DE SÃO PAULO (FAPESP) pelo apoio financeiro instituído através da concessão do auxílio-pesquisa que viabilizou a execução do experimento.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE POTIGUAR pelo apoio e compreensão durante o período de finalização deste trabalho.

Ao PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO, coordenador dos cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

À PROFA. DRA. BRENDA PAULA FIGUEIREDO DE ALMEIDA GOMES,
coordenadora do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da
Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de
Campinas.

À ÁREA DE MATERIAIS DENTÁRIOS - Departamento de Odontologia
Restauradora, na pessoa do PROF. DR. SIMONIDES CONSANI, colaboração e
disponibilidade em permitir o uso dos Laboratórios para desenvolvimento
experimental de parte deste trabalho.

Aos meus grandes amigos de turma da Pós-Graduação FLÁVIO H. B.
AGUIAR, FABIANA M. GOMES, PATRÍCIA CHAVES, CLAUDIA CIA WORSHECK e
FERNÃO H. C. LEITE JR., pela amizade sincera e cumplicidade. A nossa
convivência me proporcionou momentos de muita alegria e amadurecimento
pessoal. O apoio que me foi dado por vocês em momentos aflitos me fez
perceber, ainda mais, como é bom tê-los por perto.

Aos funcionários da Área de Dentística - Departamento de Odontologia Restauradora, PAULA, FERNANDA, PEDRO e DENISE, pela amizade, colaboração e disposição durante nossa convivência.

Aos funcionários da Área de Materiais Dentários, MARCOS BLANCO CANGIANI e SELMA A. B. DE SOUZA pelo exemplo de profissionalismo e humildade e pela disponibilidade de ajuda durante a fase experimental no departamento.

A PROF. GLÁUCIA MARIA BOVI AMBROSANO, pela realização, colaboração e inestimável ajuda na análise estatística desse trabalho. Obrigado pelo respeito e atenção a mim dispensado.

Ao Centro de Microscopia Eletrônica de Varredura da FOP-UNICAMP, tendo como responsáveis os técnicos ELIENE ORSINE N. ROMANI e ADRIANO L. MARTINS, meus sinceros agradecimentos pelo empenho e ajuda.

Aos meus amigos de pós-graduação ALESSANDRA, FABINHO, DENISE MAIA, GRACE MENDONÇA, RICARDINHO, VANESSA CAVALLI, VANESSA ARIAS, LARISSA, ANDRÉA, CAIO, DÉBORA, ANA PAULA, CAROLINA, MIRELA, CELSO, ROGÉRIO OLIVEIRA, JOSÉ AUGUSTO, CRISTIANE MARIOTE, e a tantos outros amigos que participaram de uma convivência agradável no departamento.

Aos eternos amigos JOANE AUGUSTO SOUZA JR. E PAULO HENRRIQUE DOS SANTOS, com os quais tive a felicidade de morar durante a pós-graduação, e tornaram verdadeiros irmãos pelo convívio, companheirismo e grande amizade desenvolvida nesse tempo. Que nossa amizade aumente a cada dia.

Às minhas grandes amigas ROBERTA ALONSO, GISELE CORRER e ANGELA ESCARPARO CALDO-TEIXEIRA, pelo carinho, atenção e pela ajuda na realização deste trabalho. Agradeço o convívio no Departamento de Materiais e a grande amizade reforçada nesse período.

Ao meu grande amigo LEONARDO GONÇALVES CUNHA, pela participação indispensável no desenvolvimento desse trabalho, além do companheirismo, amizade e a dose de seriedade e humor que tanto caracteriza sua vida.

À minha grande amiga LARA CHRISTIE MONTEIRO, uma verdadeira irmã a quem devo e tenho muito a agradecer por toda ajuda e amizade dispensada nos meus momentos difíceis. Obrigado pela alegria de poder participar da sua vida e da pequena ARIEL MONTEIRO SOARES. Pela amizade forte e verdadeira você tem minha eterna admiração.

Aos meus amigos, JULIANA WHATELY, CAROL CALIL, CRISTINA GIBILINI, JOÃO NETO, ANA PAULA CAMARGO, GABRIEL CORTES, ALLAN ABUABARA, LUCIANA MACHION, BRUNO, CÍCERO GADÊ-NETO, ANDRÉ (MINEIRIN), MARLISE KLEIN, PAULA CASTELO, LAURA TOMITA, CARLOS BITENCOUR, pela amizade e por dividirem comigo este momento de realização pessoal e profissional.

À todos os amigos e pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, o Meu Muito Obrigado.

EPÍGRAFE

Vinde a mim todos os que me desejais com ardor,
e enchei-vos de meus frutos;

Pois meu espírito é mais doce que o mel
e minha posse mais suave que o favo de mel.

A memória do meu nome durará por toda a série dos séculos.

Aqueles que me comem terão ainda fome,
e aqueles que me bebem terão ainda sede.

Aquele que me ouve não será humilhado,
e os que agem por mim não pecarão.

Aqueles que me tornam conhecida terão a vida eterna.

Eu, a SABEDORIA, fiz correr os rios.

Sou como um curso de água imensa de um rio,

Como o canal de uma ribeira e como um aqueduto saindo do paraíso.

Pois a luz da ciência que eu derramo sobre todos é como a luz da manhã,

E de longe eu a torno conhecida.

Considerai que não trabalhei só para mim,
mas para todos aqueles que buscam a verdade.

Eclo 24: 26,47

SUMÁRIO

RESUMO	01
ABSTRACT	03
1. INTRODUÇÃO	05
2. REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1. <i>Tensão de Contração de Polimerização</i>	11
2.2. <i>Propriedades dos Materiais Restauradores</i>	34
2.3. <i>"Camada Elástica" ou "Parede Cavitária Resiliente"</i>	43
2.4. <i>O Substrato Dentinário e a Camada Híbrida</i>	62
3. PROPOSIÇÃO	71
4. MATERIAIS E MÉTODOS	74
4.1. <i>Seleção do Dentes</i>	77
4.2. <i>Modelo Experimental Tridimensional: cavidades Classe I</i>	77
4.3. <i>Procedimentos Restauradores</i>	80
4.4. <i>Modelo Experimental Bidimensional: superfície dentinária livre</i>	85
4.5. <i>Teste de Microtração Sobre a Interface da União Dentina/Compósito</i>	88
4.6. <i>Análise do Padrão de Fratura</i>	91
4.7. <i>Observação da Região da União Dentina/Compósito</i>	93
4.8. <i>Análise Estatística</i>	98
5. RESULTADOS	100
5.1. <i>Ensaio de Resistência da União à Microtração</i>	101
5.2. <i>Padrão de Fratura</i>	109
5.3. <i>Micromorfologia da Interface de União</i>	116
6. DISCUSSÃO	122
7. CONCLUSÃO	145
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	148
ANEXOS	154

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do tipo de compósito e da camada elástica sobre a resistência da união dentina/compósito em modelos bi e tridimensionais. O esmalte oclusal de 96 molares humanos foi removido expondo a superfície plana de dentina na qual foram preparadas cavidades Classe I (Fator $C = 4,5$; dimensões= 4 mm M-D, 3 mm V-L e 3 mm de profundidade). Dezoito grupos experimentais ($n=4$) foram distribuídos pela combinação de três compósitos: SureFil, Filtek Z250 e Z100; e de seis diferentes camadas elásticas: 1- SB(1c), camada única do adesivo Single Bond; 2- SB(3c), três camadas do adesivo Single Bond; 3- SB+SBMP, uma camada de SB associada a duas camadas adicionais do adesivo Scotchbond Multi Purpose; 4- OS, aplicação de uma camada do adesivo OptiBond Solo Plus; 5- SB+PLF, uma camada de SB associada ao compósito de alto escoamento Protect Liner F; e 6- SB+FF, uma camada de SB associada ao compósito de alto escoamento Filtek Flow. Cada camada adicional de adesivo foi fotoativada separadamente. Após a criação da "camada elástica", o compósito foi inserido em incremento único. Seis grupos adicionais foram obtidos a partir da união do compósito Esthet-X à parede livre de dentina vestibular (Fator $C= 0,22$; contração efetiva), seguindo os mesmos seis tipos de "camada elástica" realizados no modelo cavitário. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C , por 24 h, antes do teste de tração. Os dentes foram preparados para microtração realizada numa máquina de ensaio universal (Instron 4411). Foram obtidos 4 palitos de cada dente ($A \approx 0,8 \text{ mm}^2$), removidos da parede dentinária vestibular e testados a velocidade de $0,5\text{mm}/\text{min}$. Os dados foram analisados pela análise de variância ANOVA e as médias de resistência de união (MRU) comparadas pelo teste de Tukey e Teste Dunnett ao nível de 5% de significância. As MRU variaram entre 11,2 e 29,6 MPa. Foi verificada diferença estatística entre as MRU para os diferentes compósitos ($p= 0,0079$) e entre as diferentes camadas elásticas tanto em cavidade ($p < 0,0001$) quanto parede-livre ($p= 0,0095$). O compósito Z250 apresentou, de forma geral, as maiores MRU com diferenças estatísticas daquelas apresentadas pelo compósito Z100. O compósito SureFil obteve resultados intermediários, sem diferenças estatísticas dos outros dois. No modelo cavitário, as MRU para o Z250, Z100 e SureFil foram respectivamente: SB+SBMP (27 / 22,9 / 20,4)^a,

SB+PLF (19,8 / 21,3 / 18,5)^{ab}, SB+FF (21,3 / 19 / 15,4)^{bc}, SB-3c (17,9 / 16,4 / 14,2)^{bc}, OS-1c (15,9 / 14,2 / 16)^{bc} e SB-1c (17 / 14,8 / 11,2)^c. Os valores de resistência de união foram menores quando produzidos num modelo cavitário e dependentes do tipo de compósito e "camada elástica" formada. A associação do compósito Z250 às "camadas elásticas" SB+SBMP, SB+PLF, SB+FF e SB(3c) e a associação do compósito SureFil a SB+PLF foram capazes de produzir MRU, no modelo cavitário, semelhantes estatisticamente àquelas desenvolvidas quando o compósito foi submetido à "contração efetiva". Conclui-se que a utilização de compósitos de baixa viscosidade e de camadas espessas de adesivo, como camada intermediária, pode funcionar como uma zona de absorção de tensões, preservando a união e promovendo aumento dos valores de resistência da união dentina/compósito em cavidades Classe I.

Palavras-chave: Compósito; Compósito de alto escoamento; Adesivos com carga; Camada elástica; Tensão de contração de polimerização; Resistência de união.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to assess the effect of different resin composites and elastic layers on resin/dentin bond strength on the buccal wall of Class I cavities. Ninety-six caries-free third molars were ground flat to expose the dentin surface under running water. Class I cavities (C-factor = 4.5, 4 mm mesial-distal, 3 mm buccal-lingual and 3 mm deep) were prepared in occlusal dentin and then randomly distributed into eighteen experimental groups by changing of three resin composites (SureFil, Filtek Z250 e Z100) and six elastic layers: 1- SB(1c), Single Bond adhesive was applied of according manufacturer instruction's; 2- SB(3c), Single Bond adhesive received two additional coats; 3- SB+SBMP, Single Bond adhesive received two additional coats of Scotchbond Multi-Purpose adhesive; 4- OS(1c) Optibond Solo Plus adhesive was applied of according manufacturer instruction's; 5- SB+PLF, Single Bond adhesive received intermediate layer of low-viscosity composite Protect Liner F; and 6- SB+FF, Single Bond adhesive received intermediate layer of low-viscosity composite Filtek Flow. Each additional adhesive layer was individually light-cured. After created elastic layer, the composite was placed using a bulk-filling increment. The teeth were prepared for microtensile bond strength (μ TBS) with the bonded beams (of approximately 0.8 mm²) obtained from the buccal wall of the cavity. The samples were stored in distilled water at 37°C for 24 h prior to μ TBS Testing. For each elastic layer, one additional group was accomplished to measure the bond strengths on corresponding buccal flat surface by cutting away the rest of the cavity walls (C-factor = 0.22). The data were analyzed using one and two-way ANOVA, Tukey Test for multiple comparisons and Dunnett's Test, at a significance level of 0.05. The characteristic strength (TBS^o) in this study varied about 11.2-29.6 Mpa. Statistical significant differences were verified among the resin composites ($p = 0.0079$) and among the various elastic layers in both cavity bonding groups ($p < 0.0001$) and flat bonding groups ($p = 0.0095$). The Z250 resin composite showed the higher TBS means, with statistical differences of the Z100. The Surefil groups exhibited comparable TBS means to others two composites. In the cavity bonding groups, the TBS values for Z250, Z100 and Surefil were respectively: SB+SBMP (27, 22.9, 20.4)^a, SB+PLF (19.8, 21.3, 18.5)^{ab}, SB+FF (21.3, 19, 15.4)^{bc},

SB-3c (17.9, 16.4, 14.2)^{bc}, OS-1c (15.9, 14.2, 16)^{bc} and SB-1c (17, 14.8, 11.2)^c. The mean bond strengths obtained in cavity bonding group were significantly lower than those of the flat bonding group, except when the Z250 resin composite was associate with SB+SBMP, SB+PLF, SB+FF and SB(3c) and the Surefil resin composite was associate with SB+PLF. This association provides the best bond strengths in cavity, similar to the bonding on a flat cavity. The TBS means are dependent of the composite and the various formed elastic layer. The use of a low-viscosity composite or multiple applications of adhesive as intermediate layer can provide a stress absorbing layer, whereby increasing the resin/dentin bond strength in box-shaped cavities.

Key-words: Low-viscosity composites; Filled adhesive; Polymerization shrinkage; Resin composites; Elastic cavity wall; Tensile bond strength.



INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os compósitos são considerados os materiais restauradores diretos mais estéticos e, apesar da constante evolução apresentada pelo material, problemas como a sorção de água, a desidratação, infiltração marginal, sensibilidade pós-operatória e, principalmente a contração de polimerização (FEILZER *et al.*, 1997) ainda estão presentes. A contração de polimerização, inerente ao material restaurador, ocorre durante o processo de cura no qual a conversão de moléculas de monômeros em rede de polímeros é acompanhada pela contração da massa do compósito (VENHOVEN *et al.*, 1993).

Quando o compósito é inserido na cavidade, em uma situação de confinamento, a contração de polimerização gera uma competição entre a tensão gerada e a resistência da união compósito-substrato (FEILZER *et al.*, 1987). Se a tensão for superior à resistência da união, forças de desunião atuarão na interface podendo levar à formação de fendas (DAVIDSON & DE GEE, 1984).

A tensão gerada na interface não é apenas a medida exata da contração volumétrica do material (FEILZER *et al.*, 1997). Esta tensão é dependente de inúmeros fatores, listados por UNTERBRINK & LIEBENBERG

(1999) por ordem de importância como: a geometria da cavidade (configuração e volume), a técnica de aplicação (técnica de inserção e de fotoativação) e o material restaurador (considerando seu módulo de elasticidade, composição de monômeros e tipo de ativação).

Dessa forma, diferentes métodos têm sido propostos para redução da tensão de contração como a modificação da técnica de aplicação do compósito (HANSEN, 1986), a redução do fator de configuração cavitária (FEILZER *et al.*, 1987), alterações na formulação dos compósitos (CHUNG *et al.*, 2002) e a possibilidade de controle, no estágio inicial, da reação de polimerização pela modulação da fotoativação (YOSHIKAWA *et al.*, 2001).

Outros mecanismos relacionam-se ao controle de componentes do próprio compósito, como a matriz resinosa (ASMUSSEN, 1975), a quantidade de partículas de carga (MUNKSGAARD *et al.*, 1987; CONDON & FERRACANE, 2000), tipo de ativação (TANI, em 1989), a quantidade de iniciadores (VENHOVEN, 1996) e a adição de partículas não aderidas à massa do compósito (CONDON & FERRACANE, 1998). O módulo de elasticidade do compósito também se apresenta como variável passível de ser utilizada no controle das tensões oriundas da contração de

polimerização. Entretanto, a redução do módulo de elasticidade está limitada pelo comportamento mecânico do dente restaurado que levaria o compósito a possuir rigidez suficiente para ser submetido aos esforços mastigatórios (AUSILELLO *et al.*, 2002).

A redução na tensão de contração também tem sido atribuída ao agente de união dentinário, pelo baixo módulo de elasticidade tanto da própria camada de adesivo como da zona de interdifusão resina-dentina (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Com a introdução de adesivos com carga, a maior viscosidade proporcionou a expectativa de certa característica promissora quanto ao selamento marginal: sua maior espessura de camada (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Este fenômeno caracterizado pela maior espessura de camada entre o material restaurador e a estrutura dentária foi descrito como conceito de "parede cavitária elástica" (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, 1990). Ainda, a utilização de camadas mais espessas de adesivos sem carga (CHOI *et al.*, 2000) e de compósitos de baixa viscosidade como forradores resinosos (SWIFT JR. *et al.*, 1996; BAYNE *et al.*, 1998; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999) parece vantajosa na redução das tensões.

Um dos principais fatores envolvidos na longevidade da restauração é a manutenção da união através da redução das tensões que atuem na interface dente/compósito. Algumas das técnicas de atenuação dessas tensões são passíveis de serem executadas na prática clínica como: a escolha do tipo de compósito restaurador e a utilização de compósitos de baixa viscosidade, adesivos com carga e camadas espessas de adesivos sem carga. Com intuito de verificar se essas técnicas poderiam diminuir a intensidade da tensão gerada na interface e favorecer a resistência da união é que esse estudo teve por objetivo investigar a influência do tipo de compósito restaurador e da performance da "camada elástica" formada (compósitos de baixa viscosidade, adesivos com carga ou camada espessa de adesivo sem carga) na resistência da união em cavidades Classe I com alto fator cavitário e em superfície planas de dentina.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Tensão de Contração de Polimerização

DAVIDSON, DE GEE & FEILZER, em 1984, realizaram um estudo que promoveu a comparação entre o desenvolvimento da resistência de união dentina-compósito e a tensão gerada pela contração de polimerização em função do tempo de polimerização, em modelos lineares e tridimensionais, sendo, neste último, avaliada a adaptação marginal da interface dente-compósito. Para isso, fizeram uso de um compósito quimicamente ativado, Silar, um compósito fotoativado, Silux, e um adesivo dentinário, Scotchbond (3M-ESPE). Foram produzidas tiras de dentes bovinos com espessura de 2,0 mm, colocadas em tensilômetro que consistia em duas terminações: a inferior, onde se colocaram amostras de dente bovino; a superior, que foi preenchida com compósito conectado à célula de carga. A tensão de contração foi registrada continuamente. Em diferentes momentos, desde o início do processo de polimerização, a resistência de união era determinada em velocidade constante de 0,2 mm/minuto e cada experimento era repetido 5 vezes. Os resultados indicaram que, para o teste linear com o tensilômetro, quando a contração de polimerização

possui uma direção, resistência de união substancial dentina-compósito é formada. Neste caso, a resistência de união foi superior à tensão gerada pela contração de polimerização, devido à deformação apresentada pelo compósito no estágio inicial de polimerização. No experimento tridimensional não se verificou esta relação, sendo que a resistência de união não conseguiu se opor à tensão de contração, provavelmente devido à menor deformação verificada pelo compósito em função da restrição deste pelas paredes da cavidade.

O efeito da profundidade da cavidade e a técnica de aplicação do compósito foram investigados por HANSEN, em 1986, através da mensuração das fendas na interface dente/compósito. Para a primeira fase, foram confeccionadas cavidades, em dentes humanos, com 4 mm de diâmetro e associadas a variadas profundidades: 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; ou 3,0 mm. Para a segunda fase, cavidades de 4 mm diâmetro e de 3mm de profundidade foram restauradas de acordo com 3 formas de inserção incremental: uma técnica de 2 incrementos horizontais e duas técnicas de dois incrementos oblíquos. Os resultados mostraram que a profundidade da cavidade não influenciou na formação de fendas nas margens próximas à parede livre da restauração. Entretanto, aliaram esse fenômeno à possível

menor conversão nas partes mais profundas do compósito. Encontraram, também, que a inserção incremental pode reduzir a formação de fendas. Os dois tipos de inserção oblíqua reduziram em 25 % a formação de fendas na interface dente-restauração.

FEILZER, DE GEE & DAVIDSON realizaram, em 1987, um estudo que relacionou o fator de configuração cavitária (Fator C), com o desenvolvimento da tensão durante o processo de polimerização. Para isso, utilizaram-se de um aparelho constituído de dois discos metálicos, idênticos, posicionados paralelamente, com diâmetros de 5, 10 e 15 mm, sendo o superior conectado à célula de carga. A variação entre o diâmetro e a distância entre os discos no aparelho resultou em diferentes valores para o fator-C do experimento, sendo considerada superfície aderida às regiões de união disco-compósito e superfície livre a região cilíndrica da amostra. Foram utilizados neste estudo os compósitos quimicamente ativados Silar e P10, ambos da 3M-ESPE, sendo manipulados de acordo com instruções do fabricante. A tensão foi registrada pelo período de 30 minutos ou até que houvesse falha no experimento. Os resultados encontrados revelaram que, em restaurações com fator-C maior ou igual a 1, a deformação do compósito ao longo da superfície livre e a conseqüente

liberação da tensão gerada foi suficiente para preservar a união. Neste caso, a tensão gerada no processo desenvolveu-se lentamente e foi menor ou aproximada ao valor de resistência de união da amostra. Todas as amostras que possuíam fator-C maior que 2,0 falharam coesivamente, sendo que quanto maior o fator-C utilizado, maior era a tensão produzida no experimento, juntamente com a menor capacidade de deformação do compósito.

TANI, em 1989, determinou a tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos ativados quimicamente e fotoativados. Utilizou, para este objetivo, um aparelho acoplado à célula de carga. A amostra do compósito era produzida em uma matriz transparente com 5 mm em diâmetro por 12 mm em altura. Foram utilizados quatro compósitos quimicamente ativados e seis compósitos fotoativados, sendo que a mensuração da tensão gerada foi registrada após 1 e 3 horas do início da polimerização. Os compósitos fotoativados apresentaram início do desenvolvimento da tensão logo após a irradiação pela luz e esta variou de 6,5 a 9,5 kg (após 1 hora) e 6,5 a 9,8 kg (após três horas). Os compósitos quimicamente ativados apresentaram tensão após 4-5 minutos do início da espatulação e esta variou de 3,6 a 5,4 (após 1 hora) e 4,1 a

5,9 kg (após três horas), sendo que não houve relação entre a concentração de partículas inorgânicas e a tensão gerada durante a polimerização e os compósitos fotoativados apresentaram tensão significativamente maior do que os quimicamente ativados. A tensão gerada por cada compósito está relacionada à adesividade do agente de união, variação de viscosidade durante a polimerização e ao módulo de elasticidade do compósito.

FEILZER, DE GEE & DAVIDSON, em 1990, estudaram a formação das tensões geradas pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em amostras com Fatores C distintos e a liberação desta tensão pela deformação do material. Fizeram uso de quatro compósitos quimicamente ativados com os quais foram produzidas amostras cilíndricas colocadas na máquina (Instron 6022) composta de dois discos metálicos de diâmetro 10 mm. A variação da distância entre os discos promoveu os diferentes valores de Fator-C avaliados: 0,5; 2,0; 2,5 e 5,0. Após a inserção do material a tensão gerada foi registrada desde o tempo zero até 60 minutos após o início do teste. A tensão total e tensão liberada por deformação foram então calculadas. Os resultados encontrados mostraram que, para o fator-C= 0,5, nenhum dos materiais em estudo

desenvolveu tensão que superasse a resistência da união compósito-disco.

A porcentagem de liberação de tensões por relaxamento neste caso para os materiais em estudo variou de 65% a 92%. Os casos nos quais o fator-*C* era mais elevado, verificaram falhas decorrentes da deformação limitada. A porcentagem de liberação de tensões por relaxamento caiu para valores médios de 35%, sendo que nos casos com fator $C = 5,0$ não foi verificada liberação de tensões. Concluíram que o percentual de liberação de tensões por deformação é material e configuração-dependente e nos casos em que se verifica baixo fator-*C*, a deformação contribui consideravelmente na liberação da tensão gerada pela contração de polimerização do compósito.

A contração de polimerização e a conversão de monômeros foram verificadas por VENHOVEN, DEGEE & DAVIDSON, em 1993. Investigaram a contração de polimerização e conversão de metacrilatos resinosos fotoativáveis baseados em BisGMA (bisfenol-A 2-hidroxipropil metacrilato) diluído com TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato), MMA (metil metacrilato), HPMA (hidroxipropil metacrilato) ou EHMA (+/- 2-etilxil metacrilato). A contração foi mensurada com o auxílio de um linômetro, um aparato simples para determinar a verdadeira contração de polimerização

linear do monômero líquido em temperatura ambiente. Os autores concluíram que a contração foi maior de acordo com o aumento da quantidade de diluentes monoméricos e que a mistura Bis-GMA-HPMA demonstrou a maior conversão à uma moderada contração.

A intensidade de luz e a integridade da interface dente-restauração foram avaliados por FEILZER *et al.*, 1995. Os autores avalizaram também o efeito da utilização de materiais de base como regiões resilientes para a absorção da tensão gerada. Para a verificação da integridade da interface fez o uso de vinte e quatro dentes humanos extraídos, do adesivo Clearfil Liner Bond e do compósito de baixa viscosidade Protec Liner F. Foram realizadas cavidades Classe V com profundidade de 1,5 mm. Foi comparado o uso do adesivo com ou sem a aplicação do compósito de baixa viscosidade. Um grupo adicional foi avaliado com a cavidade sendo totalmente preenchida com o compósito de baixa viscosidade. A contração de polimerização foi mensurada com o linômetro em amostras com espessura de 1,5 mm. A contração linear foi obtida, continuamente, pelo período de 60 minutos. Os resultados mostraram não haver diferenças entre os grupos testados e os autores relacionaram esse efeito ao baixo módulo de elasticidade semelhante entre

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura os compósitos Protec Liner F (4,9 GPa) e o compósito restaurador Clearfil Lustre utilizado (6,1 GPa).

A ativação de materiais a base de resina foi investigada quanto à dinâmica de polimerização por VENHOVEN, DEGEE & DAVIDSON, em 1996. Segundo os autores, a literatura tem mostrado que o desenvolvimento mais lento da polimerização pela fotoativação a intensidades mais baixas de luz melhora a integridade da interface cavidade/compósito como resultado do desenvolvimento mais gradual de tensões. Os autores realizaram um estudo para verificar como o padrão de cura poderia ser controlado pelas variações na concentração de fotoiniciadores em resinas a base de BisGMA-TEGDMA. O padrão de cura e o grau de conversão foram avaliados através de medidas da contração linear e por um espectroscópio infravermelho de Fourier. Os autores concluíram que o padrão de cura pode ser controlado significativamente real redução de concentrações de ambos fotoiniciador e agente de redução, sem afetar a conversão do compósito.

CARVALHO *et al.*, em 1996, realizaram revisão literária sobre a ocorrência e intensidade da tensão gerada durante o processo de polimerização, a influência desta e a importância de sua liberação. A

intensidade da tensão gerada, segundo o trabalho, está relacionada a diferentes configurações da cavidade, entre outros fatores. Concluíram que o grau de deformação do compósito durante a polimerização é determinado pelo material e também pela relação entre a área de superfícies unidas e a área de superfícies livres (fator configuração da cavidade, fator-C). Se não é observada falha coesiva dos materiais e as paredes da cavidade são consideradas rígidas, a única maneira viável de liberação da tensão gerada pela contração de polimerização é a deformação plástica do material pelas superfícies livres e não unidas. Quanto menor o fator-C, menor será a competição entre a resistência de união e as tensões geradas pela contração de polimerização. Em condição clínica, o trabalho apresenta que restaurações com fator-C menor que 1 são as únicas capazes de resistir à tensão gerada. Já em relação ao material, quanto menor for a capacidade deste de se deformar, maior será a tensão de contração gerada no processo. Assim, compósitos fotoativados que apresentam rápida e imediata reação de polimerização permitem menor deformação, comparada aos compósitos quimicamente ativados nos quais a reação de polimerização é mais lenta e, por isso, deformam-se mais e têm, em consequência, maior liberação de tensões.

Os compósitos restauradores têm sua estabilidade dimensional comprometida pela contração decorrente da reação de polimerização. Assim, devido ao problema envolvido no mecanismo de contração, DAVIDSON & FEILZER, em 1997, através de revisão de literatura, discutiram os aspectos relacionados a esse tema. A contração de polimerização se relaciona com o módulo de elasticidade do material e sua habilidade de deformação, assim como com a situação em que ela ocorre, livre ou restrita. Em situação clínica, o material restaurador está confinado e é sujeito à contração em uma situação restrita. Por estar aderido às estruturas rígidas, tensões são geradas ao longo das paredes podendo ocasionar uma falha coesiva, aumento de porosidade ou perda de coerência interna. A tensão ocorre quando a contração é obstruída e o material é rígido o suficiente para resistir à deformação plástica que compense o volume original da massa. Sua magnitude está relacionada às propriedades visco-elásticas do material e a condescendência das estruturas circundantes. Os métodos de controle da tensão gerada e sua liberação estão relacionados à geometria da cavidade e conseqüente fator-C e utilização de materiais de baixo módulo de elasticidade como regiões capazes de absorção de tensões. A modulação do processo de fotoativação

já demonstrou, experimentalmente, menor dano à interface restauração-estrutura dentária sem causar influências nas propriedades físicas do material. Dessa forma, o conhecimento e compreensão dos meios existentes para controle da tensão gerada pela contração do compósito fazem-se necessários para se obter os benefícios máximos da aplicação dos compósitos na odontologia restauradora.

A redução nas tensões de contração de polimerização foi investigada por CONDON & FERRACANE, em 1998, através da adição de partículas de carga não aderidas. Foi verificada a tensão de contração de polimerização do compósito microparticulado que teve como variação o tratamento das micropartículas: silanizadas, não silanizadas, tratadas com silano não funcional. Um compósito híbrido contendo mistura de micropartículas e partículas pequenas foi também testado. Para esse compósito experimental, as pequenas partículas de vidro foram silanizadas e as micropartículas apresentaram o mesmo tratamento descrito para o compósito microparticulado. Devido ao conceito de alta viscosidade com a resina associada a micropartículas não silanizadas é que o tratamento com silano não funcional foi incluído. O silano não funcional une-se as micropartículas e torna a superfície hidrófoba, produzindo massa menos

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

viscosa por permitir melhor molhamento da partícula pela resina. Foram utilizados o fator-C de 3, para o compósito microparticulado, e o fator-C de 2, para o compósito híbrido de partículas pequenas. A tensão foi mensurada pela polimerização do compósito inserido entre placas montadas numa máquina de testes mecânicos. A força máxima foi verificada até 15 minutos após a fotoativação. A adição de partículas silanizadas com o silano não funcional ao compósito resultou em redução de 50% da tensão de contração de polimerização. A adição de micropartículas não silanizadas não reduziu a tensão de contração. No compósito híbrido de partículas pequenas, a adição de micropartículas não silanizadas proporcionou redução de 30% na tensão de contração, ao passo que a adição de micropartículas tratadas com o silano não funcional não resultou em diminuição das tensões. Os autores concluíram que a contração dos compósitos pode impor altos níveis de tensão na interface de união e levar a falhas. Micropartículas não aderidas à matriz resinosa podem promover áreas de liberação de tensões internas, reduzindo significativamente a tensão de contração de polimerização nos compósitos odontológicos.

Para determinar a distribuição e magnitude das tensões internas resultantes da contração de polimerização de restaurações de compósito,

KINOMOTO & TORII, em 1998, usaram o modelo de análise fotoelástica.

Cavidades tipo caixa (5 x 2 x 2 de profundidade) foram confeccionadas em dentes bovinos e em moldes de compósito. As restaurações foram seccionadas no seu longo eixo e observadas com microscópio de luz polarizada. A tensão principal na restauração, a tensão normal e de cisalhamento nas paredes da cavidade foram examinadas pelo método de integração gráfica. A integridade marginal ao longo das paredes da cavidade também foi examinada pelo método de impregnação de corante. As tensões internas, nas restaurações realizadas em dentes bovinos, não foram suficientemente grandes para serem observadas, provavelmente em função das fendas ao longo das paredes de dentina que agiram liberando as tensões. Por outro lado, não foram verificadas fendas ao longo das paredes da cavidade nas restaurações nos moldes de compósito. Como a deformação da resina composta foi severamente limitada, a máxima tensão normal, que ocorreu principalmente próximo às linhas de ângulo interno da cavidade, foi calculada como sendo tão alta quanto 23 MPa. O nível de tensão próximo à linha de ângulo interno foi significativamente superior àquela encontrada próxima às margens do ângulo cavo-superficial. Os autores concluíram que a distribuição das tensões internas, em

restaurações de compósito em cavidade tipo caixa, é considerada como sendo desfavorável para a união em regiões mais profundas da dentina.

O efeito da configuração cavitária, da profundidade da cavidade e da técnica restauradora foi avaliado por YOSHIKAWA *et al.*, em 1999. Cavidades Classe I foram utilizadas no experimento, sendo a configuração cavitária e a espessura remanescente de dentina analisadas quanto ao seu efeito na resistência da união dentina/compósito na parede de fundo da cavidade. O esmalte oclusal foi removido para expor uma superfície plana de dentina, que foi utilizada no grupo-controle. Cavidades (3mm V-L x 4mm M-D e 2mm de profundidade) foram preparadas também em superfícies dentinárias livres de esmalte oclusal, promovendo fator-C igual a 3. Os dentes foram restaurados com Clearfil Liner Bond II, One Step e Super-Bond D Liner e com o compósito Clearfil Photo Posterior. Após 24 horas de armazenagem em água a 37 °C, os dentes foram verticalmente seccionados em 3 ou 4 fatias, de 0,7 mm de espessura, que foram submetidas à constrição. Todos os grupos exibiram maiores valores de resistência de união na dentina mais superficial. Os adesivos One Step e Super-Bond D Liner exibiram valores significativamente menores na dentina profunda de baixo fator-C. As cavidades tridimensionais de alta

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

configuração cavitária (fator- $C=3$) proporcionaram valores de resistência de união de 21 a 35 % menores que em superfícies livres. Observações em MEV mostraram que o modo de falha dos espécimes de altos valores de resistência de união tenderam a falhas coesivas dentro da camada híbrida, enquanto os espécimes de menores valores exibiram falhas no topo da camada híbrida. Os autores concluíram que alguns adesivos podem não ser satisfatórios em dentina profunda por serem mais susceptíveis às tensões de contração de polimerização desenvolvida em cavidades de alto fator- C .

CONDON & FERRACANE, em 2000, quantificaram a tensão gerada pela contração de polimerização em uma região confinada, além de avaliar o efeito do monômero utilizado na redução do nível de tensões. Fez-se uso de máquina para testes mecânicos e do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M-ESPE), sendo a garra superior da máquina acoplada a uma célula de carga que realizava a mensuração da tensão gerada. A fotoativação foi realizada por 60s de ambos lados da amostra com o aparelho Optilux (Demetron Research Co.). O fator- C do experimento em questão foi igual a 1,0 e o monitoramento da tensão gerada foi realizado pelo período de 10 min após o fim da fotoativação, menos para o compósito quimicamente ativado Bisco 2 (Bisco), no qual esse tempo foi de

30 min. Foram utilizados compósitos microparticulados, miniparticulados (com partículas submicrométricas) e de partículas médias (com macropartículas) e um compósito quimicamente ativado. Os compósitos microparticulados produziram tensão significativamente menor que os compósitos miniparticulados e de partículas pequenas, nos quais não foi encontrada diferença estatística. Não houve diferença estatística entre o compósito quimicamente ativado e o compósito microparticulado. Uma consistente correlação ($r^2 = 0,82$) foi encontrada entre o volume percentual de partículas inorgânicas e a tensão gerada no processo, sendo que quanto maior a porcentagem de carga presente, maior a tensão gerada no processo, fato possivelmente relacionado à maior rigidez e, conseqüentemente, menor deformação nos compósitos com alta concentração de carga.

DAUVILLIER, AARNTS & FEILZER, em 2000, realizaram a revisão de literatura discutindo as propriedades dos materiais e técnicas de aplicação de maior importância no processo de redução das tensões de contração durante a polimerização de restaurações de compósito. O mais importante efeito da contração de polimerização é ocasionar a perda da união na interface dente-restauração, resultando em infiltração marginal e, ao

final, a instalação de cáries secundárias. Assim, os autores discutiram a contração, a tensão gerada, a atenuação dessa tensão, as propriedades físico-químicas e o comportamento viscoelástico dos materiais, o fator de configuração cavitária, a influência de bases e da técnica incremental, além do efeito da expansão higroscópica. Apesar de todos os esforços no sentido de minimizar os efeitos da contração, ainda não existe material ou método capaz de garantir restauração durável e livre de infiltração.

A tensão de contração de polimerização de compósitos compactáveis foi determinada por CHEN, HICKEL & KUNZELMANN, em 2001. Analisaram a tensão desenvolvida pelos compósitos ALERT, SureFil, Solitaire, Solitaire 2 e Definite (ORMOCER) comparando-as com aquela desenvolvida pelo compósito convencional híbrido, Tetric Ceram. A força de contração gerada para cada grupo de materiais (n=10) foi mensurada numa máquina de análise de tensões, na qual os compósitos foram polimerizados entre dois substratos de alumínio preparados. O tamanho do espécime foi de 4 x 4 x 2 mm, promovendo fator-C de 0,33. A tensão foi analisada até 300 s após a fotoativação (condição: 40 s a 800 mW/cm²). Foram coletados dados da tensão máxima de contração de polimerização (MPa), do padrão de tensão (N/s) e do padrão de tensão relativa (%/s) de cada

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

material. A máxima tensão de contração para os materiais foi de: 4,6 MPa (ALERT), 4,16 MPa (Definite), 3,36 MPa (Solitaire 2), 3,33 MPa (Solitaire), 3,13 MPa (SureFil) e 2,51 MPa (Tetric Ceram). O compósito híbrido Tetric Ceram exibiu valores de máxima tensão estatisticamente inferiores aos compósitos compactáveis, bem como exibiu também os menores valores do padrão de tensão. O compósito Solitaire exibiu longo período de cura inicial antes da tensão de contração ser mensurada. Nessa mesma curva Tensão/Tempo, o compósito SureFil e o Solitaire 2 exibiram, para os estágios anteriores de cura, curvas similares àquela do compósito híbrido Tetric Ceram, com tendências em direção ao menor nível de tensão de contração. Os autores concluíram que a magnitude da tensão gerada e o rápido desenvolvimento desta podem causar falhas na união dente/restauração. Sugeriram que os compósitos compactáveis são menos capazes de reduzir a tensão de contração durante os estágios anteriores da reação de polimerização. Assim, não desempenham performance superior com relação à manutenção da união, se comparados ao compósito híbrido Tetric Ceram.

Em 2001, ARMSTRONG, KELLER & BOYER testaram o conceito de parede elástica utilizando adesivos de diferentes módulos de elasticidade,

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

associados a baixo e alto fator-C, e submetidos a período curto ou longo de estocagem em água. Dois modelos cavitários, ambos em dentina oclusal, foram utilizados: um em superfície lisa livre e um em cavidade tipo caixa. Cavidades Classe I foram preparadas em 20 dentes humanos, aleatoriamente selecionados, medindo 4 mm de diâmetro buco-lingual, 6 mm mésio-distal e 1,8 mm de profundidade. Essa dimensão produziu cavidades de fator-C igual a 2,5. Outros 20 dentes foram preparados para expor a superfície lisa livre da dentina oclusal, de fator-C menor que 0,5. As restaurações foram confeccionadas com o compósito Prodigy, usado em associação com o adesivo Optibond FL (com carga) ou com o adesivo experimental Optibond (sem carga). Dois tempos de armazenamento foram testados: 30 e 150 dias. O teste de microtração foi utilizado para avaliar a resistência de união na parede de fundo das cavidades. Os dentes foram levados à cortadeira metalográfica para confecção de palitos de aproximadamente 1,5 mm². As áreas de união foram então reduzidas para 0,51 mm², em média. Os espécimes tiveram remanescente de dentina maior que 1,5 mm. Os espécimes foram montados na máquina universal de ensaios mecânicos e o teste foi realizado com velocidade de 1mm/min até a falha. A tensão requerida para falha (MPa)

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

foi calculada dividindo-se a carga máxima até a falha pela área da interface testada (mm^2). As interfaces fraturadas foram preparadas posteriormente para avaliação do modo de falha. As características de resistência de união para o Optibond FL foi de 47,57 e 20,90 MPa aplicado em superfície livre de acordo com o curto e o longo tempo de estocagem, respectivamente. Para o adesivo aplicado em cavidade esses valores foram de 49,26 e 17,49 MPa, de acordo com o curto e o longo tempo de estocagem, respectivamente. Quanto ao adesivo sem carga, os valores em superfície livre foram de 36,93 e 32,68 MPa para o curto e longo tempo de estocagem, respectivamente, enquanto em cavidade esses valores foram de 32,84 e 15,46 MPa. Não houve diferenças entre os dois modelos cavitários nem entre os dois adesivos utilizados no experimento. Houve interação entre a estocagem e fator-C, bem como com o tipo de adesivo. O período de estocagem de 5 meses proporcionou valores menores de resistência de união para ambos os sistemas adesivos. Os autores apontaram o aumento da quantidade de falhas na camada híbrida após armazenamento e encontraram que a porcentagem das falhas na base da camada híbrida também aumenta com o aumento do tempo de armazenagem (de 32%, para 30 dias, e de 97%, para 150 dias). Entretanto, essa

diferença no padrão de fraturas não foi confirmada na comparação entre adesivos. Os autores concluíram que a durabilidade da união é afetada pela hidrólise e a região mais susceptível foi a base da camada híbrida, e que dentro do modelo de baixo fator-C o adesivo de maior flexibilidade, sem carga, apresentou-se com a união mais durável.

Modulando a fotoativação com diferentes intensidades de luz inicial, YOSHIKAWA, BURROW & TAGAMI, em 2001, avaliaram o efeito do método de fotoativação sobre o selamento marginal e adaptação do compósito à parede da cavidade, o padrão de contração de polimerização e a dureza no topo e fundo do corpo do compósito. Foram selecionados 50 incisivos bovinos e suas faces vestibulares foram desgastadas de modo a expor superfícies planas de dentina, nas quais cavidades cilíndricas foram confeccionadas (3 mm de diâmetro por 1 mm de profundidade). Foram utilizados dois sistemas de união: o Clearfil Photo Bond e o Super-Bond D Liner. Foram testados cinco grupos quanto ao método de fotoativação: 1) 600 mW/cm² - 60s; 2) 270 mW/cm² - 10s, 5s de intervalo, 600 mW/cm² - 50s; 3) 20 mW/cm² - 10s, 5s de intervalo, 600 mW/cm² - 50s; 4) 270 mW/cm² - 30s, 5s de intervalo, 600 mW/cm² - 30s; 5) 20 mW/cm² - 30s, 5s de intervalo, 600 mW/cm² - 30s. O compósito híbrido Photo

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

Clearfil Bright foi fotoativado com o aparelho LUXOR e as intensidades luminosas foram controladas com radiômetro. Após a ciclagem térmica, os espécimes foram submetidos ao teste de penetração de corante para avaliação da selamento marginal. As mesmas condições de fotoativação foram utilizadas para o teste de contração linear do compósito, que foi avaliado através da técnica de imersão em mercúrio. A mensuração ocorreu durante os 15 minutos subsequentes à polimerização. As diferenças na microdureza Knoop do compósito foram mensuradas nas superfícies de topo e fundo de espécimes confeccionados em moldes de teflon de mesmas dimensões que as cavidades preparadas em dentina. Quando o compósito foi fotoativado pelo protocolo 2 (270 mW/cm² - 10 s, 5s de intervalo, 600 mW/cm² - 50 s) o melhor selamento marginal e capacidade de adaptação às paredes da cavidade foram observados. A fotoativação convencional, 600 mW/cm² - 60 s, apresentou os piores resultados em termos de adaptação e selamento marginal. A maior taxa de contração ocorreu 5 s após o início da fotoativação em todos os grupo, com exceção do grupo 3 (20 mW/cm² - 10s, 5s de intervalo, 600 mW/cm² - 50s). Com relação ao teste de microdureza, não houve diferenças estatística entre o grupo 1 e 2, após duas semanas provando que há

efetividade de polimerização quando se utiliza baixa intensidade de luz. Os autores concluíram que o método de fotoativação com baixa intensidade de luz inicial promoveu polimerização mais uniforme, melhorando o selamento marginal sem alterar a dureza e as propriedades físicas do material. Isso foi relacionado à ocorrência de maior contração no estágio inicial da reação de polimerização, no qual o material ainda é fluido, levando assim a diminuição das tensões.

CHUNG *et al.*, em 2002, avaliaram o potencial de novos metacrilatos trifuncionais como componente do compósito fotopolimerizável de reduzida contração de polimerização. A reatividade de fotopolimerização e a contração volumétrica de uma resina sem carga baseada em TTEMA foram investigadas através do espectrofotômetro infravermelho de Fourier e medidas de densidade. Os resultados foram comparados aos monômeros convencionais. Foram testadas algumas combinações monoméricas: 100% de bisGMA; 60% bisGMA + 40%TEGDMA; 100% TTEMA; 60% TTEMA + 40% TEGDMA; 100% TEGDMA e; 100% UDMA. Os resultados mostraram que as resinas sem carga com TTEMA e bis-GMA, ambas contendo 40% de TEGDMA mostraram similar reatividade na fotopolimerização. Relataram que o metacrilato trifuncional tem boa

solubilidade em dimetacrilatos convencionais, como o bisGMA e UDMA, e dimetacrilatos diluentes como o TEGDMA, indicando que o TTEMA pode ser facilmente formulado juntamente com os dimetacrilatos a concentrações variadas. O TTEMA exibiu a mais baixa contração de polimerização, 2,09 %, e a proporção 3:2 TTEMA/TEGDMA revelou 10 % menos contração que o sistema convencional a base de bisGMA contendo a mesma quantidade de TEGMA. Os autores acreditam que isso deve ser em função, entre outras coisas, do maior peso molecular exibido pelo TTEMA (719), em comparação com o bisGMA (513), UDMA (471) e TEGDMA (286 g/mol). A resistência flexural do compósito fotopolimerizável formulado à base de TTEMA foi comparável àquele com bisGMA, sob as mesmas condições. Os autores concluíram que o TTEMA é um monômero promissor por ser de síntese fácil, ter boa reatividade na polimerização, e relativamente baixa contração de polimerização.

2.2. Propriedades dos Materiais Restauradores

Em 1975, ASMUSSEN investigou a possível relação entre a composição de compósitos restauradores e a contração parede-a-parede apresentada por este. Foram utilizados, para isto, 12 compósitos

comercialmente distintos e dentes humanos extraídos, nos quais foram preparados cavidades com diâmetro e profundidade de 2,5 mm. Foram avaliados, separadamente, diferentes fatores e suas relações com a intensidade de contração parede-a-parede: concentração de monômeros diluentes presentes na fase orgânica dos compósitos, concentração de partículas de carga e concentração de catalisador nas resinas experimentais. Os resultados demonstraram que existe relação direta entre a concentração de monômeros diluentes e a porcentagem de contração volumétrica. Quanto à concentração de partículas de carga em resinas experimentais, o autor concluiu que a largura da fenda formada é independente do conteúdo de carga e, ainda, acrescentou que a concentração de carga não possui influência sobre a contração volumétrica quando a concentração de monômeros diluentes é baixa (<50% mol). O grau de polimerização é aumentado e a duração do período de polimerização é diminuída quando a concentração do catalisador é aumentada, o que poderia explicar o fato de que o aumento da concentração de catalisador tende a aumentar a largura da fenda formada durante a contração de polimerização.

A correlação entre diferentes concentrações e tipos de carga na composição de compósitos odontológicos e a contração parede-a-parede foi avaliada por MUNKSGAARD, HANSEN & KATO, em 1987. OS autores utilizaram dentes humanos extraídos, o compósito Silux e respectiva carga utilizada no compósito isoladamente, e o sistema adesivo respectivo ao compósito. Utilizou-se juntamente macropartículas de vidro silanizadas (fornecidas por Kulzer Co.), micropartículas condensadas silanizadas (fornecidas por Ivoclar-Vivadent) e micropartículas silanizadas (fornecidas por Degussa Co.). A partir do sistema adesivo Silux, (Bis-GMA e TEGDMA, sem carga) realizou-se a adição dos quatro diferentes tipos partículas de carga, citadas anteriormente, em misturas distintas de diferentes concentrações, sendo que o limite a ser adicionado seria aquele em que a mistura permanecesse homogênea e com condições de manipulação. Cavidades com dimensões de 4 mm de diâmetro e 1,5 de profundidade foram confeccionadas e restauradas com as diferentes misturas analisadas, sendo produzidas 10 amostras para cada tipo de mistura. Após realização da fotoativação e polimento, promoveu-se a inspeção da interface dente-restauração através de microscópio de inspeção ocular (1000x) e a largura máxima da fenda formada era

registrada. Os resultados encontrados demonstraram que, nos casos em que foi utilizado o compósito Silux, as partículas de carga do compósito isoladamente, macropartículas e micropartículas condensadas, quanto maior a concentração de carga menor a contração verificada ($p < 0,001$). O mesmo não foi verificado com a adição de micropartículas, não se verificando alterações na contração da resina utilizada (concentração limite de 36% em peso). A explicação para esse acontecimento é que a adição deste tipo de carga causa a diminuição da fluidez da mistura, fato não verificado nos outros grupos.

A composição dos compósitos odontológicos é fator determinante na taxa de contração. Com base nessa afirmação, torna-se de vital importância a descrição desses materiais. Em revisão de literatura, realizada em 1997, PEUTZFELDT, avaliou a história dos monômeros utilizados ao longo do desenvolvimento dos compósitos. A matriz resinosa exerce importante influência nas propriedades dos compósitos, fator associado, principalmente, ao grau de conversão dos monômeros após a ativação. Na ocasião, o sistema monomérico mais frequentemente encontrado nos compósitos comercialmente disponíveis era baseado em Bis-GMA ou derivados. O Bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato) é o

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

monômero bifuncional com alto peso molecular, extremamente viscoso à temperatura ambiente e, portanto, necessita da adição de outros monômeros diluentes, de baixo peso molecular e alta funcionalidade, para a produção de pastas clinicamente aceitáveis e que tenham alto conteúdo de carga e boas propriedades de manipulação. Entretanto, a adição de monômeros diluentes, apesar de diminuir a viscosidade, aumenta o grau de conversão e contração de polimerização e provoca problemas relacionados à biocompatibilidade. Com o objetivo de melhorar propriedades, foi desenvolvido um derivado de Bis-GMA, o Bis-EMA (Bis-GMA etoxilado). Este monômero possui menor viscosidade e maior hidrofobicidade, o que lhe confere diminuição na sorção de água. Tal característica parece favorável, uma vez que a água provoca enfraquecimento da matriz resinosa, degradação hidrolítica da união matriz-partícula e conseqüente redução das propriedades mecânicas. A autora ainda discutiu as diversas tendências em pesquisa para desenvolvimento de sistemas monoméricos livres de contração ou com a liberação e flúor. Concluiu que os avanços na tecnologia de monômeros aumentam a longevidade de restaurações em compósito, expandindo a aplicação clínica desses materiais.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT, em 1998, conduziram um experimento para determinar o efeito da proporção dos monômeros UEDMA, TEGDMA e bisGMA sobre as propriedades mecânicas dos compósitos experimentais estudados. Trinta composições monoméricas foram confeccionadas variando-se a proporção desses três monômeros para serem testadas quanto a resistência à tração diametral, resistência flexural e módulo de elasticidade. Os resultados de tração diametral variaram entre 52 a 59 MPa e a resistência flexural entre 137 a 167 MPa. O módulo de elasticidade variou entre 8,0 a 11,1 GPa. Os resultados mostraram que a substituição do bisGMA ou TEGMA por UEDMA mostrou aumento na resistência à tração e à flexão. A substituição de bisGMA por TEGDMA aumentou a resistência à tração diametral e diminuiu a resistência à flexão. Para o mesmo conteúdo de UEDMA, variações na proporção TEGDMA/bisGMA pode determinar o módulo de elasticidade desenvolvido. Encontraram também que a resistência flexural aumentou com o conteúdo de UEDMA e diminuiu com o TEGDMA, bem como o aumento do conteúdo de UEDMA diminuiu o módulo de elasticidade. Os autores concluíram que as variações na quantidade de UEDMA, TEGDMA e bisGMA têm significativo efeito nas propriedades mecânicas das resinas experimentais

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura avaliadas. Assim, pela seleção de combinações específicas desses componentes pode se conseguir compósitos com propriedades desejáveis para determinadas aplicações clínicas.

As propriedades mecânicas de três compósitos compactáveis (ALERT, SureFil e Solitaire) foram comparadas com aquelas desenvolvidas por dois compósitos híbridos (Prodigy e Z100) em estudo realizado por KELSEY *et al.*, 2000. As propriedades investigadas e o respectivo número de espécime para cada teste foram: resistência à tração diametral (n=12), a resistência transversa (n=12), o módulo de elasticidade (n=12) e a resistência à fratura (n=8). Os espécimes de cada tipo de teste, após a fotoativação, foram estocados em água deionizada a 37 °C por 35 dias. Os resultados mostraram que todos os materiais exibiram valores similares estatisticamente de resistência à tração diametral. O compósito ALERT exibiu os maiores valores de resistência à fratura e maior módulo de elasticidade; entretanto, exibiu a menor resistência transversa. O SureFil exibiu médias satisfatórias com relação às suas propriedades mecânicas comparado a ambos, compósitos compactáveis e convencionais. O módulo de elasticidade do SureFil (16,82 MPa) não foi inferior, estatisticamente, ao exibido pelo Z100 (18,95 MPa). Apenas para a resistência à fratura

esses dois materiais apresentaram diferenças estatísticas entre médias.

Para o Solitaire, os valores exibidos para resistência à fratura, módulo de elasticidade e resistência transversa foram, de modo geral, baixos, o que propicia o questionamento quanto ao seu uso em restaurações posteriores.

Os autores concluíram que os compósitos compactáveis ALERT e SureFil foram superiores ao compósito Solitaire e similares aos compósitos híbridos Prodigy e Z100, mas a diferenciação clara entre a performance desses materiais requer testes clínicos.

Em 2002, SABBAGH, VREVEN & LELOUP, realizaram um estudo com o objetivo de determinar e comparar o módulo de elasticidade estático e dinâmico de diversos compósito odontológicos. O efeito da estocagem em água até seis meses também foi avaliado. Os testes foram conduzidos de acordo com as normas da ISO 4049. O módulo de elasticidade dinâmico foi determinado com a técnica não destrutiva do espécime a partir de seu período fundamental de vibração. O módulo estático foi determinado pelo ensaio de três pontos. Trinta e quatro materiais restauradores foram avaliados. O módulo de elasticidade dinâmico variou consideravelmente entre as classes de materiais (3-28,6 GPa). O módulo de elasticidade estático variou entre 1,4 a 18,5 GPa. Encontraram correlação entre os

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

módulos de elasticidade dinâmico e estático, assim como entre quantidade de partículas em peso e módulo de elasticidade. O módulo de elasticidade dinâmico, em 24 horas, para os compósitos Surefil (17,7 GPa) e Z250 (18,5 GPa) não diferiram estatisticamente; entretanto, ambos diferiram do módulo apresentado pelo compósito Z100 (22,0 GPa). O módulo de elasticidade dos compósitos de baixa viscosidade pode chegar a ser de 50-85% menor que do compósito híbrido, dependendo do material. Os resultados mostraram que os compósitos de baixa viscosidade juntamente com os microparticulados apresentaram menores valores de módulo de elasticidade. Tal característica lhes confere maior elasticidade e maior capacidade de deformação durante o processo de polimerização, o que pode promover maior relaxamento das tensões de contração e melhorar a qualidade marginal das restaurações. O baixo módulo de elasticidade, ainda, permite que esses compósitos funcionem como amortecedores de tensões, quando usados em conjunto com compósitos híbridos. Entretanto, apesar dessas características vantajosas, que garantem aos compósitos de baixa viscosidade sua importância na prática clínica, os autores esclarecem que tais compósitos não são indicados para uso em cavidades posteriores

nas quais a incidência de tensões mastigatórias é grande, pois suas propriedades mecânicas são insatisfatórias para tal aplicação.

2.3. "Camada Elástica" ou "Parede Cavitária Resiliente"

KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, em 1990, estudaram a capacidade de selamento marginal de alguns sistemas adesivos e sua combinação com vários materiais de base, com especial atenção à flexibilidade como mecanismo para compensar a tensão de contração de polimerização. Além do selamento, avaliaram também a resistência ao cisalhamento e tensão de contração de polimerização. Relataram que quando a margem da restauração apresenta-se apenas em dentina, em cavidade Classe V, é difícil conseguir selamento marginal apropriado. Isso seria resultado da contração direcionada para incisal em função da união mais forte em esmalte. Na dentina, a tensão de contração excederia a resistência da união, produzindo fendas na interface. Encontraram que a aplicação de bases de baixo módulo de elasticidade, de cerca de 150 μ m, preservam integridade marginal de restaurações Classe V e são capazes de reduzir de 20 a 50 % a tensão de contração. Aparentemente, a redução da rigidez

total pela aplicação da camada intermediária pode render suficiente flexibilidade para compensar, em parte, a tensão de contração.

A dureza e o módulo de Young de sucessivas camadas ao longo da área da união dentina/adesivo foram determinados por VAN MEERBEEK *et al.*, 1993, através da nano-endentação de quatro sistemas adesivos. Na dentina, as endentações foram posicionadas na região intertubular, precisamente entre os túbulos dentinários. Na zona de interdifusão adesivo/dentina, a posição selecionada foi o mais próximo possível da camada de adesivo. Posteriormente, endentações foram realizadas na massa central, relativamente fina, de adesivo e de compósito de baixa viscosidade. O teste baseou-se num endentador de pequenas cargas, de cerca de 1-20 mN, que foram aplicadas com uma ponta triangular de diamante com resolução de 0,2 μ N. Os resultados mostraram que a dureza da camada híbrida é menor que da dentina normal. Os autores encontraram um gradiente no módulo de elasticidade iniciando da estrutura mais rígida, a dentina (19,3 MPa), até as mais elásticas, camada híbrida (9,7-4,8 MPa) e camada do agente de união (4,8-3,4 MPa). O gradiente foi ainda mais substancial nos sistemas que produziram camada relativamente espessa de adesivo ou na camada promovida pelo compósito

de baixa viscosidade usado como base entre o adesivo e o compósito. Os autores concluíram que a área de união elástica tem capacidade de flexão suficiente para atenuar as tensões entre o compósito que contrai e o substrato dentinário e, assim, aumentando a conservação da união à dentina e, por conseqüência, a interidade marginal e retenção da restauração.

SWIFT JR. *et al.*, em 1996, avaliaram se a aplicação de compósitos de baixa viscosidade melhoraria a performance de sistemas adesivos quanto à infiltração marginal em cavidade Classe V. As restaurações confeccionadas tiveram margens oclusais em esmalte e margens gengivais em dentina/cimento. Cinco sistemas adesivos foram testados: All Bond 2, Clearfil Liner Bond 2, Optibond, Prime & Bond e Scotchbond Multi-Purpose. Em metade das amostras, os adesivos foram aplicados às cavidades de acordo com as recomendações dos fabricantes, em outra metade receberam uma camada dos compósitos de baixa viscosidade Optibond FL adhesive ou Protect Liner F. Todas as cavidades foram restauradas com o compósito Z100. Os espécimes foram corados com solução corante de nitrato de prata a 50% para posterior avaliação da infiltração marginal através de escores de 0-3. Os resultados mostraram

tendência de menor infiltração nas margens com o adesivo Optibond e o Clearfil Liner Bond 2. Encontraram que a infiltração marginal para o Scotchbond Multi-Purpose foi estatisticamente reduzida quando o adesivo foi associado ao compósito de baixa viscosidade Protect Liner F. Os autores concluíram que os sistemas adesivos designados para uso com camadas intermediárias de compósitos de baixa viscosidade geralmente tiveram menor infiltração marginal.

O efeito da aplicação de múltiplas camadas, de três adesivos de frasco único, sobre a resistência ao cisalhamento foi avaliado por SWIFT JR. *et al.*, em 1997. Prime & Bond, One-Step e Tenure Quik foram avaliados quanto a resistência ao cisalhamento e, em adição, foram avaliados também o efeito da umidade da superfície e uso de um compósito de cura dupla. Os procedimentos de união foram realizados sobre a superfície lisa livre da dentina oclusal de molares humanos. Os grupos-controle, para cada tipo de adesivo, foram constituídos pela aplicação do adesivo de acordo com a recomendação do respectivo fabricante. Dois grupos experimentais, para cada sistema de união, foram confeccionados a partir da aplicação de camadas adicionais: 1 ou 2 para o Prime & Bond, 2 ou 4 para o One-Step e 1 ou 2 para o Tenure Quik. Dois grupos

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

experimentais adicionais foram confeccionados: 1- adesivo One-Step com a secagem da dentina sendo realizada com papel absorvente em vez de ar; 2- adesivo Tenure Quik em associação com compósito de cura dupla em vez de fotoativável. Os resultados mostraram que as médias de resistência de união com o Prime & Bond foram maiores com o grupo controle que para os outros dois grupos com aplicações de camadas adicionais do adesivo, entretanto sem diferenças estatísticas. Múltiplas camadas de adesivos diminuíram a resistência ao cisalhamento de cada sistema, mas as diferenças foram significantes apenas para o One-Step com aplicação de duas camadas adicionais. A resistência de união não foi influenciada pelo método de remoção da umidade da dentina, ar ou papel absorvente, com o One-Step, bem como pelo uso do compósito de cura dupla com o Tenure Quik. Os autores concluíram que o Prime & Bond exibiu resistência de união à dentina significativamente maior que os outros dois adesivos, e que o One-Step obteve médias superiores às do Tenure Quik. Concluíram ainda que múltiplas camadas desses adesivos não foram capazes de melhorar a resistência ao cisalhamento à dentina.

Com o objetivo de caracterizar os compósitos de baixa viscosidade, BAYNE *et al.*, em 1998, publicaram um estudo considerando diversos

aspectos, tais como profundidade de polimerização, capacidade de deformação, desgaste, resistência à compressão, resistência à tração diametral, resistência à flexão e tenacidade, além de realizar comparações desse tipo de compósito com os convencionais. Os testes para determinação dessas propriedades mecânicas foram conduzidos de acordo com os parâmetros da ISSO 4049 e ISSO/DIS 6872, utilizando-se oito marcas comerciais de compósitos de baixa viscosidade e dois compósitos híbridos. Como resultados, os autores encontraram que as propriedades mecânicas desses compósitos, de maneira geral, são 60 a 90% inferiores àquelas apresentadas pelos compósitos convencionais. Os valores relacionados ao desgaste foram similares aos encontrados para compósitos microparticulados e de partículas pequenas, devido ao pequeno espaço entre partículas (hipótese da proteção) encontrado em todos esses tipos de compósito de baixa viscosidade. Outro fator considerado foi o módulo de elasticidade desses compósitos. Em comparação com os compósitos convencionais, o módulo de elasticidade desenvolvido com os compósitos de baixa viscosidade foi inferior, além de exibirem maior capacidade de deformação. Os autores concluíram que os compósitos de baixa viscosidade não são tão resistentes quanto os compósitos convencionais,

considerando as propriedades mecânicas testadas, porém a excelente capacidade de deformação observada em alguns desses materiais favorece seu uso como material restaurador em algumas áreas não expostas a altas tensões mastigatórias, ou mesmo como material forrador associado a outro tipo de compósito.

O estudo de elemento finito, realizado por VERSLUIS, TANTBIROJN & DOUGLAS, em 1998, analisou a direção da contração de polimerização durante a cura do compósito. A reação de polimerização foi dividida em duas fases distintas, a fase inicial e a fase final. A tensão desenvolvida na restauração pode ser liberada rapidamente pela deformação do material ainda na fase de cura inicial no qual o material exibe comportamento visco-plástico. Análises experimentais foram realizadas para compósitos foto e quimicamente ativados. Nos compósitos fotoativáveis, o ponto limite que separa as duas fases de polimerização varia de acordo com a intensidade da luz. O grau de cura e as propriedades de contração tempo-dependentes foram também analisadas no modelo experimental. A análise mostrou que a direção da contração de polimerização dos compósitos não foi significativamente afetada pela orientação da luz; entretanto, foi muito mais determinada pela união da restauração às estruturas dentárias e

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura pelas superfícies livres. Por isso, concluíram que o compósito não contrai em direção à luz, mas sua direção é predominantemente determinada pela qualidade da união e pela forma da cavidade.

UNTERBRINK & LIEBENBERG, em 1999, realizaram revisão de literatura sobre a utilização de compósitos de alto escoamento como adesivos com carga. Os autores sumarizaram, em ordem de importância, os principais fatores relacionados à tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em restauração adesiva: (1) geometria da cavidade, fator de configuração cavitária (fator-C) e tamanho da cavidade; (2) técnicas restauradoras, inserção incremental e técnicas de fotoativação e; (3) material restaurador, módulo de elasticidade e contração volumétrica. Os autores discutiram os atuais valores laboratoriais de resistência de união, a tensão de contração, agente adesivos de frasco único, adesivos com carga e aspectos relacionados às técnicas clínicas. A polimerização do material é influenciada pelo sistema ativador-iniciador pela composição monomérica, sendo que a tensão gerada pelo material durante a polimerização se correlaciona muito mais com o módulo de elasticidade do que com a própria contração do material, seja ela linear ou volumétrica.

O módulo de elasticidade, a contração de polimerização e a cinética de contração de vários materiais resinosos, incluindo compósitos convencionais, de baixa viscosidade e adesivos com e sem a adição de carga, foram investigadas, em 1999, por LABELLA *et al.* O módulo de elasticidade foi determinado através da análise do período fundamental de vibração. A contração de polimerização foi determinada utilizando o teste protótipo AcuVol (Bisco). Amostras de 5-15 μL de material não polimerizado foram colocadas no cilindro rotativo de Teflon. A imagem das amostras foi captada pela vídeo-câmera digital antes e após a polimerização, e a diferença entre as imagens determinou a contração volumétrica. A cinética de contração foi avaliada em corpos-de-prova com formato de disco com 8 mm de diâmetro e 1,5 mm de altura colocados entre duas lamínulas acopladas à sonda laser. A contração de polimerização causava deflexão do sistema promovendo deslocamento vertical de lamínula, o que era verificado pela sonda a laser. As amostras eram monitoradas durante 250s, incluindo o período de fotoativação de 40s. Como resultados, os autores obtiveram valores de módulo de elasticidade entre 4,5 e 22,3 GPa, sendo que os compósitos de baixa viscosidade apresentaram, de modo geral, módulo significativamente menor

que os compósitos convencionais. A contração de polimerização dos materiais variou entre 1,9 a 13,5, com os compósitos de baixa viscosidade apresentados valores superiores aos dos compósitos convencionais e inferiores aos dos adesivos. Os autores apontaram para o uso dos compósitos de baixa viscosidade na absorção de tensões na interface de união. Apesar da maior contração, o módulo de elasticidade é reduzido e torna o material mais flexível, o que lhe confere características favoráveis à preservação da integridade da interface dente-restauração. Com relação à cinética de contração, os autores concluíram que essa é uma característica específica para cada material, não sendo possível identificar classes de materiais de acordo com esse parâmetro.

Com o objetivo de mensurar a tensão de contração de polimerização relacionada à espessura da camada de adesivo, CHOI, CONDON & FERRACANE, em 2000, realizaram um estudo no qual variaram sistematicamente a espessura da camada de adesivo correlacionando seus efeitos sobre a redução das tensões e microinfiltração. Para o teste da tensão gerada, a força de contração máxima do compósito Herculite XRV foi medida em tensilômetro acoplado a um transdutor quando a espessura do adesivo dentinário Scotchbond Multi-Purpose variou de 20 a 300 μm . O

controle do fator C foi feito através da variação do diâmetro e altura das amostras, possuindo-se assim dois grupos, um com fator C igual a 2 ($C = 2,0$) e outro com fator C igual a 3 ($C = 3,0$). A fotoativação foi realizada com dois aparelhos simultaneamente, um de cada lado, pelo tempo de fotoativação de 60 segundos, registrando-se a tensão gerada no tensilômetro pelo período de 15 minutos após a fotoativação. Para o teste de infiltração marginal, o compósito foi inserido em cavidades Classe V (fator- $C = 2$ e 3), preparadas na face vestibular de incisivos bovinos, após a aplicação das diferentes espessuras de adesivo. A infiltração foi medida qualitativamente através de médias de penetração do corante nitrato de prata, com escores de 0-4. Os resultados apresentaram que, primeiramente, a tensão gerada pela polimerização no grupo com fator- $C = 3,0$ foi significativamente maior do que a obtida no grupo com fator- $C = 2,0$. Dentro do grupo de fator- $C = 3,0$, observou-se a diminuição significativa de 17% na tensão, para duas camadas de adesivo em comparação com camada única, e redução adicional de 13 % na tensão entre três e duas camadas de adesivo. Os autores concluíram que quanto maior for o Fator C , mais rápida e mais intensa é a tensão gerada pela contração de polimerização e que essa tensão (assim como a infiltração

marginal) diminui significativamente com o aumento da espessura da camada de adesivo.

Além de observações micromorfológicas em MEV, MONTES *et al.*, em 2001, mensuraram a resistência à tração na interface de união compósito/dentina utilizando-se de três compósitos de baixa viscosidade (Flow it, Protect Liner F e um compósito experimental - 3M-ESPE) em associação com o sistema adesivo sem carga Single Bond ou com uma ou duas camadas de um adesivo com carga Optibond Solo. Trabalhando com a parede dentinária vestibular em dentes bovinos, os autores avaliaram seis grupos experimentais (n=20): (1) SB; (2) SB e FI; (3) SB e PLF; (4) aplicação de uma camada de OS; (5) aplicação de duas camadas de OS e (6) SB e uma camada do compósito experimental. As amostras foram restauradas com o compósito Z100 e o teste de tração foi realizado em máquina universal de ensaios (Instron - 0,5 mm/min). Após o teste, os valores foram registrados e as zonas de fratura preparadas para microscopia eletrônica para avaliação do padrão de fratura. Os resultados de resistência de união encontrados não exibiram diferenças estatísticas entre os grupos testados. Os modos de fratura apresentaram considerável variação entre os grupos. Os sistemas adesivos Single Bond e Optibond

Solo exibiram espessura de camada variando em torno de 8-14 e 30-50 μm , respectivamente. O compósito de alto escoamento Protect Liner F apresentou camada adesiva com espessura de 200 μm . Assim, devido às diferenças nos padrões de fratura os autores puderam concluir que a camada intermediária de compósito com baixo módulo de elasticidade atua como amortecedor de tensões, o que permite deflexão entre o compósito restaurador e a estrutura dental, evitando, dessa forma, o desenvolvimento de altas tensões na interface. Essa redução de tensões pode ser observada pela redução drástica de fraturas coesivas em dentina quando da aplicação da base intermediária. Dessa forma, concluíram que os compósitos de baixa viscosidade não possuem efeitos sobre a resistência a tração do compósito a dentina, mas possuem grande influência no padrão de falha encontrado.

O efeito da interposição de bases entre o material restaurador e a camada de adesivo em cavidades Classe II MOD foi avaliado por ALOMARI, REINHARDT & BOYER, em 2001. O estudo mensurou a deformação das cúspides e a formação de fendas na interface em restaurações MOD em pré-molares com ou sem o uso de bases intermediárias. As cavidades foram divididas em quatro grupos experimentais: 1) cavidades foram

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

condicionadas e receberam o adesivo Single Bond e foram restauradas com o compósito Z100; 2) o mesmo que o grupo 1, com interposição do compósito de baixa viscosidade Revolution entre o compósito restaurador e o adesivo; 3) o mesmo que o grupo 1, com adição de uma camada de ionômero de vidro modificado por resina, Vitrebond, antes da aplicação do adesivo e; 4) o mesmo que o grupo 1, com interposição de camada fina do próprio compósito Z100 entre o adesivo e a restauração. A distância entre as cúspides foi mensurada inicialmente, antes das restaurações serem polidas e depois de 5 minutos e 24 horas que as restaurações foram completadas. As restaurações foram seccionadas e réplicas em resina epóxica foram feitas para a avaliação da formação de fendas em MEV. As médias de contração das cúspides em μm para 5 minutos e 24 horas, respectivamente, em cada grupo foram: 1) 47 e 30, 2) 35 e 21, 3) 23 e 8 e 4) 40 e 28. Os grupos apenas com o compósito Z100 exibiram maiores valores com diferenças estatísticas significativas que aqueles exibidos com a interposição do ionômero ou compósito de baixa viscosidade. Não houve diferenças na formação de fendas entre os grupos. A imersão em água, após as 24 horas de avaliação, resultou em diminuição da deflexão da ordem de 12-17 μm para todos os grupo; entretanto, isso não resultou em

completa eliminação da deflexão inicial. Os autores concluíram que a utilização do ionômero ou compósito de baixa viscosidade, interpostos entre o compósito e o adesivo em cavidades Classe II MOD, pode diminuir a deflexão das cúspides induzida pela contração de polimerização. Esse fenômeno pode ser resultado do baixo módulo de elasticidade dos materiais de base.

TAM, KHOSHAND & PILLIAR, em 2001, avaliaram o efeito de diferentes camadas de adesivo na resistência à tração das interfaces dentina/compósito. Os autores avaliaram: dois grupos com camada de adesivo sem carga (All Bond 2), um com secagem com jato de ar por 2s e outro não; um grupo com duas camadas de adesivo sem carga (All Bond 2), sem receber a secagem com jato de ar; dois grupos com adesivo com 10% de carga em peso (Clearfil Liner Bond 2), um sem secagem e o outro de acordo com a orientação do fabricante; dois grupos com adesivo com 45% de carga em peso (PermaQuick), um com secagem e outro de acordo com a orientação do fabricante. Os autores não encontraram diferenças entre os valores para uma camada, uma camada com secagem ou duas camadas do adesivo sem carga All Bond 2. Os resultados mostraram que os maiores valores foram associados ao adesivo com 45% de carga, PermaQuick, que

exibiu camada mais espessa de adesivo e formação satisfatória de camada híbrida. Os autores concluíram que o método de aplicação do adesivo sem carga não influenciou os valores de resistência à fratura na interface de união dentina-compósito e que o adesivo com 45% de carga melhorou as propriedades da interface dentina-compósito com relação à resistência da união e selamento dentinário após a fratura.

O efeito da espessura de camada de adesivo sobre a resistência da união dentina-compósito foi avaliado por ZHENG *et al.*, em 2001. Dois adesivos de características diferentes foram utilizados formando variadas espessuras de camada. O Single Bond (SB) contém etanol e água como solventes e é aplicado utilizando a técnica da dentina úmida. O Liner Bond 2V (LB) não contém solventes e é aplicado após o tratamento com o seu *primer* "autocondicionante". Quarenta e seis molares humanos tiveram sua superfície oclusal planificada para que a união fosse realizada em superfície de dentina lisa livre. Sucessivas camadas de adesivos foram aplicadas para variar a espessura da camada formada. OS resultados foram, para o SB μm (MPa): <7,5 (34,0)^a, 7,5-25 (34,7)^a, 45-50 (30,4)^{ab}, 60-85 (28,7)^b, 120-290 (20,3)^c, 300-430 (11,1)^d; e para o adesivo LB, μm (MPa): 5-30 (31,4)^a, 150-260 (34,0)^a, 300-470 (45,6)^e,

500-580 (48,7)^e, 700-870 (56,8)^f, 1100-1500 (57,1)^f. Os autores concluíram que os valores de resistência de união com o SB diminuíram a partir do aumento acentuado da camada de adesivo, enquanto o aumento da espessura de camada do adesivo LB foi diretamente proporcional aos seus valores de resistência de união. Os autores acreditam que os piores resultados obtidos com o aumento da camada de SB podem ser devido ao efeito de monômeros residuais.

AUSIELLO, APICELLA & DAVIDSON, em 2002, avaliaram em modelo de elemento finito, simulando restaurações Classe II, a falha prematura de união durante a contração de polimerização e carregamento oclusal. Foram analisados a rigidez do compósito (módulo de elasticidade de 12,5 e 50Gpa), a camada de adesivo (0, 50, 100 e 150 μm), o carregamento oclusal (0-800 N), a contração de polimerização e a tensão na interface de adesivo. Os autores encontraram na simulação que, devido a contração de polimerização, as tensões aumentam com a rigidez do compósito utilizado e que o movimento de cúspides é inversamente proporcional a essa rigidez. A espessura da camada de adesivo também desempenha importante papel na atenuação das tensões geradas pela contração de polimerização e carregamento oclusal.

O efeito do adesivo com carga na união dentina/compósito não tem sido totalmente esclarecido. Devido ao seu conteúdo de cargas, esses adesivos poderiam agir como zona de absorção de tensões. Dessa forma, FRANKENBERGER *et al.*, em 2002, avaliaram o efeito de compósitos de baixa viscosidade, com diferentes capacidades de deformação, sobre a união ao esmalte e dentina sem, entretanto, utilizar ou não sistema de união intermediário. Foram utilizados o adesivo com carga Optibond FL e dois sistemas sem carga, Syntac Classic e EBS Multi. Os dois compósitos de baixa viscosidade utilizados foram o Ultraseal XT Plus e o Revolution. Dentes molares humanos foram seccionados para que parte fosse destinada ao teste de tração e parte à análise da micromorfologia de interface. Sobre a superfície lisa livre de esmalte ou dentina, as restaurações foram confeccionadas. Os grupos-controle foram os adesivos utilizados de acordo com as recomendações de seus respectivos fabricantes. Dois grupos experimentais adicionais foram confeccionados para cada sistema adesivo; entretanto, após a aplicação do *primer*, o sistema adesivo foi substituído por um dos dois compósitos de baixa viscosidade. A interface de união (0,5 mm²) foi submetida ao teste de resistência à tensão de acordo do o ensaio de microtração realizado em máquina universal de ensaios

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura (1mm/min), após 24 horas de estocagem em água a 37 °C. A micromorfologia das interfaces de união, do mesmo dente, foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura e transmissão. Os grupos-controle, usados de acordo com as recomendações dos fabricantes, produziram valores de resistência de união de 38,9-41,1 e 28,8-33,4 no esmalte e dentina, respectivamente. Com relação aos valores de resistência de união em esmalte, apenas o Ultraseal XT Plus, usado com agente adesivo, não apresentou diferença do seu grupo controle. Quando usados como adesivo em dentina, os compósitos de baixa viscosidade produziram valores de resistência de união estatisticamente inferiores que seus respectivos grupos controle. As análises em MEV e TEM mostrou formação de camada híbrida com ambos grupos-controle e grupos experimentais. Entretanto, muitas áreas da interface dentina-resina mostraram insuficiente penetração do compósito de baixa viscosidade, utilizado como adesivo, no topo da camada híbrida, bem como, em numerosos túbulos que apareceram obstruídos pelas partículas de carga. Os autores concluíram que apenas o compósito de mais baixa viscosidade, como o Ultraseal XT Plus, pôde unir-se ao esmalte sem precisar de adesivo intermediário. Concluíram, também, que os compósitos de baixa

viscosidade testados não podem ser utilizados em substituição aos sistemas adesivos convencionais.

2.4. O Substrato Dentinário e a Camada Híbrida

A importância da penetração de monômeros resinosos no substrato dental e também os mecanismos de união dos monômeros HNPM (2-hidroxi-3-2-naftoxopropil metacrilato) fenil-P (ácido fosfórico fenil 2 metacriloxietil) e 4-META (4-metacriloxietil trimetilato anidro) aos tecidos duros foram esclarecidos por NAKABAYASHI, KOJIMA & MASUHARA, em 1982. As superfícies de esmalte ou dentina foram condicionadas com mistura aquosa de 1% de ácido cítrico e 1% de cloreto férrico (1:1) ou 10% de ácido cítrico e 3% de cloreto ferroso (10:3) por 30s e lavados com água. Monômeros somente de MMA (monometil metacrilato) (I), ou 5% de 4-META em MMA (II) e TBB-O (tri-butil borano parcialmente oxidado) foram misturados com 1,0g de pó de PMMA (polimetil metacrilato) para preparar o cimento. Um cilindro de acrílico de 5 mm de diâmetro foi fixado perpendicularmente às superfícies de esmalte e dentina com o cimento. As amostras foram observadas em microscopia eletrônica de varredura. As superfícies dentinárias humanas condicionadas

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

com a solução 10:3 mostraram superfícies fraturadas perpendicularmente aos túbulos. Rachaduras na forma de cogumelos foram vistas na superfície dos túbulos e foram presumidamente formadas pela contração durante a polimerização da resina no túbulo. O autor relatou que a grande diferença entre o valor de 18 MPa para o cimento 4-META polimerizado com TBB-O e aquele de 5 MPa para o cimento MMA polimerizado com peróxido de benzoíla-amina terciária foi o resultado da penetração de monômeros na dentina intra e intertubular antes da polimerização. A infiltração de monômeros nos substratos dentais ocorreu apenas após a aplicação da pasta adesiva na dentina condicionada; e a polimerização é iniciada *in situ* pelo TBB-O. A análise em MEV sugeriu que os monômeros possuem afinidade pelo tecido dentinário, pois infiltram na dentina peri e intertubular. Os autores concluíram que os substratos dentais podem ser reforçados por monômeros biocompatíveis, contendo grupamentos hidrófobos e hidrófilos, que penetram nas irregularidades do substrato e, então, polimerizam-se.

SANO *et al.*, em 1994, avaliaram a relação entre a área de superfície testada e sistemas de união. Molares humanos selecionados tiveram suas superfícies oclusais desgastadas para se obter superfícies

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

planas em dentina. Após o polimento da superfície com lixas (#600), fez-se o tratamento de acordo com o material selecionado (Scotchbond Multi-Purpose Plus - SBMP; Clearfil Liner Bond 2 - CLB ou Vitremer - VT). Após o armazenamento em água, por 24 h, obteve-se de cada amostra fatias de espessura entre 0,5-3 mm. A interface foi desgastada para se obter amostras na forma de "ampulheta" e, então, realizar o ensaio mecânico. O ensaio foi descrito com sendo microtração, teste de resistência da união dentina-compósito por tração de pequenas áreas. De acordo com os resultados pôde-se observar que quanto menor a área testadas maior o valor de resistência obtido, sendo o CLB2 mais eficaz do que SBMP e VT. Os autores concluíram que a maior incidência de falhas foi do tipo adesiva, além de sugerirem que os corpos-de-prova deveriam ter área de no máximo 1,8mm².

Os teste sobre a união dentina-compósito foram revisados por PASHLEY *et al.*, 1995, que discutiram questões como o substrato para adesão, as variáveis envolvendo o condicionamento, a estocagem, o fluido pulpar e a estabilidade da união à dentina. Questões relacionadas aos testes utilizados para avaliar a união também foram abordadas, tais como, os tipos de testes, as variáveis em teste e a manipulação do espécime e o

modo de falha na interface testada. Vários relatos recentes têm focado a padronização de muitas das variáveis envolvidas nos testes da união. Os testes de resistência adesiva são bem discutidos e o ensaio de microtração tem suas vantagens e desvantagens descritas. Os autores ressaltaram ainda a necessidade de se dar mais ênfase às avaliações em dentina esclerótica ou afetada por cárie e as técnicas necessárias para se conseguir boa união a esses substratos clinicamente relevantes. Em conclusão, melhoramentos significantes nos procedimentos de união e materiais têm sido alcançados nos últimos tempos. Os valores de resistência de união em dentina estão tão altos quanto em esmalte e isso tem promovido a distribuição não uniforme das tensões ao longo da dentina. O desenvolvimento de novos sistemas adesivos tem resultado em valores de resistência de união da ordem de 20-30 MPa. Para esses relativamente altos valores de união, os autores relataram tendências no aumento da quantidade de falhas coesivas em dentina.

PERDIGÃO *et al.*, em 1996, avaliaram, *in vitro*, a interação de seis sistemas de união com a dentina através da avaliação do aspecto morfológico da interface compósito/dentina. Nesse estudo, os autores descreveram a técnica para o processamento da amostra para avaliações

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura em microscopia eletrônica de varredura (MEV), sendo as amostras fixadas em solução de Glutaraldeído a 2,5 % tamponada com tampão de cacodilato de sódio, pH 7,4, por 12 horas a 4 °C. Após a fixação, as amostras foram imersas em 20 mL de tampão de cacodilato de sódio pH 7,4, por 1 hora, com trocas da solução, seguida da lavagem com água destilada por 1 minuto. Em seguida, as amostras foram desidratadas em soluções ascendentes de etanol (25% por 20 minutos; 50% por 20 minutos; 75% por 20 minutos; 95 % por 30 minutos e 100% por 60 minutos). Após a última solução de etanol, as amostras foram secadas por imersão em HMDS (Hexametildisilazane) por 10 minutos, colocadas sobre papel filtro, cobertas com um vidro e, então, deixadas à temperatura ambiente. Para a realização do processo de desmineralização e desproteíntização, as amostras foram imersas em solução de ácido clorídrico 6N por 30s e então desproteíntizadas em solução de NaOCl a 1% por 10 minutos. Após a secagem, os espécimes foram posicionados nos *stubs* e, então, foram metalizados para serem observado em MEV.

O substrato dentinário bem como sua estrutura e as propriedades relacionadas à união foram discutidas por MARSHALL JR. *et al.*, em 1997. Os autores discutiram os componentes dentinários quanto à distribuição,

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

união e propriedades mecânicas (dureza, resistência e propriedades elásticas). Foram abordadas, também, algumas alterações dentinárias como a dentina afetada por cárie, as lesões cervicais não cariosas, o conteúdo tubular da dentina vitalizada e a lama dentinária. Relataram progressos nos métodos de avaliação da dentina e sua desmineralização com ênfase no entendimento da estrutura e propriedades da dentina. Alterações importantes nas propriedades relatadas puderam ser percebidas não somente em função dos métodos experimentais, mas também das diferenças inerentes às propriedades constituintes da dentina e sua relação com o componente úmido e desmineralização. Concluíram, haver a necessidade de mais estudos no sentido de elucidar diferenças entre a dentina vitalizada e a não vitalizada, e a dentina de dentes extraídos. Ressaltam a importância de métodos sofisticados de estudo da dentina, para que possam proporcionar as informações necessárias sobre as relações estrutura/propriedade, otimizando, assim, a união à dentina e melhorando muitos aspectos da odontologia restauradora e preventiva.

PHRUKKANON, BURROW & TYAS, em 1999, analisaram a influência da estrutura dentinária sobre a resistência de união resina/dentina e micromorfologia da interface, para dois tipos de sistemas adesivos (Single

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

Bond e um sistema experimental). Utilizaram dentes pré-molares para os testes de resistência de união, no qual metade dos dentes foi usada para avaliação da resistência da união em superfície perpendicular à orientação dos túbulos e outra metade para avaliação da união em superfície paralela à orientação dos túbulos dentinários. Os espécimes foram preparados em forma de ampulheta de 1,2 mm de diâmetro. Avaliaram a resistência à tração em seis regiões diferentes de dentina: cúspide, fissura, vestibular, vestibular cervical, vestibular radicular, radicular média. Os autores obtiveram médias de resistência de união na dentina vestibular de cerca de 22, 2 MPa, para a união a superfície perpendicular à orientação dos túbulos, e de cerca de 18,3 MPa, para a união a superfície paralela à orientação do túbulos. Comparando essas duas orientações, para o adesivo Single Bond, encontraram diferenças estatísticas entre elas. Nas observações de interface de união, com dentina coronária, os autores não visualizaram diferenças na espessura da camada híbrida para ambas orientações tubulares, espessura esta que ficou em torno de 4-5 μm para o adesivo Single Bond. De forma geral, concluíram que a orientação tubular não influenciou consistentemente a resistência de união resina-dentina.

Com o objetivo de investigar a resistência de união regional em paredes de cavidades Classe II, BOUILLAGUET *et al.* (2001) realizaram um estudo comparando os resultados em cavidade com aqueles correspondentes à superfície lisa livre, isolada pela eliminação das outras paredes cavitárias. Cavidades MOD foram preparadas em terceiros molares humanos para comparar a resistência de união obtidas nas paredes de dentina oclusal, axial e gengival com suas correspondentes em superfície livre. Os espécimes foram preparados pra o teste de microtração (1mm/min até a fratura). Os resultados mostraram que os valores de união em cavidade foram estatisticamente menores que os apresentados na dentina livre, cerca de 20% menores. Relataram não haver diferenças estatisticamente consistentes entre os valores de resistência de união por região. Os autores concluíram que os valores de resistência de união desenvolvidos em superfícies de dentina livre, usadas em muitos estudos laboratoriais, podem estar superestimados e, por isso, não traduziriam os valores reais passíveis de serem obtidos em cavidades complexas.

VAN MEERBEEK *et al.*, 2003, realizaram um estudo para investigar a influência de diversas técnicas de preparo da superfície de dentina e esmalte sobre os valores de resistência de união desenvolvida com dois

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Revisão de Literatura

tipos de sistema adesivo. Compararam as texturas superficiais produzidas pela abrasão a ar (Prep Start (Danville), a abrasão sônico-diamantada (SonicSys Micro, Kavo Dental), laser de érbio (Er:YAG - 10 Hz, 120 mJ, 250 μ s / Fidelis), ponta diamantada (#842 - regular, Komet) e lixas de carbureto de silício (#600, Komet). Para os procedimentos de união utilizaram dois sistemas adesivos: o ClearFil SE, sistema "auto-condicionante" e; o Optibond FL, sistema de condicionamento prévio, que foi utilizado com condicionamento (CC) e sem o mesmo (SC). O ensaio de microtração, sobre a união em superfície dentinária lisa livre, foi realizado após 24 horas de estocagem em água a 37 °C. Os resultados indicaram que a maneira de preparo do esmalte e dentina, anteriormente aos procedimentos de união, influenciaram significativamente a efetividade da união para ambos sistemas adesivo avaliados. Os valores de resistência da união alcançados, em esmalte e dentina, com os dois tipos de abrasão não diferiram daqueles com o preparo convencional com ponta diamantada. Entretanto, a preparação com laser-irradiação, tanto em esmalte quanto dentina, resultou em valores médios de resistência da união significativamente menores que a preparo com ponta diamantada.



PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

A pesar de muitos estudos terem sido realizados sobre a dinâmica de polimerização dos compósitos e as conseqüências clínicas do processo, a tensão de contração de polimerização ainda permanece como a principal desvantagem desse material restaurador. O presente estudo representa um esforço nesse sentido através da avaliação da resistência da união desenvolvida em cavidades Classe I de alta configuração cavitária e em superfícies planas de dentina. Dessa forma, os objetivos desse estudo *in vitro* foram:

1. Avaliar, em modelo cavitário, a resistência da união dentina/compósito em função:

- Do compósito restaurador utilizado (Surefil, Z250 e Z100);
- Da camada elástica formada (Single Bond - 1 camada; SingleBond - 3 camadas; Single Bond + duas camadas de Scotchbond Multi-Purpose; OptiBond Solo - 1 camada; Single Bond + Protect Liner F e; Single Bond + Filtek Flow);

- 2. Mensurar, em modelo "parede-livre" (união à superfície dentinária plana e livre), a resistência da união dentina/compósito em função do tipo de camada elástica formada (como descrita no item 1);**
- 3. Comparar os valores de resistência da união dentina/compósito alcançados no modelo cavitário com aqueles obtidos em parede-livre.**
- 4. Analisar o aspecto morfológico da região da fratura na superfície da dentina através de MEV e assim classificar o padrão de fratura exibidos pelos diferentes grupos, tanto no modelo cavitário quanto no modelo parede-livre.**



MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Os fatores em estudo foram o compósito e a "camada elástica" formada. A variável resposta foi a resistência de união expressa em Mega Pascal (MPa) mensurada através do teste de microtração. Os níveis dos dois fatores são mostrados nos Quadros 1 e 2.

Quadro 1. Fator A: Tipo de Compósito, em 3 níveis:

Níveis	Descrição
SureFil	Compósito híbrido de maior viscosidade
Z250	Compósito híbrido, de viscosidade média
Z100	Compósito híbrido, de viscosidade média

Quadro 2. Fator B: Camada Elástica Formada, em 6 níveis:

Níveis	Descrição
SB (1c)	Uma camada do adesivo sem carga Single Bond;
SB (3c),	Três camadas do adesivo Single Bond;
SB + SBMP	Uma camada do adesivo Single Bond e duas camadas do adesivo também sem carga Scotchbond Multi-Purpose;
OS (1c)	Uma camada de adesivo com carga OptiBond Solo;
SB + PLF	Uma camada do adesivo Single Bond e aplicação do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F;
SB + FF	Uma camada do adesivo Single Bond e aplicação do compósito de baixa viscosidade Filtek Flow.

As unidades experimentais utilizadas neste estudo foram terceiros molares humanos. A tração foi realizada na interface restauração/dentina referente à parede vestibular das cavidades Classe I. O delineamento experimental foi inteiramente aleatorizado com quatro parcelas por grupo (dente) e quatro espécimes por parcela (palito).

A Tabela 1 a seguir exhibe os materiais que foram avaliados.

Tabela 1. Materiais avaliados no experimento.

Material	Classificação	Fabricante	Lote	Composição
SureFil	CP, Híb, AV, Fot	Dentsply De Trey, Konstanz, Germany	010405	Resina BisGMA uretano modificada, Borosilicato de flúor-alumínio e bário silanizado, sílica coloidal, 66% de carga em volume
Z 250	CP, PP, Univ, Fot	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	2XX	BisGMA, UEDMA, BisEMA, Zircônia/Sílica, 60% de carga em volume.
Z100	CP, PP, Univ, Fot	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	1LP	Bis-GMA, TEGDMA, Zircônia/Sílica, 66% de carga em volume.
Protect Liner F	CP, MP, BV, Fot	Kuraray Co. Ltda., Japan	0047	Bis-GMA, TEGDMA, Fluoro-metil-metacrilato, canforoquinona, sílica coloidal silanizada, partícula orgânica pré-polimerizada, 42% de carga em peso.
Filtek Flow	CP, PP, BV, Fot	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	1CL	Bis-GMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato (patenteado), Zircônia/Sílica, 47% de carga em volume
OptiBond Solo Plus	SA, CC, Fot	Kerr Co., Orange, CA, USA.	105934	Bis-GMA, HEMA, GPDM, bário-alumínio borosilicato de vidro, disódio hexafluorsilicato, sílica, 48% de carga em peso
Single Bond	SA, SC, Fot	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	2GJ	Bis-GMA, HEMA, etanol, água, dimetacrilatos, acrilatos, amins, metacrilato funcional e co-polímeros de ácidos poliacrílico e poliitacônico
Scotchbond Multi-Purpose	SA, SC, Fot	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	4AX	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, acrilatos, amins, metacrilato funcional e co-polímeros de ácidos poliacrílico e poliitacônico

CP: compósito; Híb: híbrido; PP: partícula pequena; MP: micro particulado; AV: alta viscosidade; Fot: fotopolimerizável; Univ: universal; BV: baixa viscosidade; SA: sistema adesivo; CC: com carga; SC: sem carga; HEMA: hidroxietilmetacrilato; Bis-GMA= bisfenol-A glicidil metacrilato; TGDMA= tetraetileno glicol dimetacrilato; GPDM: dimetacrilato de glicerol-fosfato.

4.1. Seleção dos Dentes

Foram utilizados 96 terceiros molares humanos recentemente extraídos, não inclusos e armazenados em solução de timol em temperatura ambiente. A coleta dos dentes foi autorizada de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP, sob o protocolo nº 151/2002 (ANEXO 1). Os dentes foram raspados com curetas periodontais^φ, limpos com taça de borracha*, pasta de pedra-pomes^φ e água, jato de bicarbonato e, novamente, armazenados em solução de timol.

4.2. Modelo Experimental Tridimensional: cavidades Classe I

Uma secção na altura do terço oclusal da coroa foi realizada, para remoção das pontas das cúspides (FIG. 1A), com discos diamantados dupla face (KG #7020)*, sob refrigeração. Após o corte, a superfície dentinária foi abrasionada com lixa de SiC de granulação 600^ψ em politriz giratória^ρ, refrigerada com água (FIG. 1B), para planificação da superfície oclusal.

^φ Duflex - SS White Group, Gloucester, GL15SG - UK

* KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil

^ψ Carborundum Abrasivos Ltda.

^ρ APL-4 Arotec

Estipulou-se não remover além do terço oclusal da coroa devido à profundidade do preparo. Entretanto, todo o esmalte oclusal foi removido e todas as margens ficaram em dentina. Esse procedimento padronizou as cavidades, já que a área total de interface em esmalte seria bastante variada entre os dentes. Os preparos cavitários foram confeccionados com a utilização de pontas diamantadas cilíndricas de extremo arredondado (KG #3145, parte ativa: 1,2 mm de diâmetro e 4 mm de comprimento)* (FIG. 1C). As pontas foram substituídas a cada 5 preparos.

Os dentes foram fixados em bases de resina poliestirênica para que as cavidades fossem confeccionadas no "Aparelho Padronizador" de preparos cavitários (FIG. 1D). Os dentes foram posicionados na máquina de preparos de forma que a superfície oclusal plana ficasse perpendicular ao eixo da ponta diamantada. Dessa forma o preparo foi iniciado com a ponta diamantada penetrando a estrutura dentinária na profundidade desejada (FIG. 1E). As cavidades foram confeccionadas contendo 4mm de comprimento no sentido méso-distal, 3mm de altura no sentido vestibulo-lingual e 3mm de profundidade (FIG. 1F). Essa configuração de preparo permitiu alto fator-C (aproximadamente 4,5). Os preparos foram

* KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Materiais e Métodos realizados em peças-de-mão^α acopladas, em alta-rotação, sob constate irrigação de jato de ar/água.

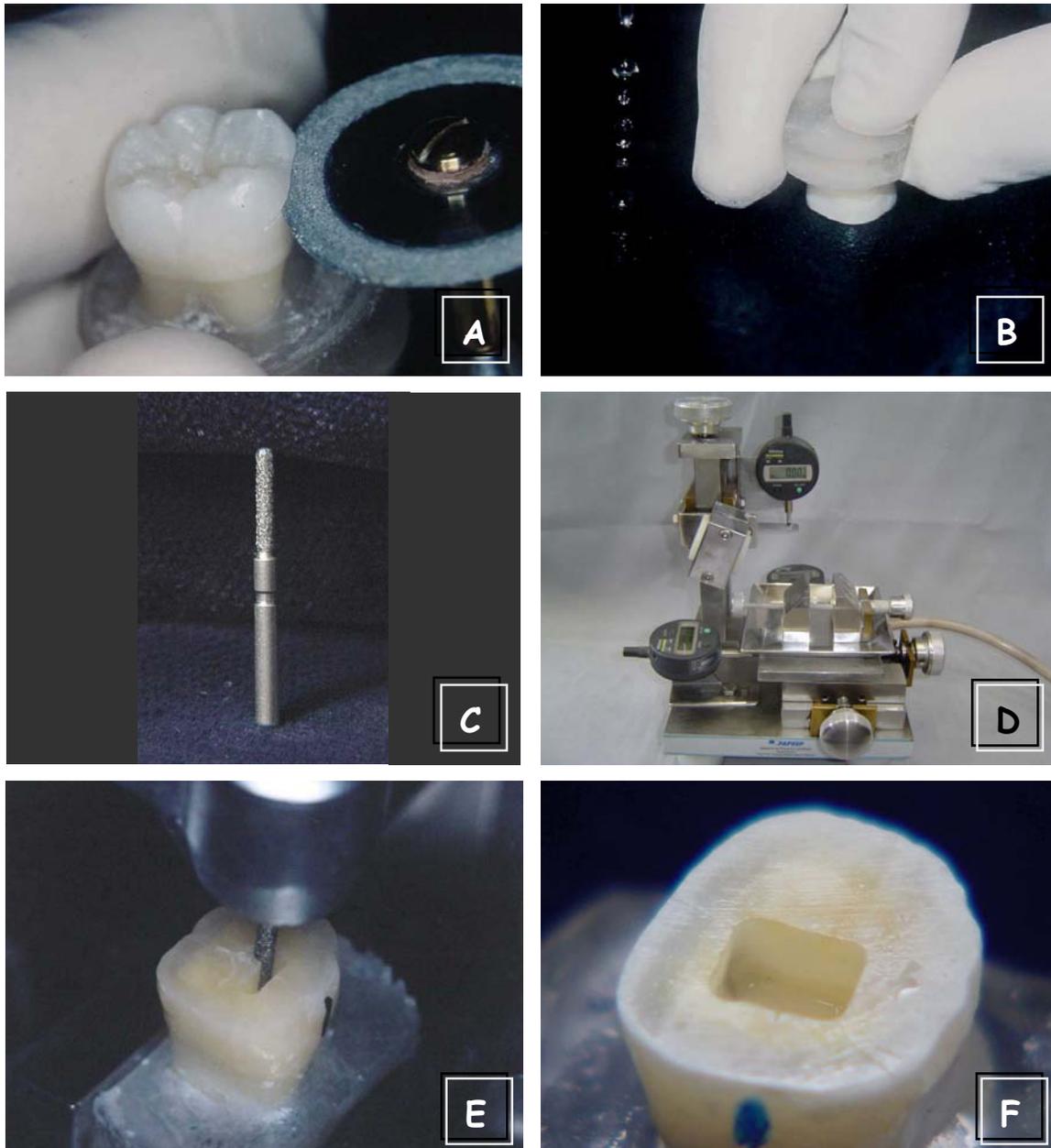


Figura 1. A= secção do dente molar humano; B= planificação da superfície oclusal; C= ponta diamantada KG # 3145 (\varnothing 1,2 mm, \leftrightarrow 6,0 mm); D= máquina padronizadora de preparos cavitários; E= preparo tipo Classe I sendo realizado; F= cavidade finalizada medindo 4 mm no sentido méso-distal X 3 mm vestibulo-lingual X 3 mm de profundidade; a marcação designa a face vestibular dos dentes.

^α Dabi Atlante do Brasil S.A.

As cavidades foram restauradas seguindo diferentes protocolos de acordo com os compósitos e sistemas adesivos utilizados. O Quadro 3, a seguir, exhibe as diferentes associações entre "camada elástica" e "compósito" para formação dos 18 grupos, do modelo cavitário, formados a partir da associação dos dois fatores em estudo.

Quadro 3. Descrição dos grupos no modelo cavitário:

Materiais	Grupos																	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1C, Single Bond	•		•		•	•	•		•		•	•	•		•		•	•
3C, Single Bond		•						•						•				
Scotchbond MP			•						•						•			
1C, OptiBond Solo				•						•						•		
Protect Liner F					•						•						•	
Filtek Flow						•						•						•
SureFil	•	•	•	•	•	•												
Z 250							•	•	•	•	•	•						
Z100													•	•	•	•	•	•

1C: uma camada; 3C: três camadas

4.3. Procedimentos Restauradores

As cavidades a serem restauradas e a seqüência de confecção das restaurações foram aleatorizadas pelo sorteio do grupo. De forma geral, os procedimentos restauradores foram conduzidos de acordo com as recomendações dos seus respectivos fabricantes, com exceção dos grupos nos quais foram aplicadas camadas adicionais de adesivo. Os protocolos restauradores dos seis tipos de camadas elásticas são descritos a seguir:

1 SB(1c): A cavidade foi condicionada (FIG. 2A), por 15 s, com Scotchbond Etchant^Φ, seguido de lavagem por 10 s e secagem com papel absorvente[∇]. (FIG. 2B) evitando ressecar a dentina. A primeira aplicação do adesivo Single Bond (FIG. 2C) foi realizada e secada por 2-5 s com jato de ar suave. A segunda aplicação (FIG. 2D) foi feita e, então, o adesivo foi fotoativado por 10 s.

2 SB (3c): Idem item 1, somado a duas camadas adicionais do adesivo Single Bond aplicadas sobre a primeira camada. As camadas adicionais do adesivo foram aplicadas e fotoativadas separadamente por 10 s.

3 SB+SBMP: Procedimentos do item 1 somado a duas camadas adicionais do adesivo Scotchbond Multi-Purpose (FIG. 2C) aplicadas sobre a primeira camada. As duas camadas adicionais do adesivo foram aplicadas e fotoativadas separadamente por 10 s.

4 OS(1c): A cavidade foi condicionada, por 15 s, com Scotchbond Etchant^Φ, seguido de lavagem por 10 s e secagem com papel absorvente evitando ressecar a dentina. Uma camada do adesivo OptiBond Solo Plus (FIG. 2C) foi aplicada ativamente sobre a dentina

^Φ Ácido fosfórico a 35%, pH 1,6 - Lote 2YF, 3M Dental Products St. Paul, MN, USA

[∇] Softy's Lenços de Papel, Melhoramentos Papéis Ltda, Caieras - São Paulo

por 15 s, secada por 3 s com jato de ar suave e fotoativada por 20s.

5 SB+PLF: Procedimentos do item 1, somado a aplicação do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F (FIG. 2E). O compósito foi dispensado numa placa de vidro, num comprimento de 1 cm. Após ser resgatado com o auxílio do *microbrush*, o compósito foi inserido na cavidade num movimento em espiral, iniciado na parede de fundo da cavidade, e fotoativado por 20 s.

6 SB+PLF: Procedimentos do item 1 somado a aplicação de uma camada do compósito de baixa viscosidade Filtek Flow (FIG. 2E). O compósito foi dispensado numa placa de vidro, num comprimento de 1 cm (FIG. 2F). Após ser resgatado com o auxílio do *microbrush* (FIG. 3A), o compósito foi inserido na cavidade (FIG. 3B), num movimento em espiral iniciado na parede de fundo da cavidade, e fotoativado por 20 s.

A lavagem foi realizada por 15 s, após condicionamento ácido, com a ponta da seringa tríplice posicionada a 5 cm do preparo cavitário.

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Materiais e Métodos



Figura 2. A= condicionamento ácido; B= secagem da dentina com papel absorvente; C= sistemas adesivos utilizados (OptiBond Solo Plus, Single Bond e Scotchbond Multi-Purpose); D= aplicação do adesivo Single Bond; E= compósitos de baixa viscosidade utilizados (Protect Liner F e Filtek Flow); F= proporção de 1 cm de Filtek Flow.

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Materiais e Métodos

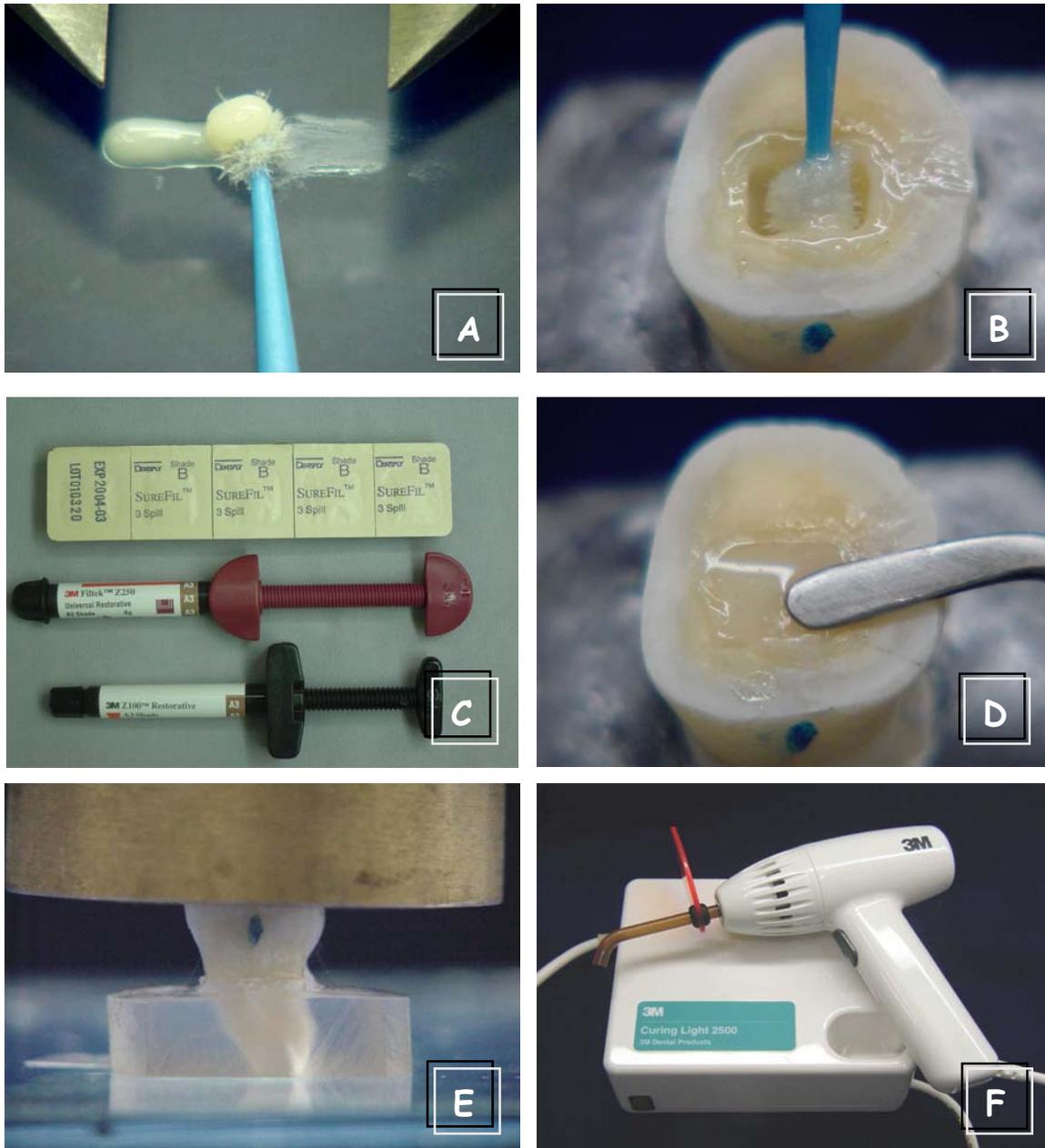


Figura 3. A= resgate do compósito de baixa viscosidade da placa de vidro com o auxílio de um *microbrush*; B= aplicação do compósito na cavidade; C= compósitos utilizados nas restaurações das cavidades Classe I, (SureFil, Z250 e Z100); D= preenchimento da cavidade; E= peso de 250 g posicionado por 30 s sobre a restauração; F= unidade de luz XL 2500 (800mW/cm²).

Após a “camada elástica” ter sido estabelecida, um dos três compósitos, SureFil, Z250 ou Z100 (FIG. 3C), foi escolhido para o preenchimento completo da cavidade em incremento único. Apesar da

espessura do incremento não ser a mais adequada, esta foi utilizada para que o fator-C máximo da cavidade pudesse ser utilizado. Após a inserção do compósito (FIG. 3D), foi posicionada sobre a restauração a fita matriz transparente^o e, posteriormente, um peso de 250 g por 30 segundos (FIG. 3E).

A fotoativação foi realizada de forma contínua, usando a unidade de luz XL 2500^z (FIG. 3F). Todos os procedimentos de fotoativação foram realizados com a fonte ativadora o mais próxima possível do preparo cavitário (por oclusal) e pelo tempo especificado para cada produto, que no caso dos compósitos foi de 40 segundos para o SureFil e Z100 e de 20 segundo para o Z250. Após os procedimentos restauradores, os dentes foram armazenados em água destilada a $37 \pm 1^\circ C$, por 24 horas.

4.4. Modelo Experimental Bidimensional: superfície dentinária livre

Para os espécimes nesse grupo, a restauração foi realizada em superfícies planas e livres correspondente à parede dentinária vestibular dos preparos Classe I. Isso foi realizado com a intenção de diminuir as possíveis influências prejudiciais da alta configuração cavitária sobre a

^o Tira de Poliéster, TDV Dental Ltda

^z 3M Curing Light Unit 2500 - 800mW/cm², 3M-ESPE

resistência da união, mensurada na mesma região dentinária que aquela dos grupos em cavidade. Assim, foi esperado que pela diminuição do fator-C os valores de união fossem superestimados (BOUILLAGUET *et al.*, 2001).

Preparos Classe I foram confeccionados, como descrito no item 4.2, e a partir deles as outras paredes cavitárias foram então removidas. Dessa forma, obteve-se a mesma região de superfície dentinária e com a mesma textura superficial encontrada nas amostras dos grupos do modelo cavitário (VAN MEERBEEK *et al.*, 2003). Para a remoção das outras paredes do preparo, pontas diamantada, em peça-de-mão acoplada à máquina de preparos, foram aprofundadas a 6 mm e levadas a romper as paredes mesial e distal (FIG. 4A). Em seguida, com o auxílio de discos diamantados dupla face, o corte transversal no sentido linguo-vestibular foi realizado até encontrar a canaleta méso-distal. Assim, as outras paredes cavitárias foram removidas e a parede vestibular foi transformada numa superfície livre (FIG. 4B).

Para esse modelo foram confeccionados seis grupos experimentais (n=4) correspondentes às seis camadas elásticas: SB (1c), SB (3c), SB + SBMP, OS (1c), SB + PLF, SB + FF. Os seis tratamentos de camada

elástica foram realizados seguindo-se o mesmo protocolo restaurador dos grupos executados no modelo cavitário.

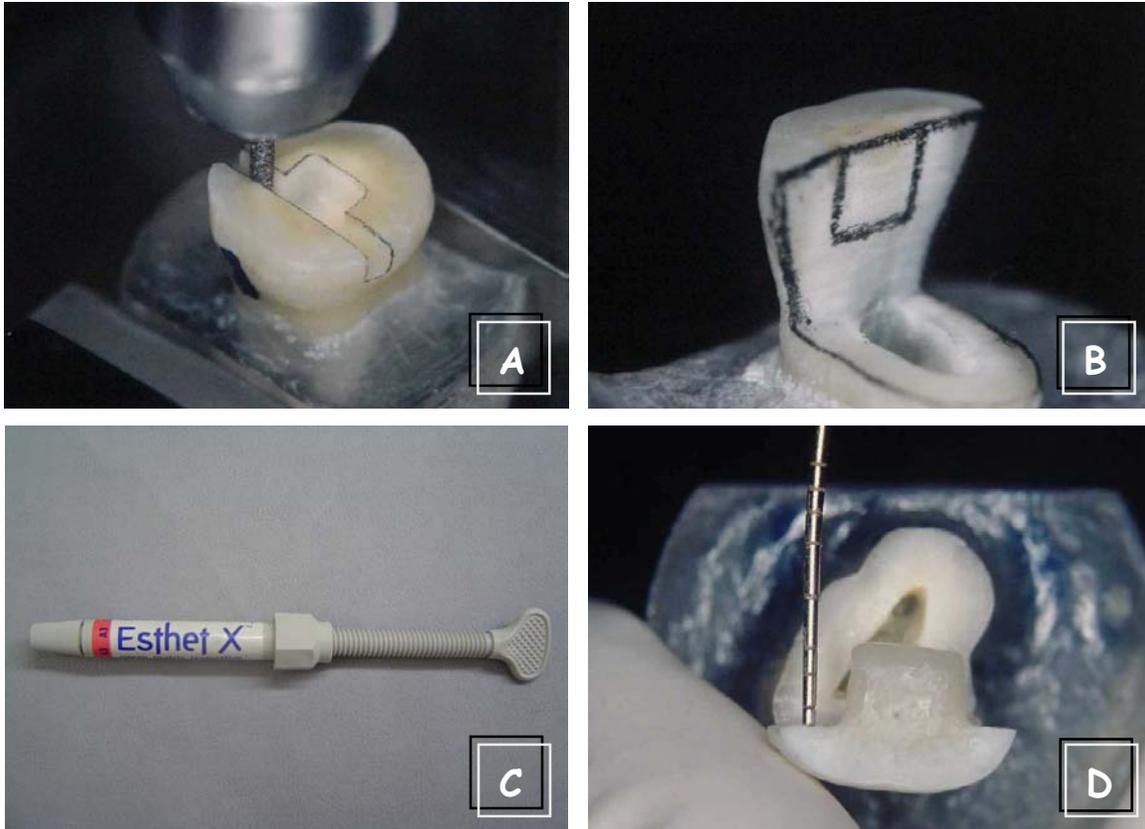


Figura 4. A= com a ponta diamantada # 3145 as paredes mesial e distal são rompidas; B= superfície dentinária lisa livre correspondente à parede vestibular da cavidade; C= compósito Esthet-X; D= bloco de compósito confeccionado sobre a superfície livre de dentina; a sonda periodontal foi posicionada pra facilitar a visualização da altura do bloco de compósito.

Sobre a “camada elástica” estabelecida, utilizando o compósito Esthet-X^π (FIG. 4C), que demanda 20 segundos de fotoativação, foi confeccionado o bloco de compósito (FIG. 4D). O mesmo foi realizado com dimensões aproximadas de 4 x 4x 3mm, construído com dois incrementos de, aproximadamente, 1,5 mm. A fotoativação foi realizada com a ponta

^π Lote 0105304, Dentsply De Trey, Konstanz, Germany

da unidade de luz posicionada o mais próximo possível da superfície do bloco. Isso quer dizer que o sentido de fotoativação foi perpendicular ao plano de união.

4.5. Teste de Microtração sobre a Interface de União Resina/Dentina

A superfície oclusal das amostras em cavidade foram abrasionadas com lixa de SiC de granulação 600^ψ em politriz^ρ, refrigerada com água, para expor totalmente as margens da restauração (FIG 5A), removendo-se, assim, os excesso de material restaurador que poderiam prejudicar a visualização da margem e determinação adequada da região de corte. Os dentes foram fixados numa placa de acrílico, com auxílio de cola adesiva ^θ. Este conjunto foi acoplado na cortadeira metalográfica de precisão^π (FIG. 5B) para a realização de secções de 0,8 mm de espessura com discos diamantados de alta precisão^Ω. As secções foram realizadas no sentido vestibulo-lingual (FIG. 5C). Com três secções paralelas e, posteriormente, duas perpendiculares ao longo eixo do dente (FIG. 5D), obtiveram-se quatro palitos (FIG. 6A), da porção mais central da parede cavitária

^ψ Carborundum Abrasivos Ltda.

^ρ APL-4 Arotec

^θ Super Bonder - Henkel Loctite Adesivos Ltda., Itapevi - 06690-111, São Paulo

^π Isomet 1000, Buehler UK Ltd., Lake Bluff, IL 60044 - USA

^Ω XL-12205, Extec Corp., Enfield, CT USA, batch # 453907 CO.

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Materiais e Métodos vestibular de cada dente, contendo a área de teste de, aproximadamente, $0,8 \text{ mm}^2$ (SANO *et al.*, 1994; PASHLEY *et al.*, 1995) formada pela interface entre o compósito e a parede axial vestibular do preparo. A primeira secção, paralela ao longo eixo do dente, era iniciada a partir de 1 mm da margem mesial ou distal da restauração. Eram obtidos apenas quatro palitos e todos foram submetidos ao teste.

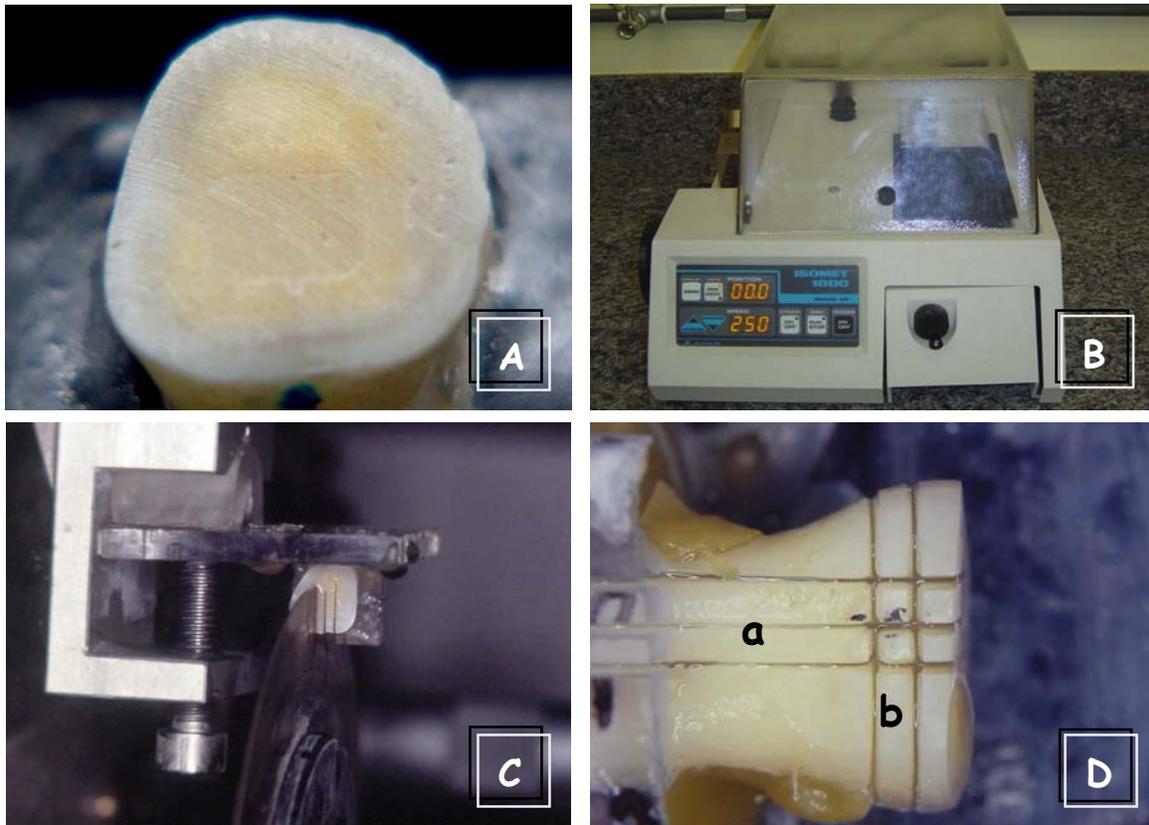


Figura 5. A= superfície oclusal lixada e restauração exposta; B= cortadeira metalográfica de precisão Isomet 1000; C= secções no sentido vestibulo-lingual; D= secções paralelas (a) e perpendiculares (b) ao longo eixo do dente.

Os palitos foram avaliados individualmente, em dispositivo específico para microtração¹ acoplado à máquina universal de ensaio² (FIG. 6B). A fixação foi obtida com o auxílio de cola a base de cianocrilato³ e como acelerador foi utilizado monômero de resina acrílica. Os palitos foram posicionados (FIG. 6C) e o ensaio de tração foi conduzido com velocidade de 0,5mm/min, com célula de carga de 5Kg, até a fratura (FIG. 6D). Os resultados foram obtidos em KgF (Kilograma-Força). Após o teste, as áreas de união foram mensuradas com o auxílio de paquímetro digital⁴. O cálculo dos valores em MPa (Mega Pascal) foi realizado de acordo com a seqüência de operações matemáticas a seguir:

1. Área do espécime em mm² ÷ 100 = Área do espécime em cm².
2. Valor de resistência em quilograma-força ÷ Área do espécime em cm² = KgF/cm².
3. KgF/cm² x 0,098 = MPa.

¹ Bencor - Multi-T Danville Engineering Co., Danville

² Instron 4411, Canton, MA 02021-1089, USA

³ Super Bonder - Henkel Loctite Adesivos Ltda., Itapevi - 06690-111, São Paulo

⁴ Mitutoyo America Corporation - Notario - L5N 5N1 - Canadá

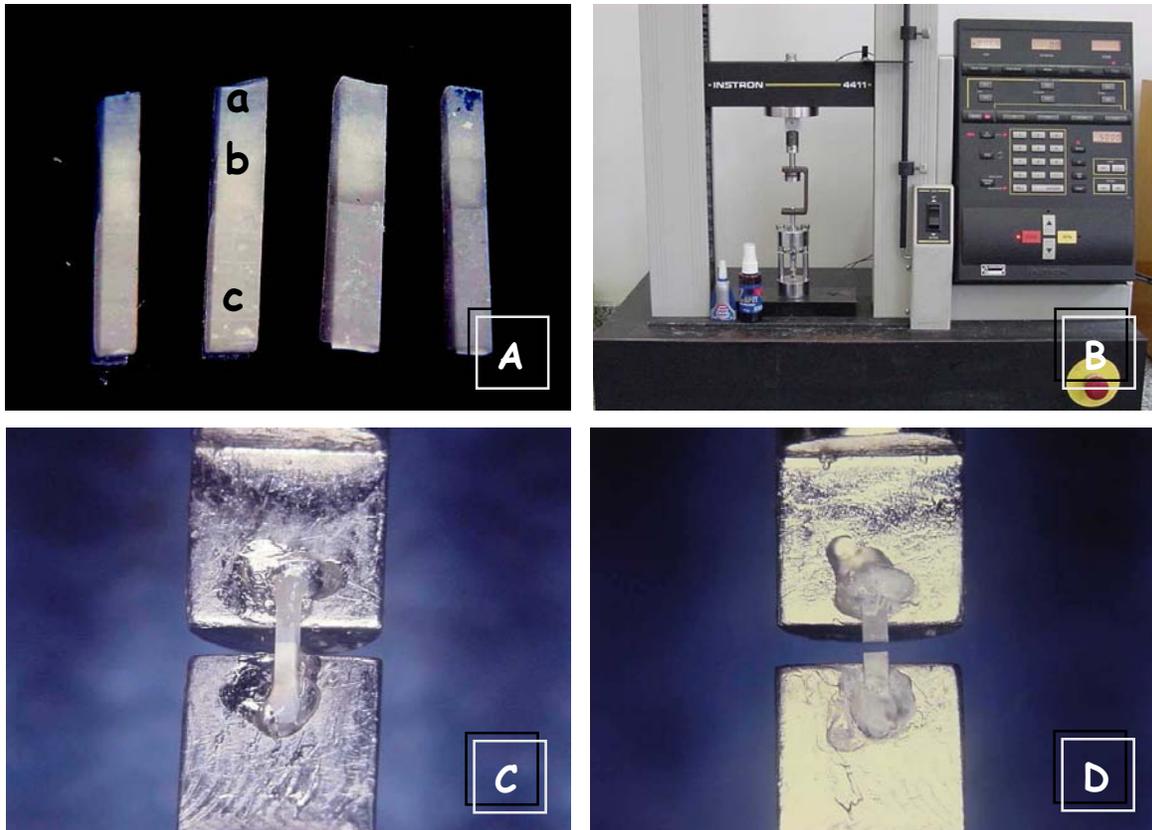


Figura 6. A= palitos para o teste, formado por esmalte (a), dentina (b) e resina (c); B= máquina universal de ensaios Instron 4411; C= palito posicionado para o teste de tração; D= teste realizado, as superfícies de compósito e dentina estão separadas.

4.6. Análise do Padrão de Fratura

Após o ensaio de tração, a porção dentinária da amostra fraturada foi acondicionada, à seco, em *ependorf* devidamente identificado. Todos os palitos do mesmo grupo foram fixados sobre *stubs* de latão[†] com as interfaces fraturadas voltadas para cima e posicionadas o mais plano possível da superfície do *stub*. Para essa fixação foi utilizada uma mistura

[†] Multi Vials, Electron Microscopy Sciences, Washington 19034 - USA

[‡] Procind Mecânica e Instalações Industriais Ltda, Piracicaba-SP, 13424-550

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Materiais e Métodos de esmalte incolor para unhas^ε misturado à limalha para amálgama[∇] na proporção de 3/1, respectivamente. Os *stubs* foram levados à estufa a 37 °C, por 6 horas e, então, procedeu-se à cobertura com ouro pelo processo de metalização^φ, a 52mA por 186 s.

As amostras preparadas foram observadas em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV[∞]), regulada para 15kV, com distância de trabalho (*Working Distance* = WD) de 30 mm, *spotsizes* de 32. As imagens das interfaces fraturadas foram adquiridas e o modo de fratura classificado de acordo com um dos quatro tipos a seguir, como descrito por MONTES *et al.* (2001):

Tipo 1: falha adesiva entre o adesivo e a dentina e falha parcialmente coesiva no adesivo;

Tipo 2: falha totalmente coesiva na camada de adesivo;

Tipo 3: falha parcialmente coesiva na dentina;

Tipo 4: falha coesiva na camada de compósito de baixa viscosidade.

^ε Colorama Maybelline (7,5ml), Cosbra Cosméticos Ltda, São Paulo

[∇] Limalloy Fine Cut (30g), Ourodent, Ferrari & Cia Ltda

^φ Balzers - SCD 050 Sputter Coater, Balzers Union Aktiengesellschaft, FL - 9496, Germany

[∞] JSM - 5900 - JEOL USA, Inc., Peabody, MA 01960 - USA

4.7. Observação da Região da União Dentina/Compósito.

Para as observações das regiões de união compósito/dentina, em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV[∞]), a dentina correspondente à parede vestibular dos preparos Classe I foi isolada seguindo-se o mesmo protocolo utilizado no modelo bidimensional. Após a remoção de todas as outras paredes da cavidade, a porção coronária foi removida do restante da estrutura dental obtendo-se, assim, um fragmento dental correspondente à parede vestibular dos preparos Classe I (FIG. 7A). Um total de seis fragmentos foram preparados. A superfície dentinária vestibular foi submetida ao polimento manual, sob constante irrigação com água destilada, com lixas de carbureto de silício de granulação 600^ψ (FIG. 7B) com o objetivo de criar lama dentinária na superfície.

Todos os procedimentos restauradores ("camada elástica" em seis níveis + Esthet-X), descritos para a avaliação da resistência da união no modelo experimental bidimensional foram também realizados com as amostras selecionadas para análise da interface de união (FIG. 7C, 7D e 7E).

[∞] JSM - 5900 - JEOL USA, Inc., Peabody, MA 01960 - USA

^ψ Carborundum Abrasivos Ltda.

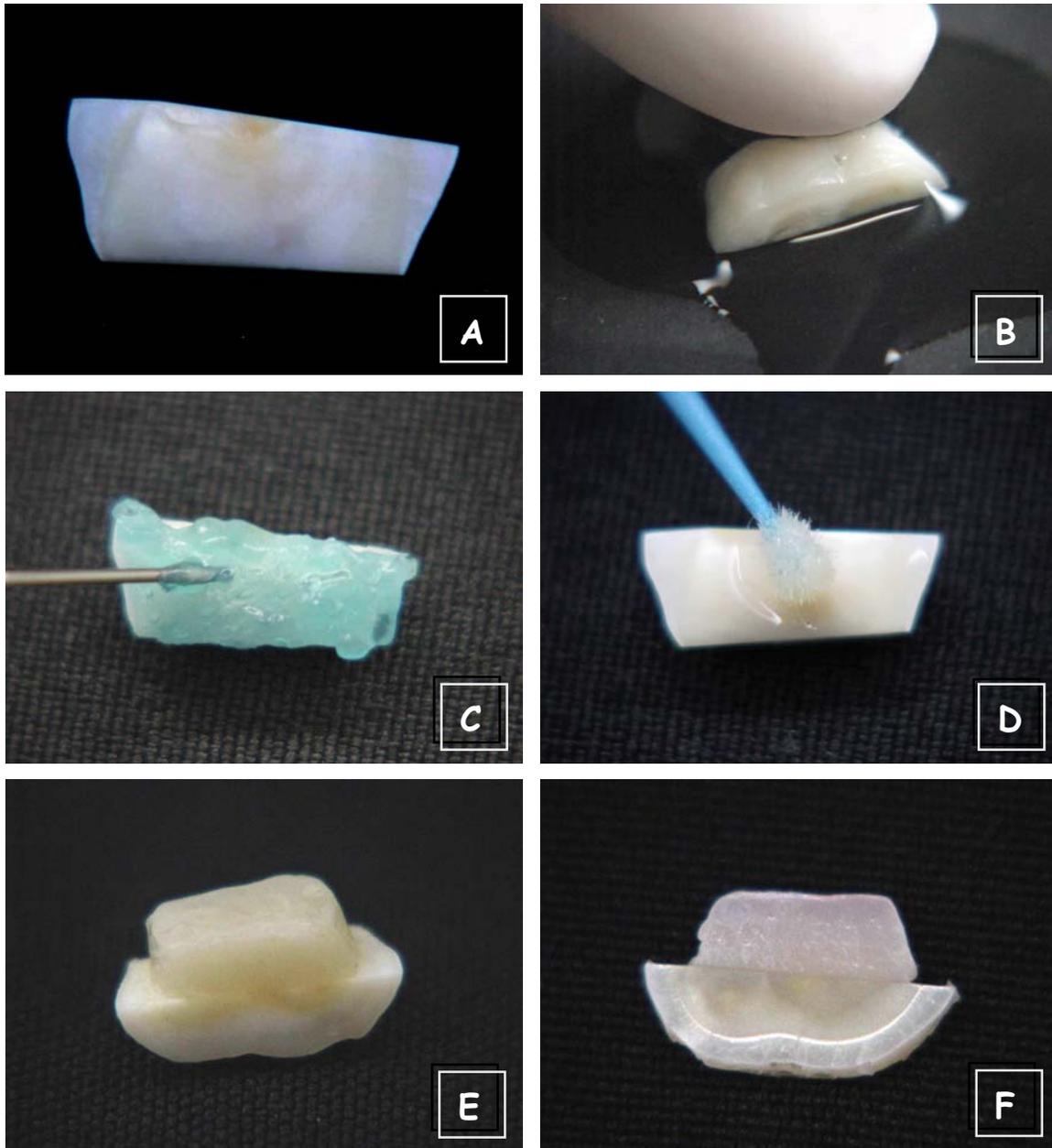


Figura 7. A= parede vestibular dos preparos Classe I; B= criando a lama dentinária com lixa de carbureto de silício (#600); C= condicionamento da superfície dentinária; D= aplicação do sistema adesivo; E= bloco de compósito construído assim como nos grupos controle; F= fatia contendo a interface de união para análise em MEV.

Após os procedimentos restauradores, a amostra foi fixada à cortadeira metalográfica (ISOMET 1000^{II}). Foi realizado apenas um corte,

^{II} Isomet 1000, Buehler UK Ltd., Lake Bluff, IL 60044 - USA

no sentido méso-distal e perpendicular ao plano de união, obtendo-se, desta maneira, superfícies para a análise (FIG. 7F). Após a obtenção das doze superfícies (duas para cada tipo de camada elástica), fez-se o polimento manual com lixas de carbureto de silício de granulações 400, 600 e 1200^ψ, sob constante irrigação com água destilada. A cada troca de lixa, ou seja, alteração na granulação, as superfícies foram acondicionadas em *eppendorfs*^τ (FIG. 8A) e colocadas em ultrassom (USC1400^δ), pelo período de 30 min. Terminado o desgaste com as lixas, fez-se uso de panos auto-adesivos para polimento metalográfico[♦] e pastas polidoras[⊙] de granulações 1 e 0,5 μm (FIG. 8B), sendo as amostras novamente colocadas em ultrassom, por 30 min, no intervalo entre a troca das pastas. Terminado o procedimento de limpeza das superfícies através de ultrassom, as amostras foram fixadas com solução de KARNOVSKY^Σ modificada, imersas por 12 horas. Após a fixação, realizou-se a desmineralização e desproteinização. A desmineralização foi realizada com ácido fosfórico a

^ψ Carborundum Abrasivos Ltda.

^τ Multi Vials, Electron Microscopy Sciences, Washington 19034 - USA

^δ Ultrassom USC1400 Unique Ind. e Co. de Produtos Eletrônicos Ltda., São Paulo

[♦] Arotec S.A. Indústria e Comércio (6g)

[⊙] Arotec S.A. Indústria e Comércio (200mm de diâmetro)

^Σ Karnovsky, M.J., J. Cell. Biol., v.27, n.2, p.137A, 1965.

50%^λ, por 3s, e a desproteção com hipoclorito de sódio a 10%^λ, por 5 min. Entre as etapas de desmineralização e desproteção, as superfícies foram colocadas novamente em ultrassom por 30 min. Em seguida, realizou-se a desidratação por imersão em etanol^φ, com concentrações crescentes, por tempo determinado, como se segue:

- ✓ Etanol 25% - 20 min;
- ✓ Etanol 50% - 20 min;
- ✓ Etanol 75% - 20 min;
- ✓ Etanol 95% - 30 min;
- Etanol 100% - 60 min;

As superfícies desidratadas foram imersas em solução de Hexametildisilazane (HMDS[♦]), por 10 min à temperatura ambiente (PERDIGÃO *et al.*, 1996). Em seguida, descartou-se a solução de HMDS e as superfícies foram colocadas sobre papel filtro[✕], cobertos por Becker^δ, para que houvesse a eliminação de excesso desta substância (HMDS), por 24h, dentro de uma capela com aspiração ligada.

^λ Proderma, Farmácia e Manipulação Ltda., Piracicaba, São Paulo

^φ Álcool Absoluto Santa Cruz Ltda., Guarulhos, São Paulo

[♦] HMDS, Electron Microscopy Sciences, Washington 19034 - USA

[✕] Melita do Brasil Indústria e Comércio Ltda. - Avaré, São Paulo

^δ Laborglas Indústria e Comércio Ltda, Materiais para Laboratório, São Paulo

Após o processo de secagem, as superfícies foram fixadas sobre *stubs* de latão^φ (FIG. 8C). Para essa fixação foi utilizada uma mistura de esmalte incolor para unhas^ε com limalha para amálgama[∇] na proporção de 3/1, respectivamente. Os *stubs* foram levados à estufa a 37 °C, por 6 horas e, então, procedeu-se a cobertura com ouro (FIG. 8D) pelo processo de metalização^ρ, a 52mA por 186 s.

As amostras preparadas foram observadas em MEV, regulado para 20kV, com distância de trabalho (*Working Distance* = WD) de 20 mm, *spotsize* de 32. As imagens da interface foram adquiridas com a camada híbrida e a camada elástica sendo mensuradas em micrometros (μm), no próprio MEV, após três medidas aleatórias ao longo de toda a extensão da interface nas duas amostras.

^φ Procind Mecânica e Instalações Industriais Ltda, Piracicaba, São Paulo

^ε Colorama Maybelline (7,5ml), Cosbra Cosméticos Ltda, São Paulo

[∇] Limalloy Fine Cut (30g), Ourodent, Ferrari & Cia Ltda

^ρ Balzers - SCD 050 Sputter Coater, Balzers Union Aktiengesellschaft, FL - 9496, Germany

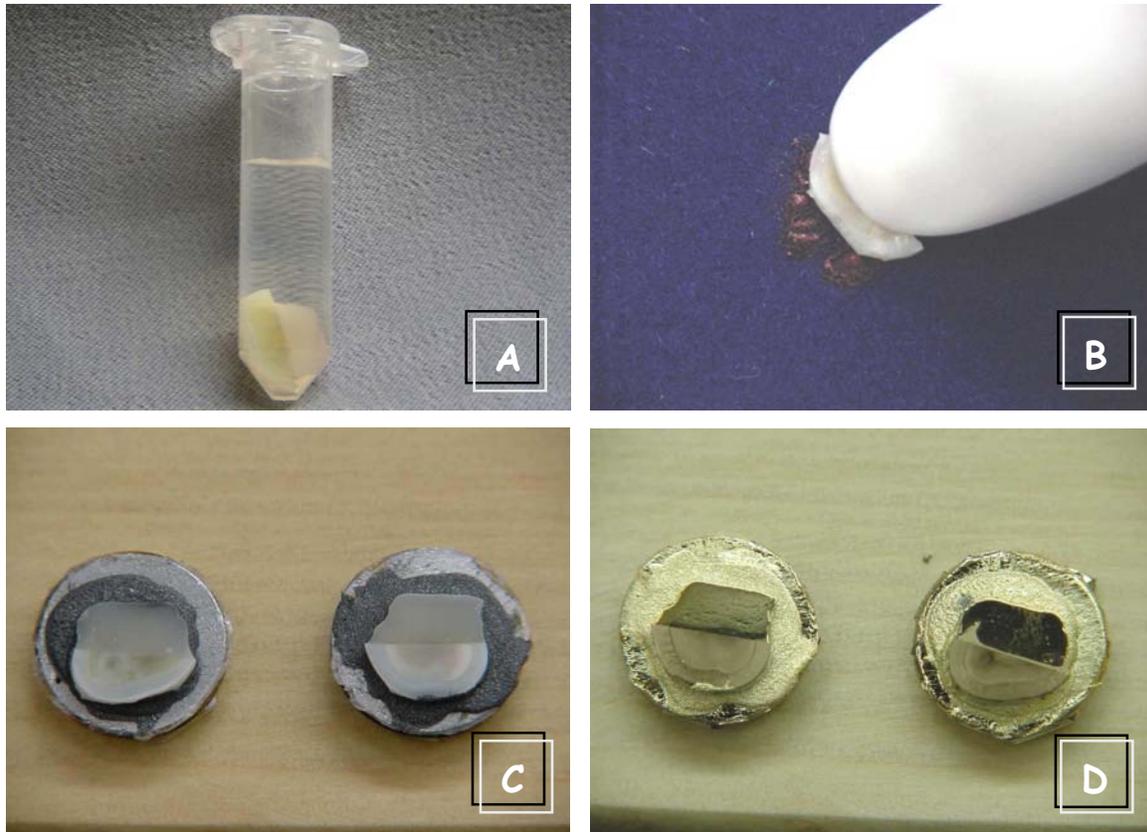


Figura 8. A= superfícies acondicionadas em *ependorfs* para serem levadas ao ultrassom; B= amostra sendo submetida ao polimento metalográfico com pastas polidoras de granulações 1 e 0,5 μm ; C= amostras fixadas sobre *stubs* de latão; D= amostras cobertura com ouro pelo processo de metalização.

4.8. Análise Estatística

Os dados obtidos em MPa para os testes de resistência à tração da união dentina/compósito foram submetidos à Análise de Variância ANOVA dois critérios (análise fatorial 3X6, para dados do modelo experimental tridimensional), ANOVA um critério (análise fator único, para dados do modelo experimental bidimensional). Após as análises de variâncias os dados foram submetidos ao Teste de Tukey para múltiplas comparações

"Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes Sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais" - Materiais e Métodos

entre médias. O teste de Dunnett foi aplicado para comparação dos resultados dos dois modelos experimentais dentro do fator camada elástica. Todas as análises foram conduzidas ao nível de 5 % de significância.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Ensaio de Resistência da União à Microtração

Os dados, obtidos em cavidade, foram coletados e a análise de variância conduzida para o modelo experimental inteiramente casualizado segundo o arranjo Fatorial 3x6 (Compósito x "Camada Elástica"). Foi explorada na análise de variância ANOVA a significância dos níveis do fator A (Z250, SureFil e Z100) e do fator B (Single Bond - 1c, Single Bond - 3c, Single Bond + SBMP, OptiBond Solo, Single Bond + Protect Liner F e Single Bond + Filtek Flow), assim como da interação entre os fatores. O teste de Tukey para comparações múltiplas de médias foi aplicado para determinar as diferenças significativas entre as médias de resistência de união (MRU). Todas as análises foram conduzidas com o nível de significância de 5 % com o auxílio do *Software SAS*^Ω. A análise de variância ANOVA revelou haver diferenças estatísticas significativas entre os diferentes materiais restauradores utilizados ($p= 0,0079$) e entre as camadas elásticas avaliadas ($p< 0,0001$). A Análise de Variância

^Ω SAS Institute Inc., *The SAS System* Release 8.02, SAS Institute Inc., Cary:NC, 1999

ANOVA (dois critérios) e as causas da variação são apresentadas na

Tabela 2.

Tabela 2: Análise de Variância (dois critérios) para o ensaio de resistência da união à microtração para diferentes compósitos e camadas elásticas formadas no modelo cavitário:

Fonte da Variação	G.L.	Quadrados Médios	Soma dos Quadrados	Valor F	Pr > F
Compósito	2	171,8177778	85,9088889	5,31	0,0079
Camada Elástica	5	721,4461111	144,2892222	8,92	<0,0001
Compósito*Camada	10	108,7955556	10,8795556	0,67	0,7449
Resíduo	54	873,945000	16,184167		
Total Corrigido	71	1876,004444			

Coefficiente de Variação do Experimento= 22,57

A interação dupla "material X camada" não se mostrou significativa ($p= 0,7449$). Os valores de resistência da união para todos os tratamentos são listados na Tabela 3, assim como a comparação das médias após a aplicação do Teste de Tukey. São exibidas as diferenças estatísticas significativas entre os compósitos e entre as camadas elásticas, considerando os fatores separadamente.

De modo geral, o compósito Z250 apresentou as maiores médias de resistência de união e o Z100 as menores. O compósito SureFil apresentou valores intermediários, entretanto sem diferenças estatísticas significativas dos outros dois compósitos.

Tabela 3: Médias de resistência da união para os diferentes tipos de compósito e "camada elástica":

CAMADA ELÁSTICA	COMPÓSITO			
	<i>Médias de Resistência de União (MPa)</i>			
	Z250	SureFil	Z100	
SB+SBMP	27,0	22,9	20,4	a
SB+PLF	19,8	21,0	18,5	ab
SB+FF	21,3	19,0	15,4	bc
SB(3C)	17,9	14,6	14,2	bc
OS(1C)	15,9	14,2	16,0	bc
SB(1C)	17,0	14,8	11,2	c
	A	AB	B	

Letras distintas designam diferenças estatísticas nas comparações intra e intergrupos: minúsculas para linha e maiúsculas para coluna ($p < 0,05$).

No modelo cavitário, de forma geral, as menores MRU estão associadas ao SB(1c) e ao OS(1c). Por outro lado, as maiores são geralmente a associação do Z250 com camadas elásticas mais espessas. O gráfico da Figura 9 a seguir exhibe as MRU e o respectivo desvio padrão (DP) para os dezoito grupos experimentais realizados no modelo cavitário.

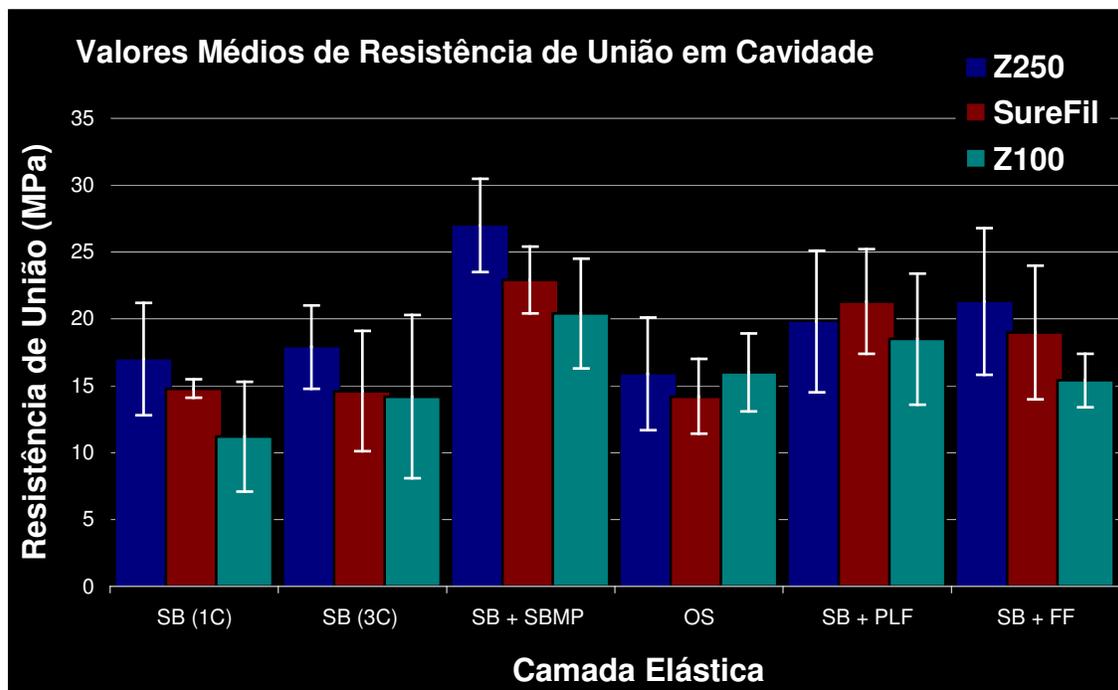


Figura 9 - Gráfico de médias de resistência de união (MPa) e desvio padrão (\pm MPa) para os grupos experimentais avaliados no modelo cavitário.

A análise de variância ANOVA (um critério) detectou diferenças entre os valores de resistência de união para as camadas elásticas avaliadas no modelo experimental bidimensional ($p= 0,0095$). A Análise de Variância ANOVA e as causas da variação são apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4: Análise de Variância (um critério) para o ensaio de resistência da união à microtração para diferentes "camadas elásticas" formadas no modelo parede-livre:

Fonte da Variação	G.L.	Quadrados Médios	Soma dos Quadrados	Valor F	Pr > F
Camada Elástica	5	203,1470833	40,6294167	4,29	0,0095
Resíduo	18	170,3125000	9,4618056		
Total Corrigido	23	373,4595833			

Coefficiente de Variação do Experimento= 11,62

As MRU do modelo bidimensional e as diferenças estatísticas identificadas pelo teste de Tukey são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5: Médias de resistência da união para os grupos em parede-livre:

CAMADA ELÁSTICA	MÉDIAS
SB+SBMP	29,6 a
SB(1C)	29,0 a
SB+PLF	27,8 ab
SB+FF	27,4 ab
SB(3C)	23,3 ab
OS(1C)	21,8 b

Médias seguidas por letras distintas designam diferenças estatísticas ($p < 0,05$).

Os resultados de resistência à tração em parede-livre foram bem homogêneos e ficaram em torno de 20-30 MPa. Apenas o grupo OS(1c) apresentou média com diferenças estatisticamente significativas das médias apresentadas pelos grupos SB+SBMP e SB(1c). O gráfico da Figura 10 a seguir exibe os valores médios de resistência da união dentina/compósito e desvio padrão para os seis grupos avaliados no modelo experimental bidimensional.

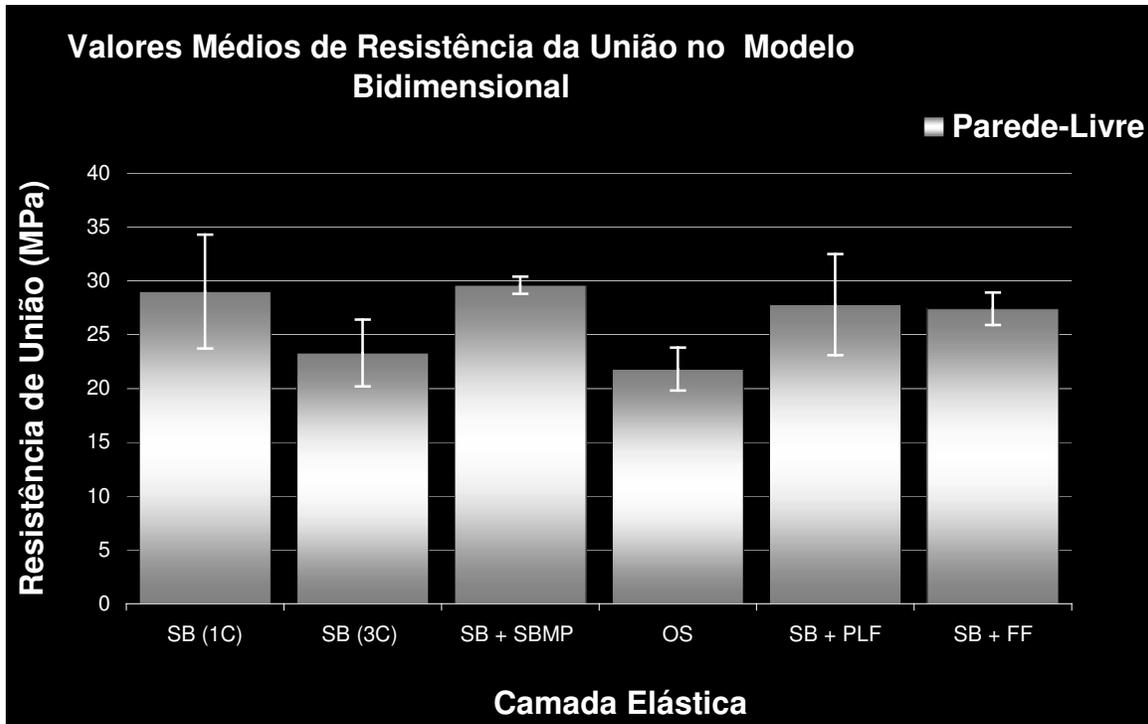


Figura 10 - Gráfico de médias de resistência de união (MPa) e desvio padrão (\pm MPa) para os grupos experimentais avaliados no modelo cavitário.

As MRU variaram de 11,2 (compósito Z100 + uma camada de Single Bond, parede cavitária) a 29,6 MPa (Single Bond + Scotchbond Multi-Purpose, parede livre). O teste de Dunnett foi aplicado para as MRU com o objetivo de comparar cada grupo do modelo cavitário com o seu respectivo grupo experimental (parede-livre, de baixo fator-C) dentro de uma mesma "camada elástica". O teste Dunnett revelou haver diferenças estatísticas significativas entre os grupos modelo cavitário com aqueles realizados numa parede dentinária livre ($p < 0,05$). A tabela 6 exhibe, dentro de cada "camada elástica", as médias dos compósitos do

modelo cavitário que não possuem diferenças significativas das exibidas pelo seu respectivo grupo do modelo bidimensional.

Tabela 6: Médias de resistência da união para a comparação dos modelos experimentais dentro de "camada elástica":

CAMADA ELÁSTICA	GUPO EM CAVIDADE			GRUPO EM PAREDE-LIVRE
	Médias de Resistência de União (MPa)			
	Z250	SureFil	Z100	
SB+SBMP	27,0 [∞]	22,9	20,4	29,6
SB+PLF	19,8 [∞]	21,3 [∞]	18,5	27,8
SB+FF	21,3 [∞]	19,0	15,4	27,4
SB(3C)	17,9 [∞]	14,6	14,2	23,3
OS(1C)	15,9	14,2	16,0	21,8
SB(1C)	17,0	14,8	11,2	29,0

[∞] Designa, na comparação por linha, a média do grupo experimental em cavidade que não diferiu da média apresentada pelo grupo correspondente em parede dentinária livre ($p > 0,05$) através do teste Dunnett.

O desempenho do SB(1c) e OS(1c) se mostrou claramente afetado pela configuração cavitária, independentemente do tipo de compósito. O grupo SB(1c) apresenta as maiores MRU no modelo "parede-livre", (29 MPa), juntamente com tratamento SB+SBMP (29,6 MPa). Entretanto, quando em cavidade, sua MRU decai para 11,2 MPa se associado ao compósito Z-100, por exemplo. Esse valor representa apenas 38% da MRU desempenhada em superfície plana de dentina. O aumento da camada com o próprio adesivo, grupo SB(3c), produziu MRU sem

diferenças estatísticas do grupo de camada única, tanto em cavidade quanto em parede-livre. Entretanto, em comparação com o SB(1c), a associação do SB com duas camadas de SBMP proporcionou, dentro do modelo cavitário, aumento nos valores de resistência de união de 58% para o compósito Z250, 55% para o SureFil e de até 82% para o compósito Z100.

Houve consistente efeito da configuração cavitária sobre a resistência de união, desde que a média geral do ensaio de resistência de união para o modelo cavitário foi de 17,8 MPa e para parede-livre foi de 26,5 MPa. Quase todas as médias no modelo cavitário foram estaticamente menores que aquelas desenvolvidas em parede-livre. Em apenas cinco associações as MRU desenvolvidas em cavidade não apresentaram diferenças daquelas nas quais o compósito foi unido à superfície dentinária livre. A associação do compósito Z250 com as camadas elásticas SB+SBMP, SB+PLF, SB+FF e SB(3c) e a associação do compósito SureFil com SB+PLF foram capazes de produzir MRU semelhantes estatisticamente àquelas desenvolvidas quando o compósito foi submetido à "contração efetiva" (contração desenvolvida quando o compósito é unido a uma única parede).

5. 2. Padrão de Fratura

O padrão de falha, de 315 interfaces fraturadas (FIG. 11 e 12) do total de 336 palitos testados, foi classificado após análise em MEV e o resultado é apresentado no ANEXO 4. Um total de 21 palitos foram perdidos no processo de remoção dos mesmos do aparato montado na máquina universal de ensaios.

As observações do modo de falha mostraram consideráveis variações entre os seis grupos de "camadas elásticas", como mostra o gráfico da Figura 13. Para o grupo SB(1c), n= 37, ocorreram 24 falhas do Tipo 1 (falha adesiva e parcialmente coesiva no adesivo) e apenas 8 falhas foram do Tipo 2 (coesiva no adesivo). Observa-se pelo gráfico que há inversão na predominância de falhas Tipo 1 e 2 a medida que a espessura de adesivo aumenta. Para o grupo de SB(3c), n= 41, a predominância é ainda do Tipo 1 (23), mas há aumento das falhas Tipo 2 (15). Isso fica ainda mais evidente observando-se as falhas ocorridas com o grupo SB+SBMP, n= 41, no qual a predominância passa a ser de falhas do Tipo 2 (24), enquanto as falhas do Tipo 1 são apenas 13.

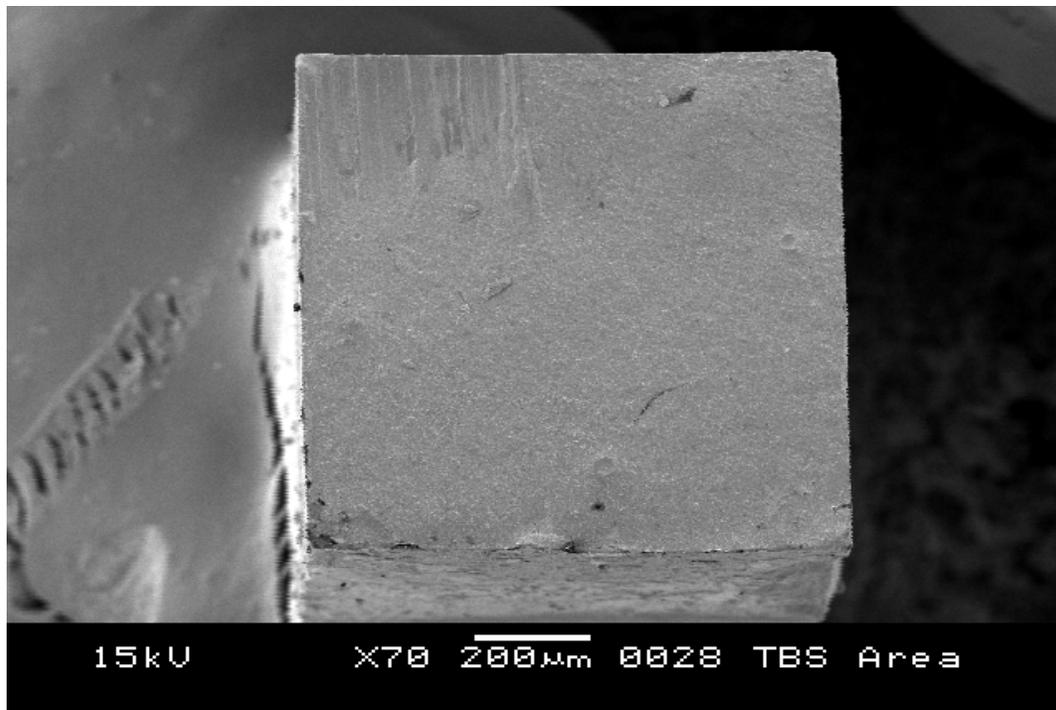


Figura 11 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a superfície fraturada. A imagem mostra, em pequeno aumento, a topografia superficial da área a ser analisada para classificação do padrão de fratura.

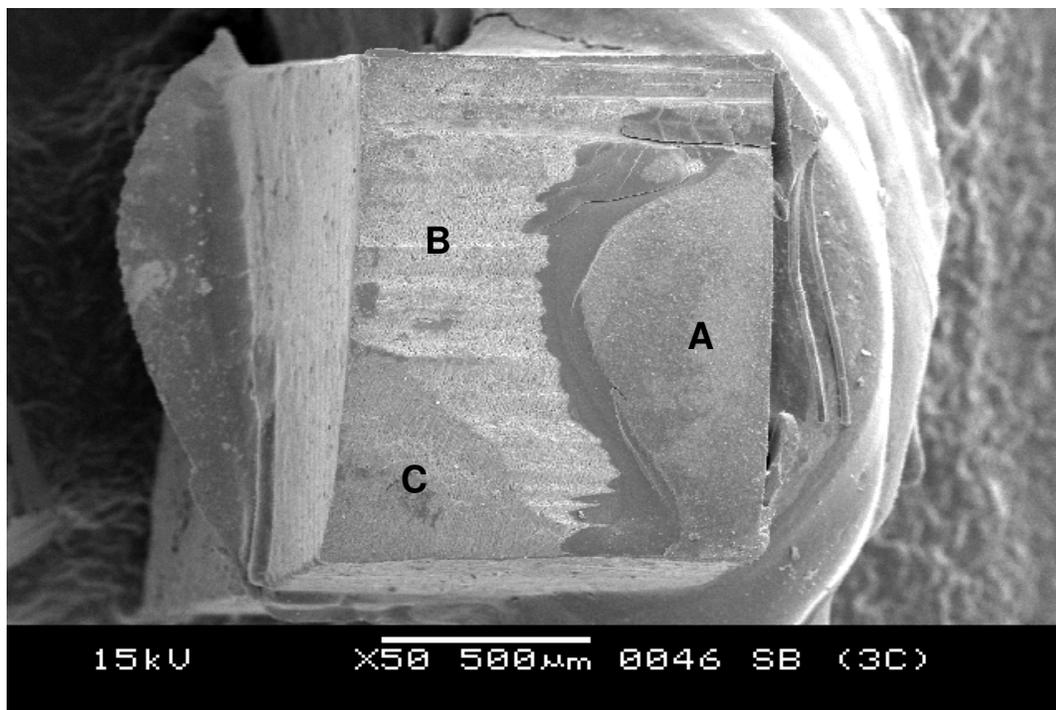


Figura 12 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a superfície fraturada. Nota-se na imagem regiões distintas a serem identificadas para classificação do padrão de fratura como, por exemplo: A - Fratura coesiva no corpo do adesivo; B - Fratura adesiva, e; C - Fratura coesiva na base da camada de adesivo, tubos obliterados.

Padrão de Fratura

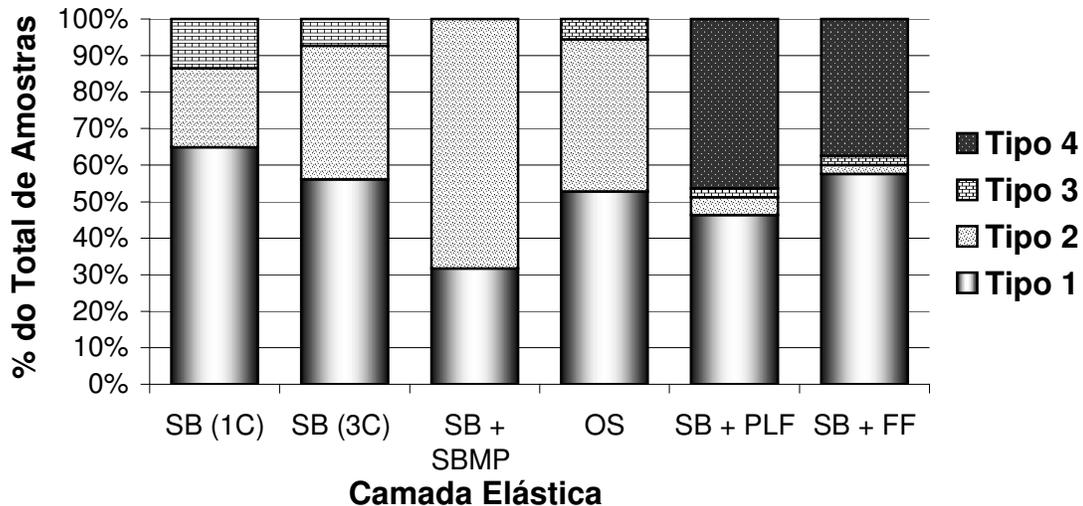


Figura 13 - O gráfico de barras exibe o padrão de falhas de acordo com a camada elástica avaliada em cavidade, independentemente do tipo de compósito. Os dados são porcentagens do número total de amostras dentro de cada tipo de "camada elástica".

No grupo OS (1c), n= 36, o mais freqüente modo de falha foi do Tipo 1 (FIG. 14) que ocorreu em 19 interfaces, enquanto o modo de falha do Tipo 2 (FIG. 15) ocorreu em 15 interfaces. Em todos os grupos o modo de falha de menor freqüência foi a do Tipo 3 (falha parcialmente coesiva em dentina, FIG. 16), encontrada em 5 interfaces de SB (1c), 3 interfaces de SB (3c) e 4 interfaces de SB + SBMP. No grupo SB+PLF, n= 41, o padrão de falha Tipo 4 (falha coesiva na camada de compósito de baixa viscosidade, FIG. 17) foi encontrado em 19 interfaces e, a falha do Tipo 1, também em 19. Para o grupo SB+FF, n= 40, o tipo de falha mais freqüente foi a do Tipo 4 (23), seguida pelo Tipo 1 (15).

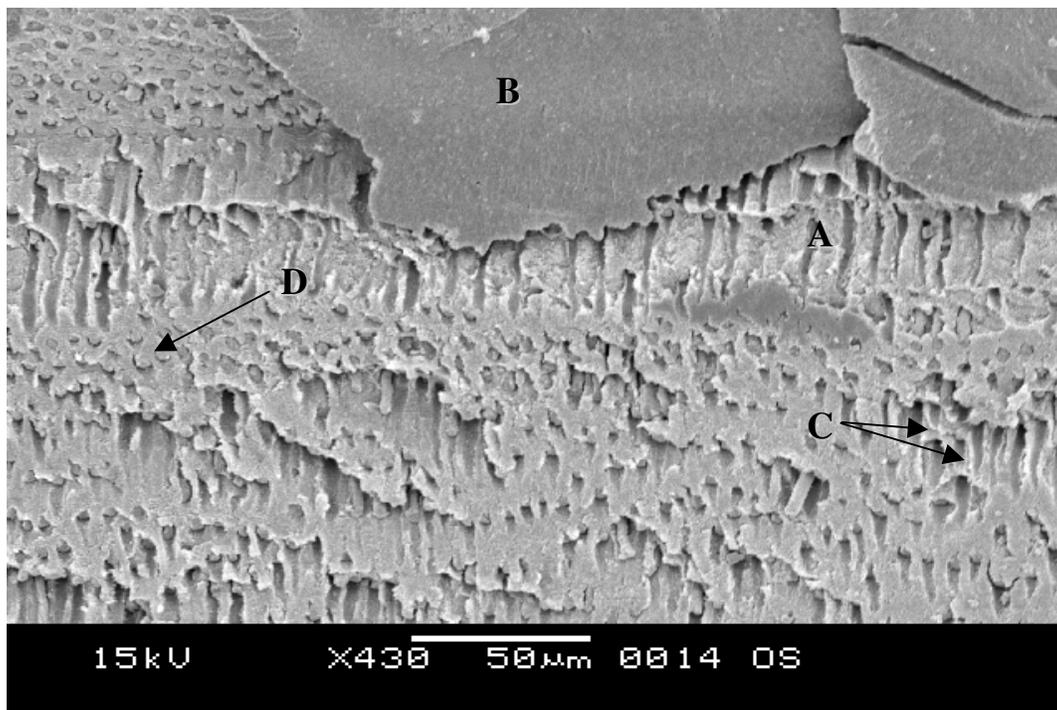


Figura 14 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a superfície fraturada característica do padrão de falha do Tipo 1: falha adesiva entre adesivo e a dentina (A) e parcialmente coesiva no adesivo (B). Alguns túbulos dentinários estão abertos (C) enquanto outros túbulos permanecem obliterados pelo adesivo (D).

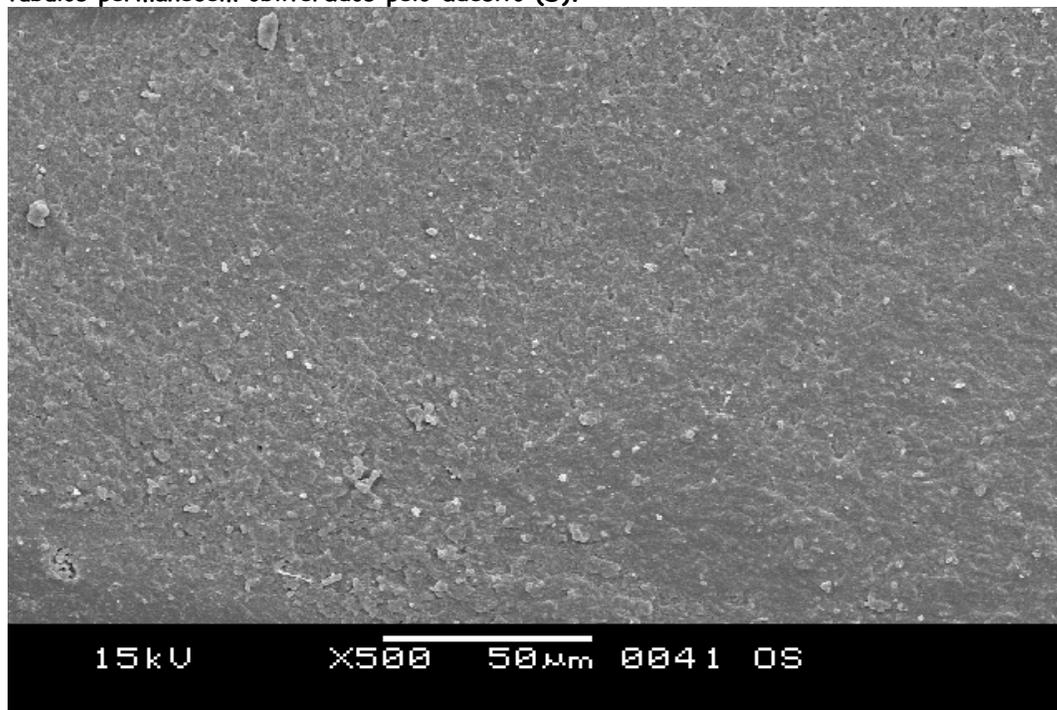


Figura 15 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a superfície fraturada característica do padrão de falha do Tipo 2: predominância quase total de falha coesiva na camada de adesivo, ocorrida nesse caso quando o adesivo Optibond Solo Plus foi aplicado.

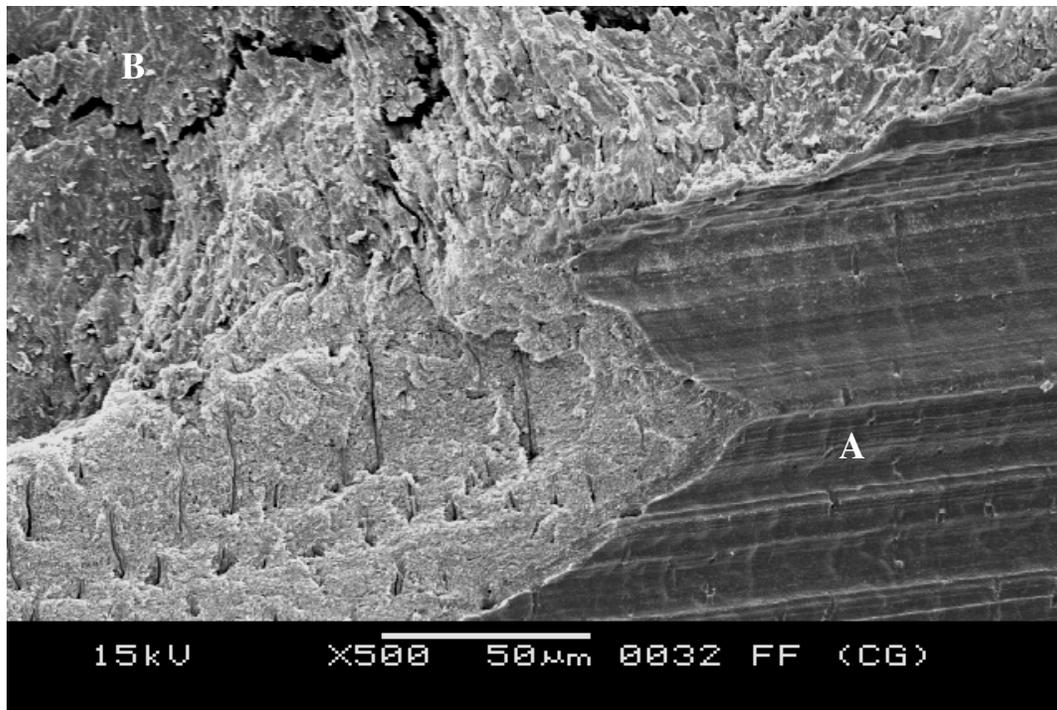


Figura 16 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a superfície fraturada característica do padrão de falha do Tipo 3: falha parcialmente coesiva em dentina. A imagem mostra a região do remanescente de adesivo (A) e a área de falha coesiva na dentina (B).

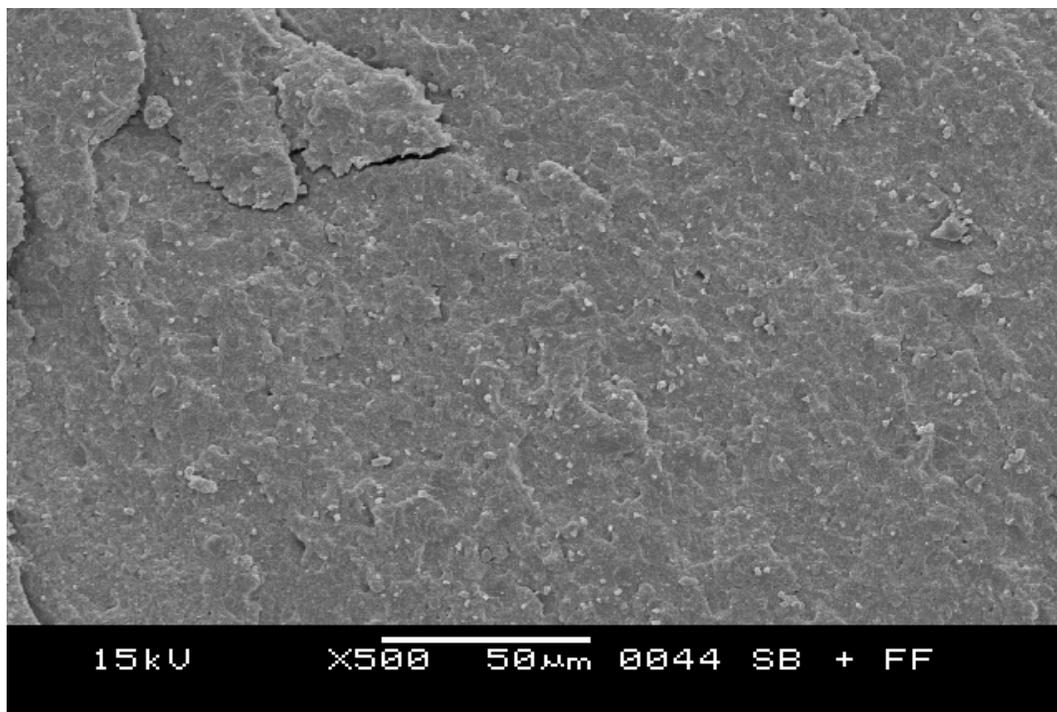


Figura 17 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a superfície fraturada característica do padrão de falha do Tipo 4: predominância quase total de falha coesiva na camada formada pelo compósito de baixa viscosidade, ocorrida nesse caso quando o compósito Filtek Flow foi aplicado.

Aparentemente o padrão de fratura não foi muito afetado pelo modelo de união. Entretanto, algumas diferenças da frequência do modo de falha puderam ser percebidas. A comparação de frequência do modo de falha entre o modelo cavitário e o grupo parede-livre pode ser visualizada graficamente na Figura 18. Dentre as "camadas elásticas" algumas diferenças de frequência podem ser destacadas como, por exemplo, as relacionadas aos grupos SB+SBMP e OS(1c). O grupo SB+SBMP revela, em cavidade, discrepância representativa entre as frequências do modo de falha Tipo 1 (31,7 %) e do Tipo 2 (68,3 %). Entretanto seu respectivo grupo em parede livre exibe uma distribuição um pouco mais homogênea entre o modo de falha Tipo 1 (40 %) e Tipo 2 (60 %). Esse comportamento parece ser o inverso para o grupo OS(1c) que exibe, no modelo bidimensional, discrepância entre a frequência do modo de falha Tipo 1 (72,7 %) e Tipo 2 (27,3 %), o que não ocorre no modelo cavitário.

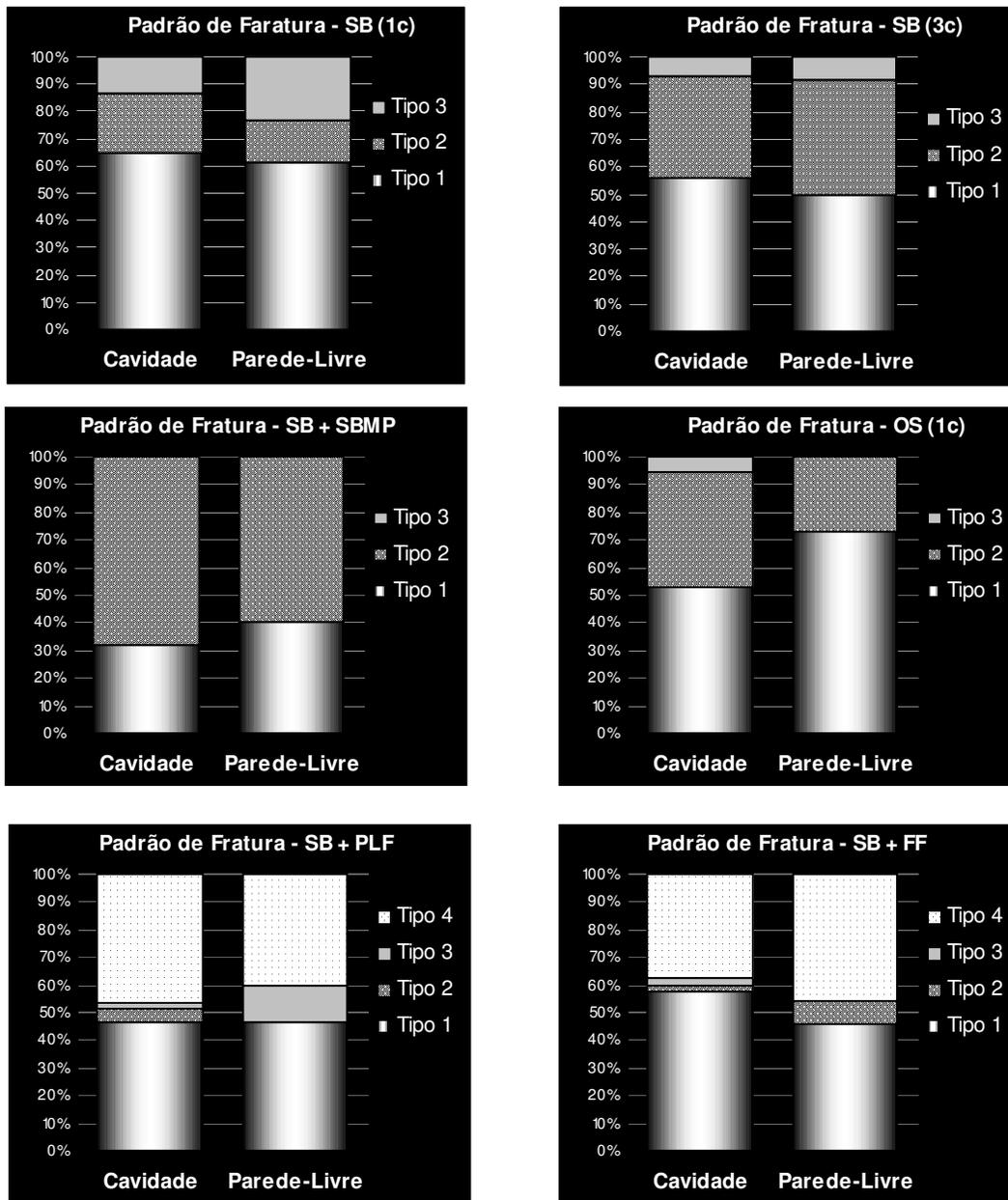


Figura 18 - Exibe os gráficos da frequência dos modos de falha para cada "camada elástica" investigada, comparando o padrão de fratura no modelo cavitário com aquele do respectivo grupo em parede-livre. Eixo X= modo de falha; Eixo Y= porcentagem do número total de amostras

5.3. Micromorfologia de Interface de União

De forma geral, três disposições tubulares foram encontradas relativas à parede vestibular dos preparos Classe I (FIG. 19-22). As figuras 19, 20 e 21 ilustram as orientações tubulares predominantes. A Figura 19 mostra claramente túbulos cortados longitudinalmente e, por isso, aparecem *dispostos paralelamente* ao corte produzido na preparação da cavidade. As Figuras 20 e 21 mostram a mesma área dentinária, em aumentos diferentes, com túbulos *dispostos obliquamente*.

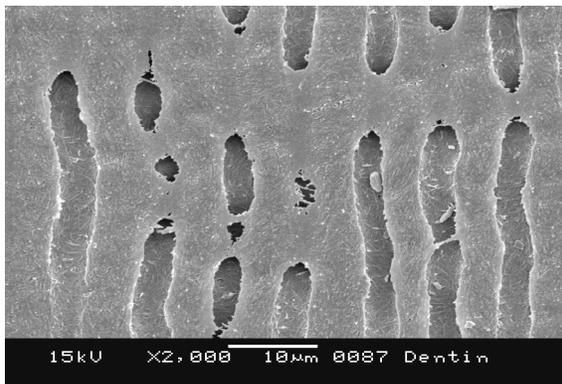


Figura 19 - Superfície dentinária: corte longitudinal e disposição paralela dos túbulos.

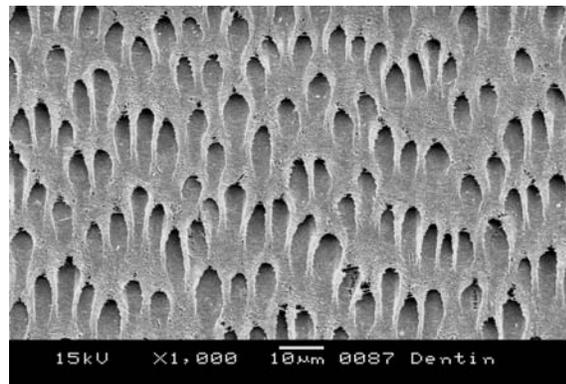


Figura 20 - Superfície dentinária: disposição oblíqua dos túbulos (x1000).

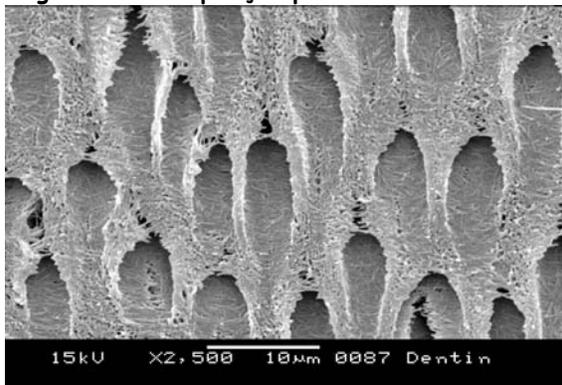


Figura 21 - Superfície dentinária: disposição oblíqua dos túbulos (x2500).

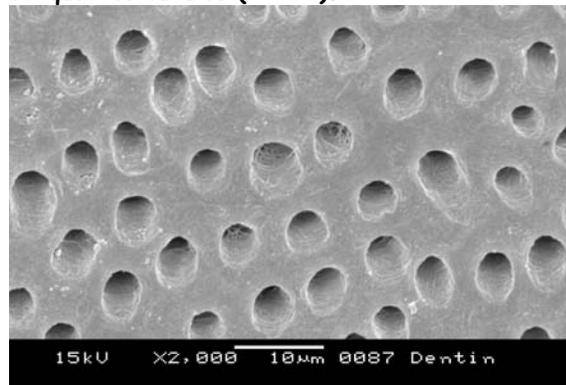


Figura 22 - Superfície dentinária: corte transversal.

A Figura 22 mostra outra disposição tubular pouca encontrada na região da dentina da parede vestibular. Nessa imagem podemos notar túbulos praticamente *dispostos perpendicularmente* ao corte.

A camada híbrida foi claramente observada para ambos os sistemas adesivos avaliados. A Figura 23 ilustra o padrão de hibridização alcançado com esse tipo de dentina.

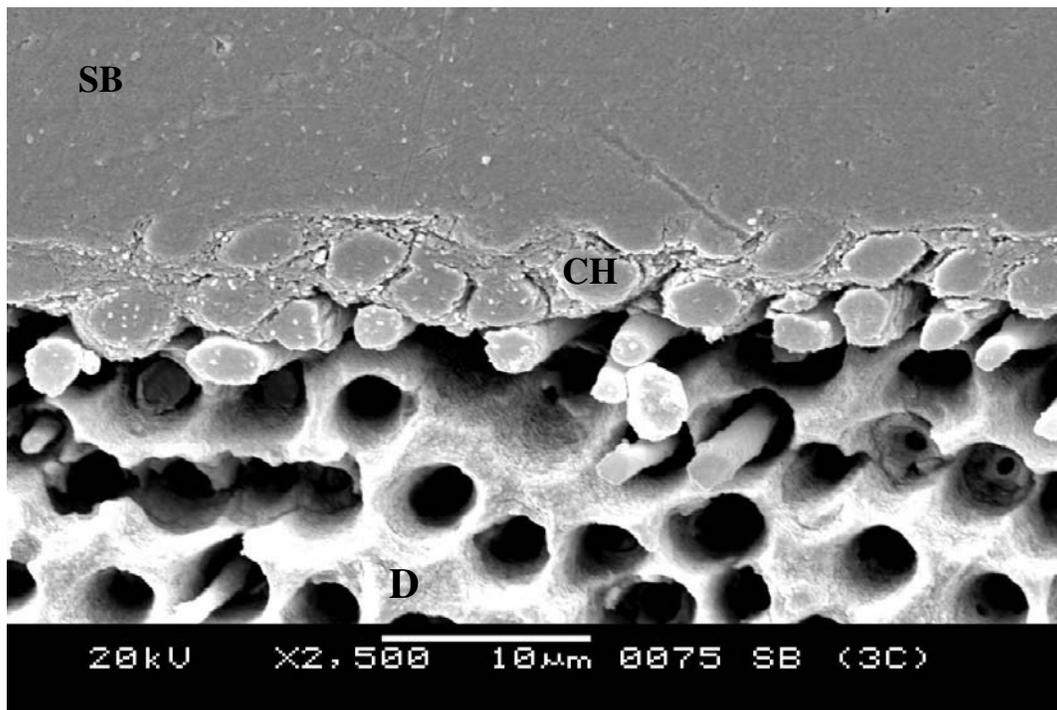


Figura 23 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Single Bond (SB) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do adesivo (SB) localiza-se a camada híbrida (CH) medindo cerca de 5,83 μm . Numerosos *tags* resinosos são encontrados no interior da dentina (D).

As observações em microscopia eletrônica de varredura não mostraram discrepância consideráveis quanto à espessura de camada híbrida formada com ambos sistemas adesivos utilizados neste experimento, Single Bond e OptiBond Solo Plus. Em função da orientação tubular dessa dentina, a morfologia de interface mostra-se diferente daquela que ocorre na superfície de dentina que tenha seus túbulos cortados transversalmente. Os prolongamentos resinosos (*tags*) apresentam-se dispostos paralelamente ou ligeiramente oblíquos à superfície da dentina e a camada híbrida mostra-se consistente e variando entre 4-6 e 2-5 μm de espessura para o adesivo SB e OS, respectivamente.

A espessura das camadas elásticas formadas com o Single Bond e com o OptiBond Solo Plus variaram entre 10-15 e 30-50 μm , respectivamente (FIG. 24 e 25). A camada de adesivo formada nos grupo de SB(3c) e SB+SBMP exibiu espessura em torno de 30-50 e 180-210 μm , respectivamente (FIG. 26 e 27). Enquanto isso, a espessura alcançada com os compósitos de alto escoamento, Protect Liner F e Filtek Flow foi cerca de 160-190 e 120-200 μm , respectivamente (FIG. 28 e 29).

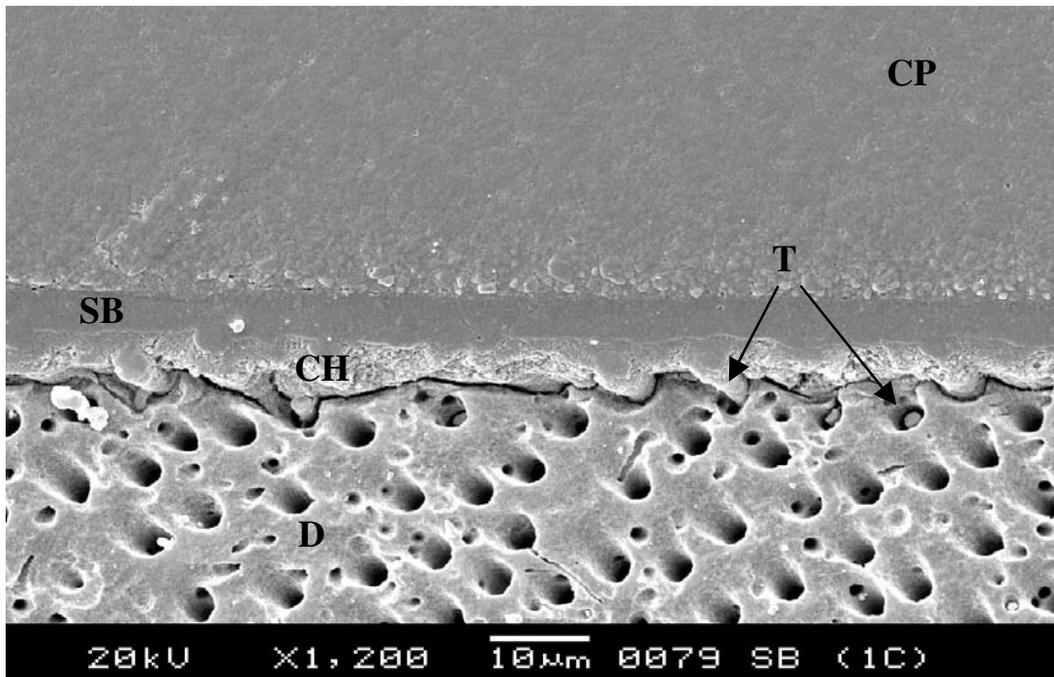


Figura 23 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Single Bond (SB) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do compósito (CP), a espessura de adesivo produzida pela aplicação de uma única camada foi de 10,3 μm . A formação de Tags (T) resinosos pode ser visualizada. Alguns em contato com a camada de adesivo e outros no interior dos túbulos na dentina (D) logo abaixo da camada híbrida (CH).

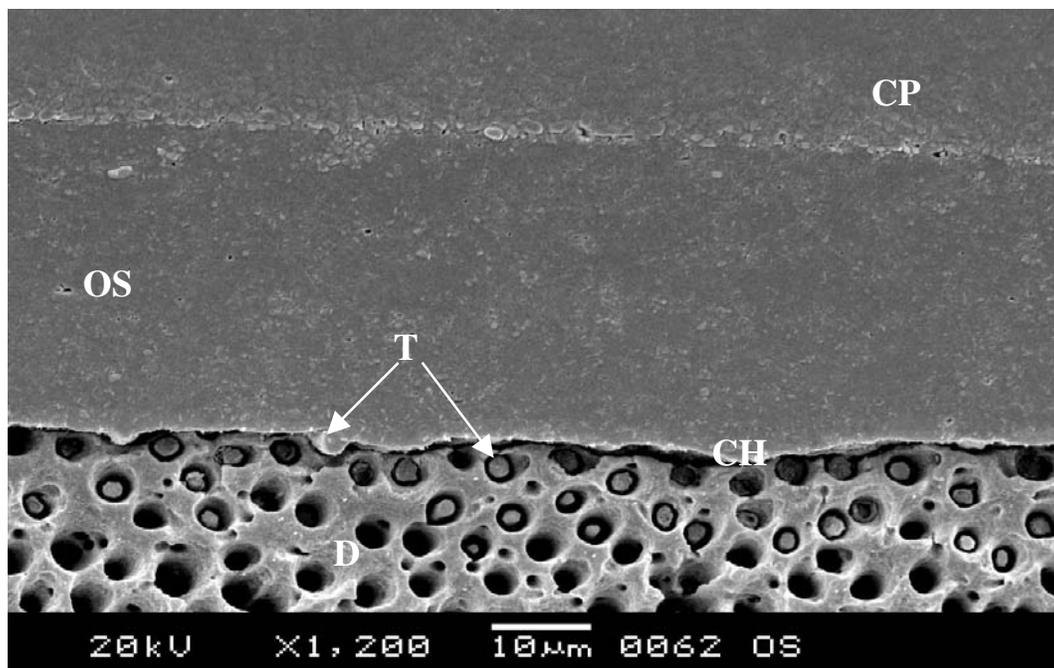


Figura 24 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Optibond Solo Plus (OS) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do compósito (CP), a espessura de adesivo produzida pela aplicação de uma única camada foi de 35 μm . A formação de Tags (T) resinosos pode ser visualizada. Alguns em contato com a camada de adesivo e outros no interior dos túbulos na dentina (D) logo abaixo da camada híbrida (CH).

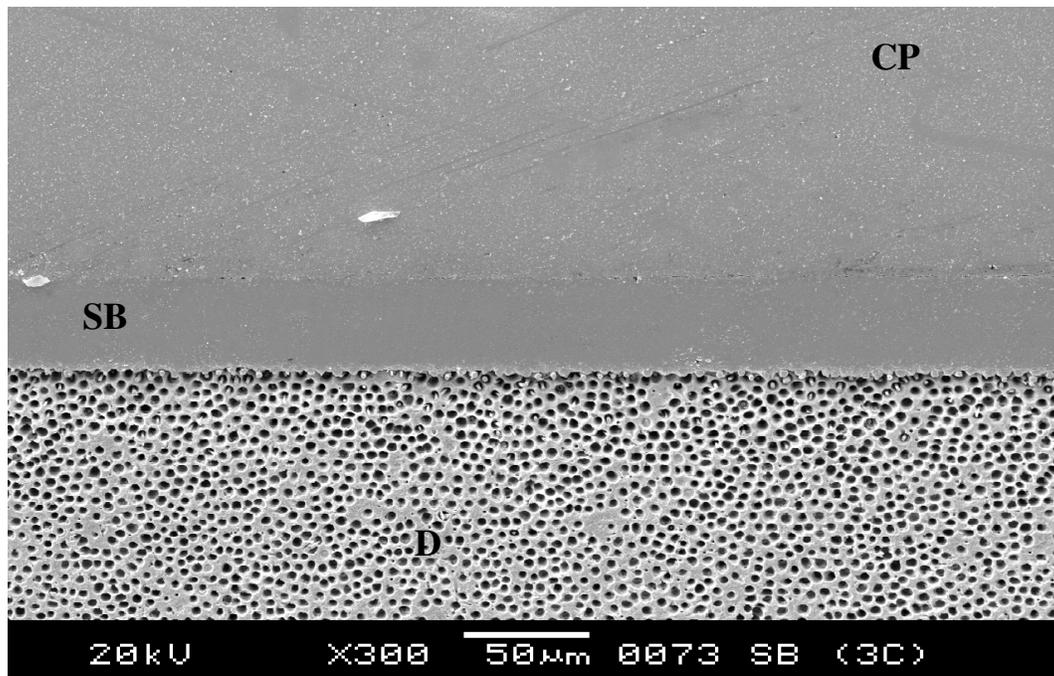


Figura 25 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Single Bond (SB) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do compósito (CP) localiza-se uma zona espessa e uniforme, medindo cerca de 42,7 μm , produzida pela aplicação de três camadas do adesivo sobre a dentina (D).

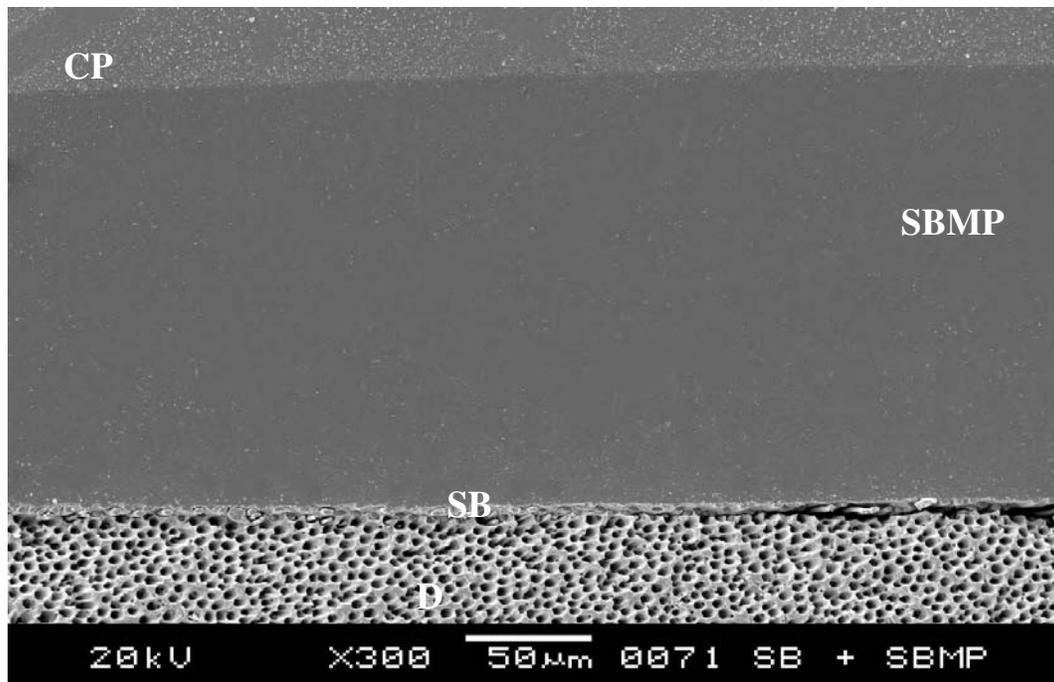


Figura 26 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Single Bond (SB) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do compósito (CP) localiza-se uma zona espessa e uniforme, medindo cerca de 195 μm , produzida pela aplicação adicional de duas camadas do adesivo Scotchbond Bond Multi-Purpose. Dentina = D.

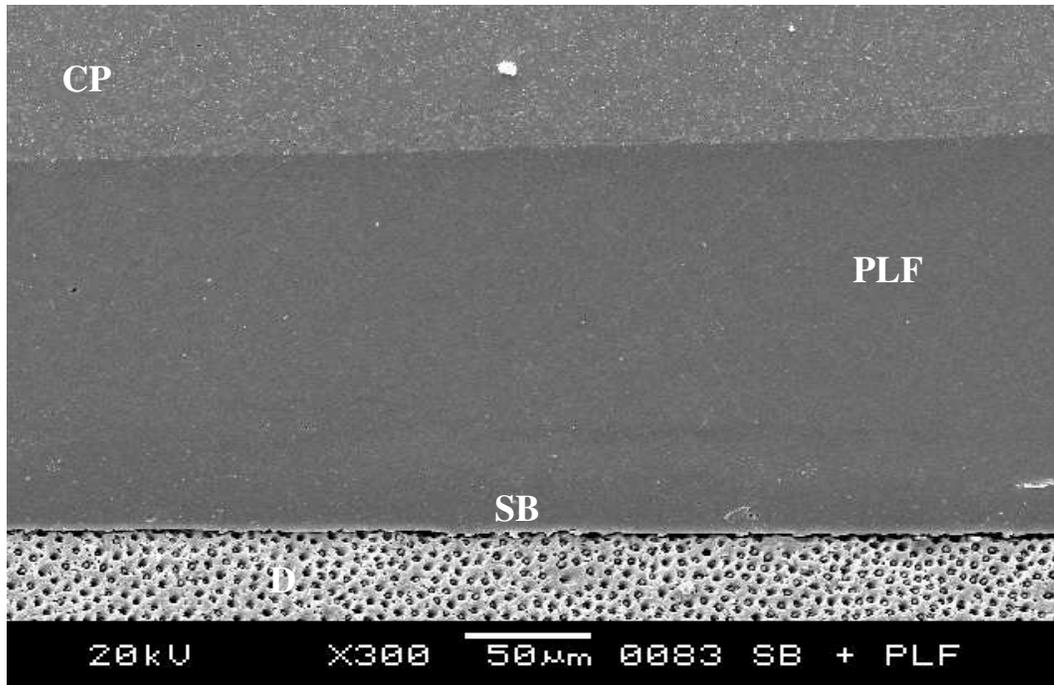


Figura 27 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Single Bond (SB) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do compósito (CP) localiza-se uma zona espessa e uniforme, medindo cerca de 175 μm , produzida pela aplicação de uma camada do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F (PLF). Dentina = D.

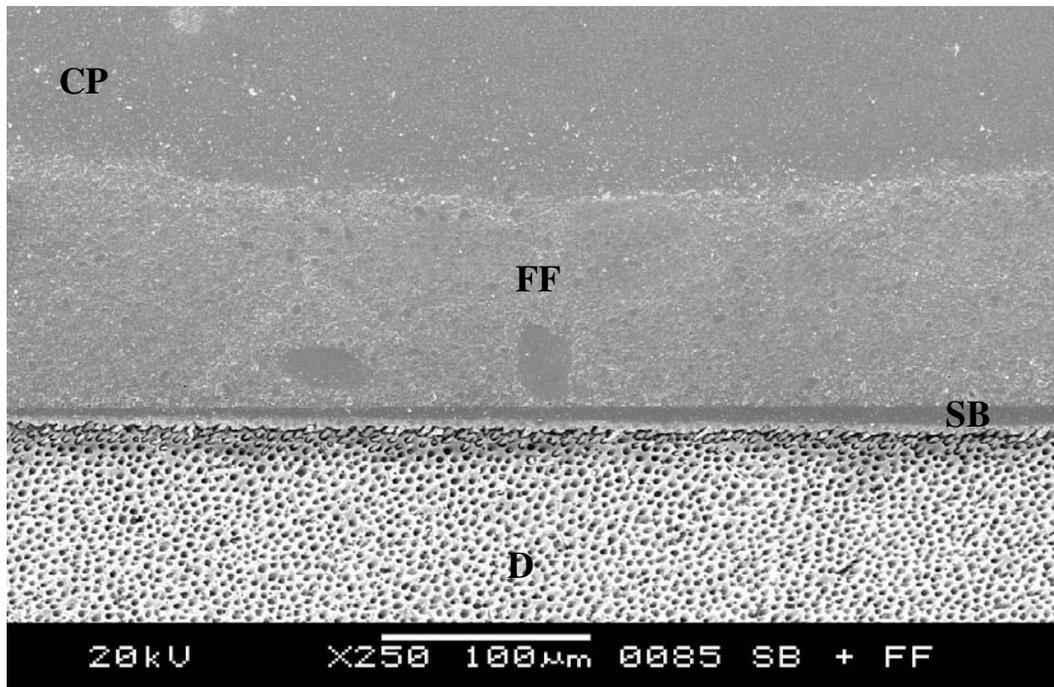


Figura 28 - Fotomicrografia em MEV ilustrando a interface resina/dentina produzida pelo adesivo Single Bond (SB) após tratamento com H_3PO_4 e NaOCl. Abaixo do compósito (CP) localiza-se uma zona espessa e uniforme, medindo cerca de 126 μm , produzida pela aplicação de uma camada do compósito de baixa viscosidade Filtek Flow (FF). Dentina = D.



DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Uma das grandes buscas na prática clínica é a realização de restaurações que tenham adaptação satisfatória, que esta possa ser obtida durante a polimerização do material e que resista aos esforços mastigatórios e variações térmicas. Entretanto, esse objetivo é frustrado já que nenhum material restaurador é capaz de garantir nas margens selamento intacto. Para os compósitos odontológicos, grande parte da responsabilidade de não se alcançar o selamento satisfatório é da contração de polimerização exibida pela restauração durante o processo de cura (DAUVILLIER *et al.*, 2000). Para os materiais resinosos, incluindo os compósitos de alta e baixa viscosidade, os convencionais e os adesivos, a contração volumétrica verificada pode variar de 1,9 a 13,5 % (LABELLA *et al.*, 1999). Os monômeros, inicialmente, exibem espaços intermoleculares de 0,3-0,4 ηm e, após a conversão as ligações covalentes, permitem espaços de 0,15 ηm (VENHOVEN *et al.*, 1993). A contração, encarada como inevitável, gera tensões capazes de promover ruptura na interface adesiva caso sua magnitude extrapole a resistência da união desenvolvida entre a restauração e os substratos dentais (FEILZER *et al.*, 1987).

Uma vez que a tensão de contração de polimerização esteja estabelecida, o grande desafio da interface de união resina/dentina seria suportar essa força sem, contudo, permitir a aberturas de fendas. Dessa forma, o papel desempenhado pela camada híbrida no processo de união se torna importante. A camada híbrida foi inicialmente descrita por NAKABAYASHI *et al.*, 1982, como sendo o principal mecanismo de união entre o adesivo e dentina, através da retenção micromecânica alcançada pela interdifusão de monômeros resinosos no interior da rede de colágeno da dentina descalcificada.

Desde então, vários têm sido os métodos de análise dessa interface de união. O desenvolvimento de um teste de resistência à tração por SANO *et al.*, em 1994, permitiu a determinação da resistência em áreas muito específicas. O método tem sido usado para determinar as propriedades de resistência à tração das estruturas dentais, esmalte e dentina, bem como mensurar a resistência de união da interface compósito/estrutura dental (MARSHALL JR. *et al.*, 1997).

Existe um número grande de vantagens para o uso do teste de microtração e, com certeza, a maior delas é que a técnica permite obter falhas de união quase exclusivamente adesivas se a superfície de união for

de cerca de 1 mm^2 (PASHLEY *et al.*, 1995). Apesar das inúmeras vantagens do teste, a grande maioria dos estudos de resistência da união dentina-compósito é exclusivamente realizada em área plana de dentina, superfície dentinárias livres (SWIFT JR. *et al.*, 1997; PHRUKKANON *et al.*, 1999; MONTES *et al.*, 2001; ZHENG *et al.*, 2001; TAM *et al.*, 2001; FRANKENBERGER *et al.*, 2002; VAN MEERBEEK *et al.*, 2003). A maior desvantagem deste modelo padrão pode ser a geração mínima de tensão. Entretanto, outros estudos parecem levar em consideração a configuração cavitária, estabelecendo um modelo mais dinâmico na análise da resistência da união (YOSHIKAWA *et al.*, 2001; ARMSTRONG *et al.*, 2001; BOUILLAGUET *et al.*, 2001). O estabelecimento da união pode requerer tempo, e é lógico que a união deve ser desenvolvida mais rapidamente que as tensões de contração. No presente estudo, o teste de microtração permitiu que a resistência de união fosse mensurada no modelo cavitário, que considerou, então, as possíveis diferenças na dinâmica do confronto "estabelecimento da união" *versus* "geração de tensão".

Neste contexto, grandes diferenças entre valores de resistência de união puderam ser visualizadas na comparação dos valores obtidos em cavidade com os obtidos em superfícies planas. No presente estudo, os

resultados dos adesivos Single Bond e Opti Bond Solo, em superfície dentinária lisa livre foram de 29 e 21,8 MPa, respectivamente. Entretanto, os valores médios em cavidade foram bem inferiores, 11,2-17 MPa para o Single Bond e 14,2-16 MPa para o Optibond Solo. Essa diferença pode ser explicada em função da própria configuração cavitária desfavorável das cavidades Classe I utilizadas. A configuração cavitária influenciou negativamente os valores de união, quando ambos adesivos foram aplicados em única camada. O fator-C, fator de configuração cavitária, é determinado pela proporção da área total de superfícies unidas pela área de superfícies livres, e relaciona-se à habilidade da restauração em contrair livremente através das paredes não unidas e com isso minimizar as tensões geradas (FEILZER *et al.*, 1987). Em geral, o desenvolvimento das tensões é mais rápido e de maior magnitude quanto maior for o fator-C, devido à diminuição da capacidade de deformação do compósito quando o mesmo está confinado (FEILZER *et al.*, 1990).

O consistente efeito da configuração cavitária sobre a resistência de união pode ser claramente observado desde que as médias de resistência de união para o ensaio em cavidade e em dentina livre foram, respectivamente, 17,8 e 26,5 MPa. Isso quer dizer que, em relação às

médias gerais do ensaio, os valores em cavidade foram cerca de 33 % menores que os exibidos em parede livre. A configuração da cavidade Classe I é tida como sendo a menos favorável (CARVALHO *et al.*, 1996), e menores valores de resistência de união em cavidades tem sido relatado (YOSHIKAWA *et al.*, 1999). Neste estudo, o fator-C de 4,5 para cavidades Classe I preenchidas em incremento único provavelmente foi capaz de gerar tensão de contração de polimerização suficiente para diminuir os valores de resistência de união.

CHOI *et al.* (2000) encontraram grande diferença nas tensões geradas entre grupos com fator-C= 2 e 3, diferença esta que foi de cerca de 47%. Selamento marginal durável tem sido mais correlacionado ao modelo cavitário bidimensional (DAVIDSON *et al.*, 1984), e esse efeito tem sido atribuído à relativamente limitada capacidade de deformação nas cavidades tridimensionais. A capacidade de deformação é reduzida em função da menor quantidade de paredes livres, para que o compósito perca volume e compense a tensão gerada (DAVIDSON *et al.*, 1984), e da maior distância entre a massa que contrai e a superfície livre da restauração (KINOMOTO & TORII, 1998). A redução de tensões pela deformação durante a polimerização é dependente não somente da configuração

cavitária como também das propriedades do material quando este está confinado (FEILZER *et al.*, 1990).

Os valores de resistência de união em cavidade mostraram-se influenciados pelo tipo de compósito. Isso pode ter correlação com diferenças nas propriedades exibidas pelos materiais inseridos em cavidades tridimensionais. Os resultados mostraram que o compósito Z250 obteve o melhor desempenho, exibindo diferenças significativas do Z100. Em contrapartida, o compósito SureFil exibiu comportamento intermediário aos outros dois compósitos. Esses resultados podem ser explicados em parte pelo módulo de elasticidade exibido pelos compósitos. Em um estudo realizado por KELSEY *et al.*, em 2000, o módulo de elasticidade do SureFil (16,82 GPa) não foi estatisticamente inferior ao exibido pelo Z100 (18,95 MPa). Entretanto, em outro experimento realizado por SABBAGH *et al.*, em 2002, o módulo de elasticidade do compósito Z100 (22,0 GPa) foi estatisticamente superior àqueles apresentados pelos compósitos SureFil (17,7 GPa) e Z250 (18,5 GPa). A lei de Hooke estabelece que a tensão gerada é igual às variações dimensionais X rigidez, embora cuidadosa avaliação deva ser feita sobre o desenvolvimento dinâmico de ambas propriedades. Em

geral, a cinética de polimerização é influenciada pela composição monomérica e sistema de iniciador, bem como, a temperatura ambiente, a intensidade da luz e a transparência do compósito (UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999).

A polimerização da matriz resinosa transporta o material da fase visco-plástica para a fase elástico-rígida. Durante a formação do polímero, no estágio inicial de polimerização ou fase visco-plástica a viscosidade do material aumenta rapidamente, entretanto, as cadeias poliméricas ainda podem se deslocar ao longo uma das outras e assim compensar a tensão que seria gerada. Este movimento da cadeia polimérica é chamado de deformação. O ponto que separa as duas fases pode ser encarado como o ponto limite, no qual as reações cruzadas se tornam predominantes e não existe mais a habilidade das cadeias poliméricas de se deslocarem. Antes que o ponto limite seja alcançado, o material ainda possui capacidade de deformação o que pode compensar, parcialmente, as tensões geradas pelo movimento das moléculas das paredes livres da restauração. Após o ponto limite, na fase de polimerização final, a cadeia polimérica alcança um módulo de elasticidade suficiente para o estabelecimento de um material visco-

rígido e resistente (DAUVILLIER *et al.*, 2000). Neste estágio, o modo de compensação não é mais possível e, conseqüentemente, grande tensão é gerada no complexo restaurador (CHEN *et al.*, 2001). Em relação ao material, a magnitude da tensão de contração tem sido relacionada à dependência da extensão da reação de cura, da rigidez do compósito e sua habilidade de deformar-se previamente ao ponto limite (DAVIDSON & DEGEE, 1984; FEILZER *et al.*, 1990; DAVIDSON & FEILZER, 1997). Compósitos menos rígidos foram mais capazes de reduzir a tensão de contração que materiais mais rígidos (CHEN *et al.*, 2001).

A matriz resinosa também exerce importante papel sobre as propriedades dos compósitos, independentemente do sistema de partículas, devido à natureza do copolímero constituinte da matriz. Dependendo da intenção de uso, compósitos de diferentes propriedades mecânicas podem ser desejáveis. Inevitavelmente, em algumas situações os materiais deveriam ter rigidez e resistência, enquanto em outras a flexibilidade é a característica mais desejável. A variação nas proporções de UDMA, TEGDMA e Bis-GMA tem significativo efeito nas propriedades mecânicas. ASMUSSEN & PEUTZFELDT (1998) encontraram que, para certa quantidade de UEDMA, variações na proporção

TEGDMA/Bis-GMA podem determinar o módulo de elasticidade desenvolvido. A estrutura dos monômeros da matriz influencia também as características da contração (ASMUSSEN & PEUTZDELDT, 1998). A incorporação de dois monômeros de alto peso molecular como o UDMA e Bis-EMA (Bisfenol-A etileno metacrilato, modificação do Bis-GMA), ao compósito Z250, por exemplo, tem sido relacionada à menor contração de polimerização para o material (PEUTZFELDT, 1997).

A incorporação de carga inorgânica à matriz resinosa é realizada com o objetivo de promover melhores propriedades físicas e mecânicas ao compósito. Além disso, sua adição provoca redução na quantidade proporcional de monômeros resinosos por volume de compósito, diminuindo a contração volumétrica do material (MUNKSGAARD *et al.*, 1987). Neste estudo, o material de menor conteúdo de carga foi Z250, 60%, valor inferior ao do compósito Z100 e do SureFil, ambos com 66% de carga em volume. Por outro lado, a maior concentração de carga inorgânica está associada ao desenvolvimento de altos níveis de tensão, pois aumenta sua rigidez e, conseqüentemente, diminui a capacidade de deformação do compósito (CONDON & FERRACANE, 2000). Assim, verifica-se que a tensão gerada pelo material é mais influenciada

pelo módulo de elasticidade do compósito que pela contração, seja ela volumétrica ou linear (FEILZER *et al.*, 1990). Esse fenômeno foi claramente identificado nos maiores valores de resistência de união alcançados com o compósito Z250, em cavidade, em relação aos valores dos outros compósitos.

O módulo de elasticidade do compósito apresenta-se, então, como variável passível de ser utilizada no controle das tensões de contração de polimerização. Entretanto, o limite é o comportamento mecânico do dente restaurado que forçaria o compósito possuir rigidez suficiente para ser submetidos a esforços mastigatórios (AUSILELLO *et al.*, 2002).

O baixo módulo de elasticidade exibido pela camada híbrida também tem sido relacionado a menores valores de tensão de contração (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). A camada híbrida possui módulo de elasticidade relativamente baixo, cerca de 4,9 a 9,7 MPa, dependendo do tipo de adesivo e do tratamento superficial da dentina. Teoricamente, a região de baixo módulo poderia funcionar como área de absorção de tensões geradas pela contração de polimerização, estabelecendo uma zona resiliente entre o compósito restaurado e a dentina (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Nesse contexto, o conceito de parede "elástica artificial" tem sido introduzido

(KEMP-SCHOLT & DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). A característica resiliente dessa camada tem sido encarada como alternativa para minimizar os efeitos da contração de polimerização. A base disso está na interposição de materiais de baixo módulo de elasticidade, entre a camada de adesivo e compósito restaurador, que tenha a capacidade de se deformar e absorver as tensões diminuindo o efeito da contração rígida na interface. O módulo de elasticidade dessa camada seria, assim como o da camada híbrida, inferior ao da dentina (19,3 GPa), sendo dependente do tipo de material interposto (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993), seja ele uma camada espessa de adesivo, adesivo com carga ou compósito de baixa viscosidade.

No presente estudo, na análise entre adesivos, a camada única de SB foi comparada ao seu uso em três camadas, à sua associação com duas camadas SBMP e à camada única de adesivo com carga OS. Ambos, SB e OS, são sistemas de união de frasco único, ou seja, combinam *primer* e adesivo dentro de uma única solução. O SBMP é um adesivo de três passos no qual o *primer* e o adesivo são disponibilizados em frascos separados e, neste estudo, apenas a porção de adesivo do SBMP foi utilizada para o aumento da camada de SB.

Ambos, SB e OS, utilizam etanol e água como solventes e têm como composição monomérica a combinação Bis-GMA/HEMA. A diferença básica entre os dois sistemas adesivos é que o SB é um adesivo sem carga e OS possui, em sua composição, partículas de vidro de bário de, aproximadamente, 0,6 μm . Desde que esses dois sistemas tenham base química similar, a maior viscosidade do OS permitiu espessura da camada de adesivo superior ao SB, certamente em função da presença de carga.

A presença de carga no adesivo teria funções como: inibição de cáries recorrentes com a adição de partículas contendo flúor (como a partícula disódio hexafluorsilicato no OptiBond, por exemplo), redução da contração de polimerização do adesivo e radiopacidade na interface de união (TAM *et al.*, 2001). Outra função seria, naturalmente, produzir camada mais espessa e, com isso, eliminar o problema da oxigênio-inibição, o que ajudaria a estabelecer a união (UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999). Entretanto, observações em MEV têm mostrado que as partículas de carga de adesivos com carga não penetram totalmente na superfície de dentina desmineralizada e nos túbulos. A camada de adesivo imediatamente adjacente à dentina e os prolongamentos resinosos mais profundos nos túbulos aparentemente apresentam menor quantidade de carga (TAM *et al.*,

2001). Isso poderia ser explicado pelo efeito de capilaridade que agiria na porção líquida do adesivo com suas partículas de carga sendo preferencialmente filtradas durante a penetração resinosa no interior dos túbulos e da superfície de dentina desmineralizada.

Apesar da maior espessura de camada com o OS (30-50 μm), seus resultados em cavidade não diferiram dos alcançados com o SB (10-15 μm). O OS apresentou valores bem inferiores ao SB em superfície livre de dentina, na qual aparentemente a camada elástica não teria grande função sobre a resistência de união (MONTES *et al*, 2001). Isso provavelmente pode ter ocorrido em função da aplicação ativa do OS, que teria causado prejuízos nas regiões superficiais de dentina desmineralizada, diminuindo com isso seus valores de resistência de união.

A utilização do SB em três camadas não melhorou os resultados de resistência de união, nem em cavidade nem na parede de dentina livre. Com a maior espessura, a propriedade azeotrópica dos solventes foi alterada. A presença dos solventes, não volatilizados adequadamente, pode ter funcionado como o elo fraco na camada mais espessa. Além disso, zonas pobremente polimerizadas (monômeros residuais) podem ter diminuído as propriedades físicas da camada de adesivo (ZHENG, *et al*,

2001). Com isso, a aplicação de múltiplas camadas de adesivos contendo solventes não se constituiria vantagem (SWIFT JR. *et al.*, 1997). Esses fatores funcionariam anulando os efeitos benéficos da maior espessura de camada com o SB. Assim, poderíamos encarar o mecanismo como sendo material-dependente, ou seja, o que para uns adesivos o aumento da espessura de camada significaria vantagem em relação aos valores de resistência de união, para outros isso não seria uma verdade absoluta (ZHENG *et al.*, em 2001).

Os valores de união nos grupos parede-livre foram bastante homogêneos, com apenas o OS diferindo-se dos grupos SB(1c) e SB+SBMP. Pela análise dos resultados obtidos com o OS e SB (3c), em cavidade, e pelos dados em parede livre, poderíamos até concluir que os compósitos de baixa viscosidade e o uso de camadas mais espessas de adesivo não possuem efeitos sobre a resistência da união dentina-compósito, corroborando com os resultados encontrados por MONTES *et al.*, 2001. Entretanto, no modelo cavitário, a utilização do compósito PLF e do aumento da camada de adesivo com SBMP foram suficientes para aumentar os valores de união em cavidade, quando comparados ao SB (1C). A melhor performance desses dois grupos, em cavidade, pode estar

relacionada à maior espessura da camada exibida com o SBMP e PLF, que foi de 180-210 e 160-190 μm , respectivamente. Esse resultado sugere que talvez se necessite de espessura mínima da "camada elástica" para se ter efetiva redução de tensões.

Alguns estudos têm mostrado que a resistência de união pode ser influenciada pela espessura da camada de adesivo e que o aumento na espessura do adesivo pela aplicação de sucessivas camadas pode reduzir as tensões geradas na contração de polimerização pela característica elástica da camada de adesivo (CHOI *et al.*, 2000; AUSILELLO *et al.*, 2002). Isso foi claramente verificado pelo grupo de SB+SBMP, que exibiu as maiores médias de resistência de união em cavidade. Em comparação com o grupo SB(1c), a aplicação de duas camadas adicionais de SBMP proporcionou aumento dos valores de união em cavidade, cerca de 58% para o Z250, 55% para o SureFil e de até 82% para o compósito Z100. O SBMP exibiu viscosidade bastante acentuada em comparação com SB, o que resultou em espessura de camada bem superior ao grupo SB(3c). Isso, provavelmente, deve-se ao fato do adesivo SBMP não conter solventes na composição. Sua camada funcionou como compósito de baixa viscosidade, até mesmo promovendo espessura semelhante.

De modo geral, a performance do SBMP não foi diferente da apresentada pelos compósitos de baixa viscosidade, com exceção do modelo cavitário no qual a aplicação do SBMP proporcionou maiores MRU que o compósito Filtek Flow. A camada de adesivo, formada pelo Scotchbond Multi-Purpose, tem módulo de elasticidade relatado como sendo de 4,8 GPa (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). O adesivo parece exibir módulo de elasticidade inferior ao desenvolvido com os dois compósitos. Os dois materiais de baixa viscosidade utilizados nesse estudo, Filtek Flow e Protect Liner F, têm como principal característica a sua capacidade de deformação e módulo de elasticidade reduzido. O compósito Filtek Flow é composto por partículas de carga zircônia-sílica (47% em volume), Bis-GMA, TEGDMA e polímeros dimetacrilatos e desenvolve módulo de elasticidade de 6,0 GPa. Da mesma forma, o compósito Protect Liner F, formado por Bis-GMA e TEGDMA, sílica coloidal silanizada e partículas orgânicas pré-polimerizadas (42% em volume), desenvolve módulo de elasticidade de 4,9 GPa (FEILZER *et al.*, 1995).

Com a maior espessura da camada com o SBMP, um fenômeno observado foi o aumento do número de falhas Tipo 2 (coesiva no adesivo) em detrimento do número de falhas do Tipo 1 (falha adesiva e

parcialmente coesiva no adesivo) e Tipo 3 (coesivas na dentina). Para o grupo SB (1c), n= 37, ocorreram 24 falhas do Tipo 1 e apenas 8 falhas foram do Tipo 2. Percebeu-se a inversão na predominância de falhas Tipo 1 e 2 a medida que a espessura de adesivo aumenta. Para o grupo de SB (3c), n= 41, a predominância é ainda do Tipo 1 (23), mas há aumento das falhas Tipo 2 (15). Isso fica ainda mais evidente observando-se as falhas ocorridas com o grupo SB+SBMP, n= 41, no qual a predominância passa a ser de falhas do Tipo 2 (24) enquanto as falhas do Tipo 1 são apenas 13. A falha na camada de adesivo não é um processo necessariamente ruim. A fratura dentro da camada do adesivo levaria a uma dentina ainda protegida pela fina camada de adesivo, ou seja, sob falha clínica a dentina ainda permaneceria selada (TAM *et al.*, 2001).

Para os grupos nos quais utilizou-se compósitos de baixa viscosidade, pode ser observar novamente a diminuição do padrão de falhas do Tipo 1. Nesse caso, essa diminuição também foi acompanhada pelo aumento de falhas coesivas, entretanto, essas falhas foram no corpo do compósito intermediário (falhas Tipo 4). Falhas coesivas ocorreram em 19 amostras do grupo SB+PLF (n=41) e em 23 amostras do grupo SB+FF (n=40).

Esse fenômeno de aumento da frequência de falhas coesivas no corpo do material intermediário entre o compósito e a dentina pode ser explicado em função do possível efeito benéfico que essas bases podem promover sobre a cura do adesivo subjacente. O adesivo, que as vezes possui algumas regiões não propriamente polimerizadas, em função da camada oxigênio-inibidora, ganha tempo para cura antes que as tensões de contração do corpo do compósito possam atuar sobre ele. Em função da espessura da zona que exhibe oxigênio-inibição, as camadas de adesivo que tenham espessura de 15 μm ou menos podem conter regiões onde o adesivo não foi polimerizado adequadamente, até mesmo dentro da camada híbrida. Entretanto, a irradiação dessas regiões não polimerizadas durante os subseqüentes procedimentos de fotoativação poderia reduzir os efeitos adversos da cura, inicialmente inadequada, do adesivo na zona de interdifusão resina/dentina (TAM *et al.*, 2001). A aplicação do compósito de baixa viscosidade exerceria claramente essa função. Ao mesmo tempo em que protegeria a camada de adesivo, isolando-a do oxigênio, a espessura de camada desenvolvida por tais materiais ainda permitiria a passagem de luz que funcionaria como uma nova irradiação da camada de adesivo. Assim, a união dentina-adesivo poderia ganhar em resistência

favorecendo o aumento de falhas coesivas na camada de material intermediário.

A tensão de contração tem sido relatada variando entre 8-23 MPa (KINOMOTO & TORII, 1998), que são valores que podem ser maiores que a resistência de união alcançada com muitos sistemas adesivos dependendo das condições de teste. A média máxima de resistência da união compósito/dentina da parede vestibular de preparos Classe I, mensurada neste estudo, aproximou-se dos 30 MPa. Aparentemente, os valores de união não são influenciados pela orientação tubular, embora em algumas regiões dentinárias a união à dentina com superfície paralela a orientação tubular possa proporcionar menores valores de resistência de união (PHRUKKANON *et al.*, em 1999). Outros valores de resistência da união foram inferiores a 16 MPa. Os mais altos valores foram, quase sempre, encontrados nos grupos com superfície dentinária lisa livre e os menores nos grupos nos quais a resistência de união foi avaliada em cavidade. Em alguns grupos, as MRU desenvolvidas em cavidade não apresentaram diferenças daquelas nas quais o compósito foi unido à superfície dentinária livre. A associação do compósito Z250 às camadas elásticas SB+SBMP, SB+PLF, SB+FF e SB(3c) e a associação do compósito SureFil ao grupo

SB+PLF foram capazes de produzir MRU semelhantes estatisticamente às aquelas desenvolvidas quando o compósito foi submetido à "contração efetiva" (contração desenvolvida quando o compósito é unido a uma única parede). Nesses casos, a tensão gerada pela contração de polimerização pode ter sido suficientemente absorvida pela camada elástica favorecendo os valores de união, a ponto de eliminar, de certa forma, os efeitos deletérios da configuração cavitária.

A sugerida redução das tensões produzidas pela criação da zona de interdifusão dentina/agente adesivo tem sido relacionada ao baixo módulo de elasticidade, tanto da própria camada de adesivo quanto da camada híbrida (KEMP-SCHOLT & DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). ALOMARI *et al.*, em 2001, relataram que a interposição de um compósito de baixa viscosidade entre a camada de adesivo e o compósito restaurador, em cavidades Classe II MOD, reduziu em cerca de 20 e 30 % a deflexão das cúspides após 5 minutos e 24 horas da fotoativação, respectivamente. O real efeito do baixo módulo de elasticidade do material de base é provavelmente sua contribuição quanto à maior e mais homogênea distribuição de tensões de cisalhamento e tração ao longo da interface. O material, então, dissiparia o pico da tensão de cisalhamento

gerando menor tensão de contração de polimerização sobre a união (DAUVILLIER *et al.*, 2000).

Interpretando a dinâmica da geração de tensões dentro do modelo cavitário, e por isso dinâmico, é marcante que os melhores resultados alcançados com o compósito Z250 e com as "camadas elásticas" mais espessas fundamentem-se sobre o módulo de elasticidade dos materiais. Este estudo indica que o tipo de compósito e o uso de camadas intermediárias de baixo módulo de elasticidade, como o uso de camadas espessas de adesivo e compósitos de baixa viscosidade, têm importante efeito na resistência de união alcançada em cavidades Classe I de alta configuração cavitária. A avaliação da resistência de união foi realizada após o compósito ter sido inserido sob condições de confinamento e, de forma geral, a associação da maior espessura da camada elástica com o compósito Z250 proporcionou resistência de união semelhante àquela quando o compósito é unido à parede livre e, portanto, nenhuma tensão relevante é gerada. Dessa forma, essa associação pode se constituir numa técnica satisfatória, perfeitamente indicada principalmente para situações em que as condições de

configuração cavitária sejam desfavoráveis para união dentina-compósito.



CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Sob as condições experimentais utilizadas nesse estudo *in vitro* é válido concluir que:

1. Os valores de resistência de união à parede vestibular foram menores quando produzidos no modelo cavitário e dependentes do tipo de compósito e "camada elástica formada";
2. De forma geral, para cada "camada elástica" formada, os maiores valores de resistência de união são relacionados aos grupos nos quais o compósito foi unido à parede dentinária livre;
3. O compósito Z250 apresentou resultados melhores e estatisticamente diferentes dos apresentados pelo compósito Z100. O compósito SureFil desenvolveu MRU intermediária, entretanto sem diferenças estatisticamente significativas dos outros dois compósitos, no modelo cavitário;
4. No modelo tridimensional, a associação do compósito Z250 com as "camadas elásticas" SB + SBMP, SB + PLF, SB + FF e SB (3c) e a associação do compósito SureFil com SB + PLF foram capazes de

produzir MRU semelhantes estatisticamente às aquelas desenvolvidas quando o compósito foi submetido à "contração efetiva";

5. No modelo parede-livre, apenas o OS apresentou MRU diferentes estatisticamente das exibidas pelos grupos SB (1c) e SB+SBMP;

6. A análise do padrão de fratura demonstrou maior predominância de falhas do Tipo 1 (falha adesiva e parcialmente coesiva no adesivo), com exceção do grupo SB+SBMP que exibiu predominância de falhas do Tipo 2 (coesiva no adesivo). Percebeu-se a tendência de inversão na predominância de falhas Tipo 1 pela 2 a medida que a espessura de adesivo aumentou.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS[∇]

- ALOMARI, Q.D.; REINHARDT, J.W.; BOYER, D.B. Effect of liner on cusp deflection and gap formation in composite restorations. **Oper Dent**, Seattle, v.26, p.406-411, 2001.
- 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**, Washington, v.17, p.268-276, 2001.
- ASMUSSEN, E. Composite restorative resins: composition versus wall-to-wall polymerization contraction. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.33, n.6, p.337-344, June 1975.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. **Dent Mater**, Washington, v.14, p.51-56, Jan. 1998.
- AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. **Dent Mater**, Washington, v.18, p.295-303, 2002.
- BAYNE, S.C. *et al.* A characterization of first-generation flowable composites. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.129, n.5, p.567-577, May 1998.
- BOUILLAGUET, S. *et al.* Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. **Dent Mater**, Washington, v. 17, p.316-321, 2001.

[∇] Baseada na NBR-6023 de agosto de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

CARVALHO, R.M. *et al.* A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper Dent**, Seattle, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Feb. 1996.

CHEN, H.Y. *et al.* Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. **Dent Mater**, Washington, v.17, p.253-259, 2001.

CHOI, K.K.; CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J Dent Res**, Washington, v.79, n.3, p.812-817, Mar. 2000.

CHUNG, C.-M. *et al.* Development of a new photocurable composite resin with reduced curing shrinkage. **Dent Mater**, Washington, v.18, p.174-178, 2002.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.131, n.4, p.497-503, Apr. 2000.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. **Dent Mater**, Washington, v.14, p.256-260, 1998.

DAUVILLIER, B.S.; AARNTS, M.P.; FEILZER, A.J. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. **J Esthet Dent**, Hamilton, v.12, n.6, p.291-299, June 2000.

DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J.; FEILZER, A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.12, p.1396-1399, Dec. 1984.

DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization

- shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J Dent**, Bristol, v.25, n.6, p.435-440, Nov. 1997.
- FEILZER, A.J. *et al.* Influence of light intensity on polymerization shrinkage and the integrity of the restoration-cavity interface. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.103, n.5, p.322-326, Oct. 1995.
- 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**, Washington, v.66, n.11, p.1636-1639, Nov. 1987.
- FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON; C.L. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. **Dent Mat**, Washington, v.6, n.3, p.167-171, July 1990.
- FRANKENBERGER, R. *et al.* The use of flowable composites as filled adhesives. **Dent Mater**, Washington, v.18, p.227-238, 2002.
- HANSEN, E.K. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. **J Dent Res**, Washington, v.65, n.11, p.1319-1321, Nov. 1986.
- KELSEY, W.P. *et al.* Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. **Oper Dent**, Seattle, v.25, p.331-335, 2000.
- KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of Class V resin composite restoration effected by increased flexibility. **J Dent Res**, Washington, v.69, n.6, p.1240-1243, June 1990.
- KINOMOTO, Y.; TORII, M. Photoelastic analysis of photopolymerization contraction stresses in the resin composite restorations. **J Dent**, Oxford, v.26, n.2, p.165-

171, 1998.

LABELLA, R. *et al.* Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. **Dent Mater**, Washington, v.15, p.128-137, 1999.

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

MONTES, M.A.J.R. *et al.* A morfological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. **J Dent**, Oxford, v.29, n.6, p.435-441, Aug. 2001.

MUNKSGAARD, E.C.; HANSEN, E.K.; KATO, H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.95, n.6, p.526-531, Nov./Dec. 1987

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mat Res**, New York, v.13, n.3, p.265-273, May 1982.

PASHLEY, D. H. *et al.* Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. **Dent. Mater**, Washington, v.11, n.2, p.117-125, Mar. 1995.

PERDIGÃO, J. *et al.* The interaction of adhesive systems with human dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v.9, p.167-173, 1996.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer system. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.105, n.2, p.97-116, Apr. 1997.

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

SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. **Dent Mater**, Washington, v.18, p.64-71, 2002.

SANO, H. *et al.* Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mater**, Washington, v.10, n.4, p.236-240, July 1994.

SWIFT JR., E.J. *et al.* Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. **Am J Dent**, San Antonio, v.9, n.3, p.100-104, June 1996.

SWIFT JR., *et al.* Shear bond strengths of one-bottle dentin adhesives using multiple applications. **Oper Dent**, Seattle, v.22, p.194-199, 1997.

TAM, L.E.; KHOSHAND, S.; PILLIAR, R.M. Fracture resistance of dentin-composite interfaces using different adhesive resin layers. **J Dent**, Oxford, v.29, p. 217-225, 2001.

TANI, Y. Contraction force during polymerization of various composite resins. **Dent Jpn**, Tokyo, v.26, p.97-100, Dec. 1989.

UNTERBRINK, G.; LIEBENBERG, W.H. Flowable resin composites as filled adhesive: literature review and clinical recommendations. **Quintessence Int**, Berlin, v.30, n.4, p.249-527, Apr. 1999.

VAN MEERBEEK, B. *et al.* Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. **J Dent Res**, Washington, v. 72, n.10, p.1434-1442, Oct. 1993.

VAN MEERBEEK, B. *et al.* Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. **Oper Dent**, Seattle, v.28, n.5, p.647-660, Sep-Oct. 2003.

VENHOVEN, B.A.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. **Biomaterials**, Oxford, v.23, p.2313-2318, 1996.

VENHOVEN, B.A.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Polymerization contraction and conversion of light-curing bisGMA based methacrylate resins. **Biomaterials**, Oxford, v.14, n.11, p. 871-875, 1993.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? **J Dent Res**, Washington, v.77, n.6, p.1435-1445, June 1998.

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

YOSHIKAWA, T.; BURROW, M. F.; TAGAMI, J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. **Dent Mater**, Washington, v.17, p.359-366, 2001.

ZHENG, L. *et al.* Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. **Oper Dent**, Seattle, v.26, p.97-104, 2001.

ANEXOS

Anexo 1: Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa.



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



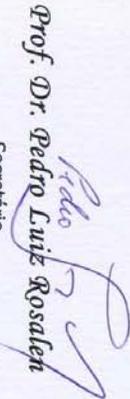
CERTIFICADO

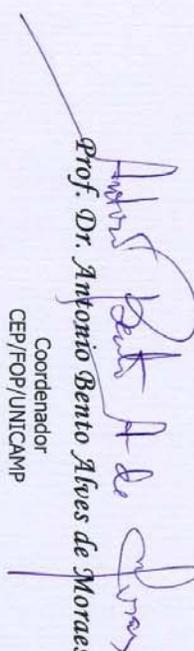
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Resistência da União Compósito-Dentina em Cavidades Classe I em Função do Tipo de Compósito e da "Camada Elástica" Formada", sob o protocolo nº **151/2002**, do Pesquisador **Alex José Souza dos Santos** sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 04 de dezembro de 2002

We certify that the research project with title "Bond strength in Class I cavity as a function of resin composite and elastic layer", protocol nº **151/2002**, by Researcher **Alex José Souza dos Santos**, responsibility by Prof. Dr. **Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, December 04 2002


Prof. Dr. **Pedro Luiz Rosalen**
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP


Prof. Dr. **Antonio Bento Alves de Moraes**
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Anexo 2: Resultados de Resistência de União: valores de teste para cada palito e a média por dente.

Grupo1: Single Bond (1c) + SureFil (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	0,6541	0,83	1,1	0,913	0,00913	7,0	14,4
	1,272	0,8	1,13	0,904	0,00904	13,8	
	1,441	0,75	0,84	0,63	0,0063	22,4	
	-	-	-	-	-	-	
2	1,172	0,92	1,16	1,0672	0,010672	10,8	14,2
	1,815	1,08	0,93	1,0044	0,010044	17,7	
	0,6137	0,97	1,14	1,1058	0,011058	5,4	
	2,226	0,97	0,99	0,9603	0,009603	22,7	
3	1,513	0,94	1,15	1,081	0,01081	13,7	15,7
	1,019	0,95	1,01	0,9595	0,009595	10,4	
	2,521	1,01	1,07	1,0807	0,010807	22,9	
	-	-	-	-	-	-	
4	1,759	1,03	0,94	0,9682	0,009682	17,8	14,7
	1,717	1	0,99	0,99	0,0099	17,0	
	1,611	1,15	0,9	1,035	0,01035	15,3	
	0,9856	1,14	0,98	1,1172	0,011172	8,6	

Grupo 2: Single Bond (3c) + SureFil (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,615	0,94	1,37	1,2878	0,012878	19,9	19,6
	4,036	0,99	1,36	1,3464	0,013464	29,4	
	0,5664	0,61	0,96	0,5856	0,005856	9,5	
	-	-	-	-	-	-	
2	2,428	1,52	0,96	1,4592	0,014592	16,3	17,0
	2,193	0,91	1,17	1,0647	0,010647	20,2	
	2,042	1,46	0,94	1,3724	0,013724	14,6	
	-	-	-	-	-	-	
3	0,6569	1,03	1,14	1,1742	0,011742	5,5	9,8
	1,553	1,15	0,94	1,081	0,01081	14,1	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
4	1,128	1,02	1,15	1,173	0,01173	9,4	11,9
	1,604	0,86	0,98	0,8428	0,008428	18,7	
	0,8685	0,85	0,97	0,8245	0,008245	10,3	
	1,338	1,3	1,08	1,404	0,01404	9,3	

Grupo 3: Single Bond (1c) + Scotchbond Multi-Purpose (2c) + SureFil (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	0,6534	0,79	0,87	0,6873	0,006873	9,3	19,2
	1,675	0,8	0,86	0,688	0,00688	23,9	
	1,552	0,79	0,79	0,6241	0,006241	24,4	
	-	-	-	-	-	-	
2	0,9725	0,75	0,81	0,6075	0,006075	15,7	25,4
	2,49	0,78	0,92	0,7176	0,007176	34,0	
	1,692	0,81	0,79	0,6399	0,006399	25,9	
	2,286	0,89	0,97	0,8633	0,008633	26,0	
3	2,294	0,88	0,95	0,836	0,00836	26,9	20,6
	2,309	1,34	1,01	1,3534	0,013534	16,7	
	2,315	1,34	1,02	1,3668	0,013668	16,6	
	2,206	1,05	0,92	0,966	0,00966	22,4	
4	2,183	0,84	1,07	0,8988	0,008988	23,8	26,4
	2,051	0,9	1,06	0,954	0,00954	21,1	
	3,139	1,03	1,34	1,3802	0,013802	22,3	
	2,67	0,85	0,8	0,68	0,0068	38,5	

Grupo 4: OptiBond Solo Plus (1c) + SureFil (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,034	0,96	1,36	1,3056	0,013056	7,8	10,8
	0,8266	0,75	0,87	0,6525	0,006525	12,4	
	1,4813	0,77	1,37	1,0549	0,010549	13,8	
	0,694	0,85	0,86	0,731	0,00731	9,3	
2	1,286	0,96	0,98	0,9408	0,009408	13,4	12,9
	1,382	1,11	0,98	1,0878	0,010878	12,5	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
3	1,09	1,06	1,44	1,5264	0,015264	7,0	16,6
	1,438	1,1	1,4	1,54	0,0154	9,2	
	1,979	0,98	0,69	0,6762	0,006762	28,7	
	2,152	0,83	1,18	0,9794	0,009794	21,5	
4	1,566	0,91	0,94	0,8554	0,008554	17,9	16,4
	1,066	1	0,75	0,75	0,0075	13,9	
	1,111	0,78	0,8	0,624	0,00624	17,4	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 5: Single Bond (1c) + Protect Liner F + SureFil (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	3,181	0,91	1,14	1,0374	0,010374	30,0	22,5
	1,508	0,81	0,9	0,729	0,00729	20,3	
	1,602	1,01	1,15	1,1615	0,011615	13,5	
	2,823	0,91	1,16	1,0556	0,010556	26,2	
2	2,413	0,77	0,91	0,7007	0,007007	33,7	25,4
	3,78	0,89	1,43	1,2727	0,012727	29,1	
	1,818	0,96	1,5	1,44	0,0144	12,4	
	2,11	0,8	0,98	0,784	0,00784	26,4	
3	2,002	1,07	0,83	0,8881	0,008881	22,1	16,1
	1,939	1,5	0,9	1,35	0,0135	14,1	
	1,389	1,22	0,91	1,1102	0,011102	12,3	
	-	-	-	-	-	-	
4	1,783	0,97	1,2	1,164	0,01164	15,0	21,3
	1,734	0,74	0,94	0,6956	0,006956	24,4	
	2,283	1,24	0,84	1,0416	0,010416	21,5	
	2,281	0,95	0,97	0,9215	0,009215	24,3	

Grupo 6: Single Bond (1c) + Filtek Flow + SureFil (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,032	0,91	0,91	0,8281	0,008281	12,2	12,5
	1,289	0,91	1,04	0,9464	0,009464	13,3	
	1,259	1,03	1,01	1,0403	0,010403	11,9	
	-	-	-	-	-	-	
2	2,035	0,88	0,97	0,8536	0,008536	23,4	22,7
	2,142	0,78	1	0,78	0,0078	26,9	
	1,189	0,86	1,14	0,9804	0,009804	11,9	
	1,985	0,93	0,73	0,6789	0,006789	28,7	
3	1,506	0,84	1,2	1,008	0,01008	14,6	23,1
	2,231	0,91	0,93	0,8463	0,008463	25,8	
	3,746	1,28	1	1,28	0,0128	28,7	
	-	-	-	-	-	-	
4	3,475	1,17	1,09	1,2753	0,012753	26,7	17,6
	2,154	1,2	1,01	1,212	0,01212	17,4	
	1,404	1,23	0,7	0,861	0,00861	16,0	
	1,183	1,16	0,98	1,1368	0,011368	10,2	

Grupo 7: Single Bond (1c) + Z250 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,383	0,92	0,88	0,8096	0,008096	16,7	20,4
	2,011	0,92	0,89	0,8188	0,008188	24,1	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
2	0,7581	1	0,89	0,89	0,0089	8,3	13,0
	1,755	0,99	0,89	0,8811	0,008811	19,5	
	0,8483	0,84	0,9	0,756	0,00756	11,0	
	1,014	0,88	0,85	0,748	0,00748	13,3	
3	1,909	1,32	0,89	1,1748	0,011748	15,9	20,7
	1,061	0,93	0,97	0,9021	0,009021	11,5	
	2,366	0,87	0,85	0,7395	0,007395	31,4	
	2,926	1,31	0,91	1,1921	0,011921	24,1	
4	1,7	1,65	1,09	1,7985	0,017985	9,3	13,7
	1,4846	0,99	0,98	0,9702	0,009702	15,0	
	1,8627	1,04	0,96	0,9984	0,009984	18,3	
	2,389	1,11	1,72	1,9092	0,019092	12,3	

Grupo 8: Single Bond (3c) + Z250 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,49	0,85	0,88	0,748	0,00748	32,6	22,5
	2,254	0,91	0,91	0,8281	0,008281	26,7	
	2,351	1,27	0,88	1,1176	0,011176	20,6	
	1,083	1,28	0,83	1,0624	0,010624	10,0	
2	1,61	1,31	0,85	1,1135	0,011135	14,2	15,9
	1,964	0,87	1,25	1,0875	0,010875	17,7	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
3	0,9119	0,77	0,92	0,7084	0,007084	12,6	16,1
	1,876	0,87	0,76	0,6612	0,006612	27,8	
	1,297	1,24	0,85	1,054	0,01054	12,1	
	1,395	1,27	0,89	1,1303	0,011303	12,1	
4	1,989	0,84	1,05	0,882	0,00882	22,1	16,9
	2,126	1,42	0,98	1,3916	0,013916	15,0	
	2,568	1,4	1	1,4	0,014	18,0	
	1,037	0,95	0,84	0,798	0,00798	12,7	

Grupo 9: Single Bond (1c) + Scotchbond Multi-Purpose (2c) + Z250 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,477	0,78	0,77	0,6006	0,006006	24,1	29,8
	1,272	0,86	0,7	0,602	0,00602	20,7	
	3,381	0,9	0,8	0,72	0,0072	46,0	
	1,698	0,78	0,75	0,585	0,00585	28,4	
2	1,717	0,72	0,92	0,6624	0,006624	25,4	27,7
	1,919	0,81	1,4	1,134	0,01134	16,6	
	2,417	0,8	0,72	0,576	0,00576	41,1	
	-	-	-	-	-	-	
3	3,072	0,92	1,28	1,1776	0,011776	25,6	29,3
	2,672	0,9	0,92	0,828	0,00828	31,6	
	3,215	0,79	1,3	1,027	0,01027	30,7	
	-	-	-	-	-	-	
4	1,009	0,77	0,91	0,7007	0,007007	14,1	21,0
	3,228	1,02	0,8	0,816	0,00816	38,8	
	0,9501	0,95	0,98	0,931	0,00931	10,0	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 10: OptiBond Solo Plus (1c) + Z250 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,14	0,98	0,94	0,9212	0,009212	22,8	21,3
	1,307	0,69	0,94	0,6486	0,006486	19,7	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
2	0,913	0,84	0,91	0,7644	0,007644	11,7	16,1
	0,6072	0,78	0,92	0,7176	0,007176	8,3	
	1,72	0,86	0,9	0,774	0,00774	21,8	
	1,595	0,78	0,89	0,6942	0,006942	22,5	
3	1,9173	0,7	1,18	0,826	0,00826	22,7	13,5
	0,527	0,75	0,8	0,6	0,006	8,6	
	0,6953	0,77	0,93	0,7161	0,007161	9,5	
	1,552	0,93	1,23	1,1439	0,011439	13,3	
4	0,7635	0,94	1,04	0,9776	0,009776	7,7	11,9
	1,042	0,81	1,39	1,1259	0,011259	9,1	
	1,06	0,79	0,82	0,6478	0,006478	16,0	
	1,095	0,86	0,83	0,7138	0,007138	15,0	

Grupo 11: Single Bond (1c) + Protect Liner F + Z250 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	0,6365	0,93	0,78	0,7254	0,007254	8,6	15,4
	2,966	1,21	1,13	1,3673	0,013673	21,3	
	1,542	0,95	0,98	0,931	0,00931	16,2	
	-	-	-	-	-	-	
2	2,945	1,35	0,92	1,242	0,01242	23,2	26,8
	2,902	1,4	0,85	1,19	0,0119	23,9	
	1,718	0,75	0,85	0,6375	0,006375	26,4	
	3,55	1,17	0,88	1,0296	0,010296	33,8	
3	0,7807	0,76	0,77	0,5852	0,005852	13,1	16,1
	0,9087	0,74	0,63	0,4662	0,004662	19,1	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
4	2,195	0,97	0,95	0,9215	0,009215	23,3	20,7
	2,53	1,23	0,96	1,1808	0,011808	21,0	
	1,554	0,98	1,17	1,1466	0,011466	13,3	
	2,698	1,13	0,93	1,0509	0,010509	25,2	

Grupo 12: Single Bond (1c) + Filtek Flow + Z250 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,017	0,87	0,72	0,6264	0,006264	15,9	16,8
	1,677	0,96	1,48	1,4208	0,014208	11,6	
	2,681	1,46	0,78	1,1388	0,011388	23,1	
	-	-	-	-	-	-	
2	1,479	0,83	0,72	0,5976	0,005976	24,3	28,8
	1,684	0,81	1,18	0,9558	0,009558	17,3	
	3,455	0,76	0,85	0,646	0,00646	52,4	
	2,205	0,86	1,19	1,0234	0,010234	21,1	
3	1,146	0,86	0,91	0,7826	0,007826	14,4	21,9
	2,11	0,79	1,1	0,869	0,00869	23,8	
	1,878	1,1	0,92	1,012	0,01012	18,2	
	2,326	0,83	0,88	0,7304	0,007304	31,2	
4	2,439	0,92	0,95	0,874	0,00874	27,3	17,6
	1,485	0,97	0,94	0,9118	0,009118	16,0	
	1,396	0,96	0,83	0,7968	0,007968	17,2	
	1,127	0,9	1,25	1,125	0,01125	9,8	

Grupo 13: Single Bond (1c) + Z100 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,355	1,1	0,87	0,957	0,00957	13,9	11,5
	0,7919	1,13	0,87	0,9831	0,009831	7,9	
	1,357	0,84	0,87	0,7308	0,007308	18,2	
	0,546	0,84	1,05	0,882	0,00882	6,1	
2	0,9262	0,88	0,96	0,8448	0,008448	10,7	7,4
	0,2839	0,71	0,97	0,6887	0,006887	4,0	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
3	1,187	0,98	1,04	1,0192	0,010192	11,4	16,8
	2,464	1,11	0,97	1,0767	0,010767	22,4	
	1,828	0,84	0,94	0,7896	0,007896	22,7	
	1,059	1	0,99	0,99	0,0099	10,5	
4	0,727	1,13	1,38	1,5594	0,015594	4,6	9,1
	2,011	1,64	1,14	1,8696	0,018696	10,5	
	1,487	1,11	1,08	1,1988	0,011988	12,2	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 14: Single Bond (3c) + Z100 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,855	0,96	1,13	1,0848	0,010848	16,8	23,2
	3,607	0,99	0,8	0,792	0,00792	44,6	
	1,5	0,81	0,9	0,729	0,00729	20,2	
	1,217	1,09	0,98	1,0682	0,010682	11,2	
2	1,904	1,36	0,97	1,3192	0,013192	14,1	10,6
	1,056	0,9	0,9	0,81	0,0081	12,8	
	0,9872	1,28	0,95	1,216	0,01216	8,0	
	0,589	0,86	0,87	0,7482	0,007482	7,7	
3	1,432	1,25	1,02	1,275	0,01275	11,0	12,8
	1,51	1,2	0,84	1,008	0,01008	14,7	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
4	0,4317	0,98	0,86	0,8428	0,008428	5,0	10,3
	2,174	0,94	0,97	0,9118	0,009118	23,4	
	0,5377	0,9	0,98	0,882	0,00882	6,0	
	0,5718	1	0,84	0,84	0,0084	6,7	

Grupo 15: Single Bond (1c) + Scotchbond Multi-Purpose (2c) + Z100 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,136	0,89	1,11	0,9879	0,009879	21,2	21,3
	2,049	0,85	0,9	0,765	0,00765	26,2	
	1,766	0,87	0,77	0,6699	0,006699	25,8	
	1,118	0,81	1,15	0,9315	0,009315	11,8	
2	1,055	1	1,1	1,1	0,011	9,4	20,0
	2,718	0,97	1,03	0,9991	0,009991	26,7	
	2,26	1,15	1,19	1,3685	0,013685	16,2	
3	2,996	0,92	1,15	1,058	0,01058	27,8	19,5
	2,769	0,97	1,03	0,9991	0,009991	27,2	
	3,278	0,93	0,91	0,8463	0,008463	38,0	
	2,485	10,7	0,95	10,165	0,10165	2,4	
4	0,9745	0,9	1,02	0,918	0,00918	10,4	20,9
	2,296	0,82	0,9	0,738	0,00738	30,5	
	1,27	1	0,7	0,7	0,007	17,8	
	2,589	0,99	1,36	1,3464	0,013464	18,8	
	2,385	1,1	1,3	1,43	0,0143	16,3	

Grupo 16: OptiBond Solo Plus (1c) + Z100 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	0,7691	0,88	0,96	0,8448	0,008448	8,9	19,3
	2,507	0,95	0,87	0,8265	0,008265	29,7	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
2	1,454	1,03	0,94	0,9682	0,009682	14,7	15,5
	2,105	1,14	1,11	1,2654	0,012654	16,3	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	
3	0,6532	0,78	0,84	0,6552	0,006552	9,8	16,9
	1,643	0,87	0,92	0,8004	0,008004	20,1	
	1,248	0,86	0,81	0,6966	0,006966	17,6	
	1,95	0,95	0,99	0,9405	0,009405	20,3	
4	1,238	1,23	0,92	1,1316	0,011316	10,7	12,3
	1,731	1,02	1,19	1,2138	0,012138	14,0	
	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 17: Single Bond (1c) + Protect Liner F + Z100 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,665	0,92	0,77	0,7084	0,007084	23,0	23,8
	1,023	0,98	1,05	1,029	0,01029	9,7	
	1,705	0,89	1,16	1,0324	0,010324	16,2	
	3,636	0,95	0,81	0,7695	0,007695	46,3	
2	1,105	0,84	0,85	0,714	0,00714	15,2	12,0
	0,8072	0,84	1,03	0,8652	0,008652	9,1	
	0,8985	0,85	0,89	0,7565	0,007565	11,6	
	-	-	-	-	-	-	
3	3,467	0,92	0,95	0,874	0,00874	38,9	18,8
	2,587	1,19	1,22	1,4518	0,014518	17,5	
	1,007	1,13	1,62	1,8306	0,018306	5,4	
	2,388	1,16	1,5	1,74	0,0174	13,4	
4	2,605	1,13	1,07	1,2091	0,012091	21,1	19,3
	3,444	1,15	1,09	1,2535	0,012535	26,9	
	3,172	1	1,11	1,11	0,0111	28,0	
	1,342	1,01	10,2	10,302	0,10302	1,3	

Grupo 18: Single Bond (1c) + Filtek Flow + Z100 (cavidade).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,158	1,27	0,81	1,0287	0,010287	20,6	17,2
	1,589	0,9	0,86	0,774	0,00774	20,1	
	0,8421	0,85	0,89	0,7565	0,007565	10,9	
	-	-	-	-	-	-	
2	1,419	0,98	1,36	1,3328	0,013328	10,4	13,5
	0,9111	0,94	0,89	0,8366	0,008366	10,7	
	2,434	0,74	1,34	0,9916	0,009916	24,1	
	0,5868	0,75	0,88	0,66	0,0066	8,7	
3	1,128	1,7	1,04	1,768	0,01768	6,3	13,8
	3,102	1,77	1,08	1,9116	0,019116	15,9	
	1,161	1,02	0,95	0,969	0,00969	11,7	
	2,179	1,07	0,94	1,0058	0,010058	21,2	
4	2,246	1,05	1,05	1,1025	0,011025	20,0	17,0
	1,032	1,05	1,03	1,0815	0,010815	9,4	
	2,487	0,92	1,11	1,0212	0,010212	23,9	
	1,824	0,93	1,31	1,2183	0,012183	14,7	

Grupo 19: Single Bond (1c) + Esthet-X (parede-livre).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,374	0,73	0,92	0,6716	0,006716	34,6	31,7
	1,917	0,73	0,77	0,5621	0,005621	33,4	
	3,691	1,48	0,9	1,332	0,01332	27,2	
	-	-	-	-	-	-	
2	2,692	0,84	0,99	0,8316	0,008316	31,7	31,0
	2,413	0,89	0,79	0,7031	0,007031	33,6	
	3,753	1,02	1,19	1,2138	0,012138	30,3	
	3,052	0,92	1,14	1,0488	0,010488	28,5	
3	2,226	0,97	0,86	0,8342	0,008342	26,2	29,2
	3,666	0,91	0,9	0,819	0,00819	43,9	
	2,703	0,98	1,2	1,176	0,01176	22,5	
	2,715	0,92	1,19	1,0948	0,010948	24,3	
4	1,955	1,17	1,36	1,5912	0,015912	12,0	23,9
	3,811	1,59	1,18	1,8762	0,018762	19,9	
	3,769	0,98	0,95	0,931	0,00931	39,7	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 20: Single Bond (3c) + Esthet-X (parede-livre).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,643	0,81	1,02	0,8262	0,008262	31,4	24,2
	2,621	0,87	1,1	0,957	0,00957	26,8	
	1,414	1,04	0,89	0,9256	0,009256	15,0	
	2,299	1,08	0,88	0,9504	0,009504	23,7	
2	2,851	1,22	1	1,22	0,0122	22,9	26,5
	2,944	1,19	0,92	1,0948	0,010948	26,4	
	3,546	1,13	1,02	1,1526	0,011526	30,1	
	-	-	-	-	-	-	
3	2,581	0,97	1,18	1,1446	0,011446	22,1	19,0
	1,658	1,11	1,13	1,2543	0,012543	13,0	
	2,26	0,95	1,06	1,007	0,01007	22,0	
	-	-	-	-	-	-	
4	2,862	1	1,05	1,05	0,0105	26,7	23,5
	2,699	0,86	0,97	0,8342	0,008342	31,7	
	1,599	1,12	0,97	1,0864	0,010864	14,4	
	2,46	1,12	1,02	1,1424	0,011424	21,1	

Grupo 21: Single Bond (1c) + Scotchbond Multi-Purpose (2c) + Esthet-X (parede-livre).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,087	0,97	0,79	0,7663	0,007663	26,7	33,3
	4,306	0,77	0,96	0,7392	0,007392	57,1	
	2,989	0,84	0,91	0,7644	0,007644	38,3	
	0,6859	0,77	0,79	0,6083	0,006083	11,1	
2	2,549	0,81	0,93	0,7533	0,007533	33,2	28,6
	2,013	0,81	0,84	0,6804	0,006804	29,0	
	1,715	0,82	0,78	0,6396	0,006396	26,3	
	1,729	0,8	0,82	0,656	0,00656	25,8	
3	1,754	0,91	0,77	0,7007	0,007007	24,5	28,2
	0,6878	0,78	0,69	0,5382	0,005382	12,5	
	2,404	0,82	0,72	0,5904	0,005904	39,9	
	2,585	0,81	0,87	0,7047	0,007047	35,9	
4	3,044	0,92	0,95	0,874	0,00874	34,1	28,3
	2,331	1,05	0,91	0,9555	0,009555	23,9	
	1,361	0,66	0,75	0,495	0,00495	26,9	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 22: OptiBond Solo Plus (1c) + Esthet-X (parede-livre).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,078	0,81	0,9	0,729	0,00729	14,5	20,3
	1,481	0,79	0,75	0,5925	0,005925	24,5	
	1,874	0,71	0,89	0,6319	0,006319	29,1	
	0,8467	0,78	0,81	0,6318	0,006318	13,1	
2	1,214	0,99	0,81	0,8019	0,008019	14,8	19,9
	1,341	1,36	0,89	1,2104	0,012104	10,9	
	1,316	1,01	1,22	1,2322	0,012322	10,5	
	3,524	0,98	0,81	0,7938	0,007938	43,5	
3	2,475	0,91	0,92	0,8372	0,008372	29,0	24,2
	2,863	0,99	1,16	1,1484	0,011484	24,4	
	2,272	1,13	1,03	1,1639	0,011639	19,1	
	-	-	-	-	-	-	
4	1,839	1,46	0,95	1,387	0,01387	13,0	22,7
	2,451	1,34	0,95	1,273	0,01273	18,9	
	2,627	0,73	0,97	0,7081	0,007081	36,4	
	-	-	-	-	-	-	

Grupo 23: Single Bond (1c) + Protect Liner F + Esthet-X (parede-livre).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	1,83	1	1,06	1,06	0,0106	16,9	26,3
	1,195	0,95	1,11	1,0545	0,010545	11,1	
	3,721	0,86	0,81	0,6966	0,006966	52,3	
	1,615	0,79	0,81	0,6399	0,006399	24,7	
2	1,271	0,88	0,76	0,6688	0,006688	18,6	25,2
	2,258	1,02	0,77	0,7854	0,007854	28,2	
	3,008	0,88	1,48	1,3024	0,013024	22,6	
	3,728	1,14	1,02	1,1628	0,011628	31,4	
3	3,304	0,79	0,86	0,6794	0,006794	47,7	34,8
	3,658	0,96	1,38	1,3248	0,013248	27,1	
	3,11	1	0,9	0,9	0,009	33,9	
	3,54	0,89	1,27	1,1303	0,011303	30,7	
4	1,438	1,21	0,86	1,0406	0,010406	13,5	25,0
	3,873	1,05	1,18	1,239	0,01239	30,6	
	2,9852	0,73	1,02	0,7446	0,007446	39,3	
	0,9685	0,73	0,78	0,5694	0,005694	16,7	

Grupo 24: Single Bond (1c) + Filtek Flow + Esthet-X (parede-livre).

DENTE	FORÇA (KgF)	LADO A	LADO B	ÁREA (mm ²)	ÁREA (cm ²)	R. A (MPa)	MÉDIA (MPa)
1	2,923	0,77	1,04	0,8008	0,008008	35,8	28,1
	2,627	1,01	0,88	0,8888	0,008888	29,0	
	1,429	0,85	0,84	0,714	0,00714	19,6	
	-	-	-	-	-	-	
2	2,301	0,86	0,94	0,8084	0,008084	27,9	29,2
	3,125	0,99	0,95	0,9405	0,009405	32,6	
	2,055	0,87	0,85	0,7395	0,007395	27,2	
	-	-	-	-	-	-	
3	4,026	0,87	1,3	1,131	0,01131	34,9	26,5
	2,766	1	1,65	1,65	0,0165	16,4	
	0,8497	0,65	0,89	0,5785	0,005785	14,4	
	3,971	1	0,97	0,97	0,0097	40,1	
4	2,435	1,08	1,12	1,2096	0,012096	19,7	25,9
	2,435	1,06	1,07	1,1342	0,011342	21,0	
	4,16	1	1,1	1,1	0,011	37,1	
	-	-	-	-	-	-	

Anexo 3: Valores Médios de Resistência de União: médias dos quatro dentes e média geral por grupo.

Quadro 4: Valor médio de resistência da união para cada amostra testada nos grupos de 1-9 do modelo cavitário e média geral por grupo.

Grupos em Cavidade									
Amostras	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Dente 1	14,4	19,6	19,2	10,8	22,5	12,5	20,4	22,5	29,8
Dente 2	14,2	17	25,4	16,4	25,4	22,7	13	15,9	27,7
Dente 3	15,7	9,8	20,6	16,6	21,3	23,1	20,7	16,1	29,3
Dente 4	14,7	11,9	26,4	12,9	16,1	17,6	13,7	16,9	21
Média Geral	14,8	14,6	22,9	14,2	21,3	19,0	17,0	17,9	27,0

Quadro 5: Valor médio de resistência da união para cada amostra testada nos grupos de 10-18 do modelo cavitário e média geral por grupo.

Grupos em Cavidade									
Amostras	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Dente 1	21,3	15,4	16,8	11,5	23,2	21,3	19,3	23,8	17,2
Dente 2	16,1	26,8	28,8	7,4	10,6	20	15,5	12	13,5
Dente 3	13,5	16,1	21,9	16,8	12,8	19,5	16,9	18,8	13,8
Dente 4	11,9	20,7	17,6	9,1	10,3	20,9	12,3	19,3	17
Média Geral	15,7	19,8	21,3	11,2	14,2	20,4	16,0	18,5	15,4

Quadro 6: Valor médio de resistência da união para cada amostra testada nos grupos de 19-24 do modelo parede-livre e média geral por grupo.

Grupos em Parede-Livre						
Amostras	19	20	21	22	23	24
Dente 1	31,7	24,2	33,3	20,3	26,3	28,1
Dente 2	31	23,5	28,6	19,9	25,2	29,2
Dente 3	29,2	26,5	28,2	24,2	34,8	26,5
Dente 4	23,9	19	28,3	22,7	25	25,9
Média Geral	29,0	23,3	29,6	21,8	27,8	27,4

Anexo 4: Resumo do Padrão de Fratura dos Grupos Avaliados (n= número de palitos avaliados em MEV).

Descrição do Grupo	Modo de falha	Grupos em Cavidade			Grupo Parede-livre
		G1(n=12)	G7(n=13)	G13(n=12)	G19(n=13)
SB (1C)	F.1	9	8	7	8
	F.2	1	4	3	2
	F.3	2	1	2	3
	F.4				
		G 2(n=15)	G 8(n=12)	G 14(n=14)	G20(n=12)
SB (3C)	F.1	9	8	6	6
	F.2	4	4	7	5
	F.3	2		1	1
	F.4				
		G3(n=14)	G9(n=13)	G 15(n=14)	G 21(n=15)
SB + SBMP	F.1	5	5	3	6
	F.2	9	8	11	9
	F.3				
	F.4				
		G 4(n=13)	G 10(n=14)	G 16(n=09)	G 22(n=11)
OS (1C)	F.1	7	8	4	8
	F.2	6	5	4	3
	F.3		1	1	
	F.4				
		G 5(n=14)	G 11(n=14)	G 17(n=13)	G 23(n=15)
SB + PLF	F.1	7	8	4	7
	F.2			2	
	F.3	1			2
	F.4	6	6	7	6
		G 6(n=12)	G 12(n=14)	G 18(n=14)	G 24(n=13)
SB + FF	F.1	6	9	8	6
	F.2	1			1
	F.3		1		
	F.4	5	4	6	6

OBS: o número de palitos testados em MEV para análise o modo de falha na interface de união é, na maioria dos grupos, menor que a quantidade de palitos avaliados quanto à resistência de união. Isso se deve a uma parcela de perda na remoção das amostras na máquina universal de ensaios.

Anexo 5: Análise de Variância ANOVA para dois Fatores (análise para os 18 grupo experimentais no modelo cavitário).

11:31 Monday, September 29, 2003

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Fator A	3	1 2 3
Fator B	6	1 2 3 4 5 6

Number of observations 72
11:31 Monday, September 29, 2003 4

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of		F Value	Pr > F
		Squares	Mean Square		
Model	17	1002.059444	58.944673	3.64	0.0001
Error	54	873.945000	16.184167		
Corrected Total	71	1876.004444			

R-Square **Coeff Var** Root MSE **var Mean**
0.534146 **22.57269** 4.022955 **17.82222**

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
FatorA	2	171.8177778	85.9088889	5.31	0.0079
FatorB	5	721.4461111	144.2892222	8.92	<.0001
FatorA*FatorB	10	108.7955556	10.8795556	0.67	0.7449

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
FatorA	2	171.8177778	85.9088889	5.31	0.0079
FatorB	5	721.4461111	144.2892222	8.92	<.0001
FatorA*FatorB	10	108.7955556	10.8795556	0.67	0.7449

11:31 Monday, September 29, 2003 5

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	54
Error Mean Square	16.18417
Critical Value of Studentized Range	3.40824
Minimum Significant Difference	2.7988

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Fator Mean	N	A
A	19.733	24	2
B A	17.783	24	1
B	15.950	24	3

11:31 Monday, September 29, 2003 6

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	54
Error Mean Square	16.18417
Critical Value of Studentized Range	4.17827
Minimum Significant Difference	4.8523

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Fator	Mean	N	B
A		23.425	12	3
B A		19.850	12	5
C B		18.542	12	6
C B		15.550	12	2
C B		15.267	12	4
C		14.300	12	1

Anexo 6: Análise de Variância ANOVA para um Fator (análise para os 6 grupo parede-livre).

The SAS System 09:03 Thursday, October 2, 2003

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	6	19 20 21 22 23 24

Number of observations 24

The SAS System 09:03 Thursday, October 2, 2003 2

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	5	203.1470833	40.6294167	4.29	0.0095
Error	18	170.3125000	9.4618056		
Corrected Total	23	373.4595833			

R-Square **Coeff Var** Root MSE **var Mean**
 0.543960 **11.61670** 3.076005 **26.47917**

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	5	203.1470833	40.6294167	4.29	0.0095

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	5	203.1470833	40.6294167	4.29	0.0095

The SAS System 09:03 Thursday, October 2, 2003 3

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	18
Error Mean Square	9.461806
Critical Value of Studentized Range	4.49442
Minimum Significant Difference	6.9124

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	Group
A	29.600	4	21
A	28.950	4	19
B A	27.825	4	23
B A	27.425	4	24
B A	23.300	4	20
B	21.775	4	22

Anexo 7: Análise Dunnett, para comparação entre médias dos grupos experimentais em cavidade contra o respectivo grupo no modelo parede-livre.

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 8

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	4	1, 7, 13, 19

Number of observations 16

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 9

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	711.2075000	237.0691667	20.16	<.0001
Error	12	141.0900000	11.7575000		
Corrected Total	15	852.2975000			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.834459	19.08933	3.428921	17.96250

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	711.2075000	237.0691667	20.16	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	711.2075000	237.0691667	20.16	<.0001

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 10

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	12
Error Mean Square	11.7575
Critical Value of Dunnett's t	2.68292
Minimum Significant Difference	6.505

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by ***.

Group Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
7 - 19	-12.000 -18.505 -5.495	***
1 - 19	-14.200 -20.705 -7.695	***
13 - 19	-17.750 -24.255 -11.245	***

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 11

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	4	2, 8, 14, 20

Number of observations 16

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 12

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of		F Value	Pr > F
		Squares	Mean Square		
Model	3	212.1725000	70.7241667	3.67	0.0438
Error	12	231.1850000	19.2654167		
Corrected Total	15	443.3575000			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.478558	25.09929	4.389239	17.48750

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	212.1725000	70.7241667	3.67	0.0438

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	212.1725000	70.7241667	3.67	0.0438

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 13

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	12
Error Mean Square	19.26542
Critical Value of Dunnett's t	2.68292
Minimum Significant Difference	8.3269

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by ***.

Group Comparison	Difference Between Means			Simultaneous 95% Confidence Limits
8 - 20	-5.450	-13.777	2.877	
2 - 20	-8.725	-17.052	-0.398	***
14 - 20	-9.075	-17.402	-0.748	***

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 14

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	4	3, 9, 15, 21

Number of observations 16

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 15

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of		F Value	Pr > F
		Squares	Mean Square		
Model	3	201.1968750	67.0656250	7.49	0.0044
Error	12	107.4575000	8.9547917		
Corrected Total	15	308.6543750			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.651852	11.98480	2.992456	24.96875

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	201.1968750	67.0656250	7.49	0.0044

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	201.1968750	67.0656250	7.49	0.0044

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 16

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	12
Error Mean Square	8.954792
Critical Value of Dunnett's t	2.68292
Minimum Significant Difference	5.677

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by ***.

Group Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
9 - 21	-2.650 -8.327 3.027	
3 - 21	-6.700 -12.377 -1.023	***
15 - 21	-9.175 -14.852 -3.498	***

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 17

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	4	4, 10, 16, 22

Number of observations 16

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 18

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	134.5068750	44.8356250	4.66	0.0221
Error	12	115.4625000	9.6218750		
Corrected Total	15	249.9693750			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.538093	18.36132	3.101915	16.89375

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	134.5068750	44.8356250	4.66	0.0221

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	134.5068750	44.8356250	4.66	0.0221

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 19

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	12
Error Mean Square	9.621875
Critical Value of Dunnett's t	2.68292
Minimum Significant Difference	5.8847

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by ***.

Group Comparison		Difference Between Means			Simultaneous 95% Confidence Limits
16	- 22	-5.775	-11.660	0.110	***
10	- 22	-6.150	-12.035	-0.265	***
4	- 22	-7.600	-13.485	-1.715	***

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 20

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	4	5, 11, 17, 23

Number of observations 16

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 21

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of		F Value	Pr > F
		Squares	Mean Square		
Model	3	207.1068750	69.0356250	3.13	0.0660
Error	12	265.0525000	22.0877083		
Corrected Total	15	472.1593750			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.438638	21.51534	4.699756	21.84375

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	207.1068750	69.0356250	3.13	0.0660

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	207.1068750	69.0356250	3.13	0.0660

The SAS System 11:39 Monday, September 29, 2003 22

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	12
Error Mean Square	22.08771
Critical Value of Dunnett's t	2.68292
Minimum Significant Difference	8.9159

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by ***.

Group Comparison	Difference Between Means			Simultaneous 95% Confidence Limits
5 - 23	-6.500	-15.416	2.416	
11 - 23	-8.075	-16.991	0.841	
17 - 23	-9.350	-18.266	-0.434	***

The SAS System 09:03 Thursday, October 2, 2003 4

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Group	4	6, 12, 18, 24

Number of observations 16

The SAS System 09:03 Thursday, October 2, 2003 5

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	307.4875000	102.4958333	6.68	0.0067
Error	12	184.0100000	15.3341667		
Corrected Total	15	491.4975000			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.625614	18.86038	3.915886	20.76250

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	307.4875000	102.4958333	6.68	0.0067

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Group	3	307.4875000	102.4958333	6.68	0.0067

The SAS System 09:03 Thursday, October 2, 2003 6

The GLM Procedure

Dunnett's t Tests for var

NOTE: This test controls the Type I experiment wise error for comparisons of all treatments against a control.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	12
Error Mean Square	15.33417
Critical Value of Dunnett's t	2.68292
Minimum Significant Difference	7.4289

Comparisons significant at the 0.05 level are indicated by ***.

Group Comparison	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits
12 - 24	-6.150 -13.579 1.279	
6 - 24	-8.450 -15.879 -1.021	***
18 - 24	-12.050 -19.479 -4.621	***