

Edméa Lodovici

**Influência do volume de adesivo e das ciclagens térmica e
mecânica na resistência de união resina-dentina**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutora pelo Programa de Pós-
Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues
Filho

São Paulo

2005

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

Lodovici, Edméa

Influência do volume de adesivo e das ciclagens térmica e mecânica na resistência de união resina-dentina / Edméa Lodovici; orientador Leonardo Eloy Rodrigues Filho. -- São Paulo, 2005.

92p. : tab., 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Adesivos dentinários – Resistência de União (Odontologia) 2. Adesivos dentinários – Ciclagem térmica (Odontologia) 3. Materiais dentários

CDD 617.695
BLACK D15

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lodovici E. Influência do volume de adesivo e das ciclagens térmica e mecânica na resistência de união resina-dentina [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, / /

Banca Examinadora

1) Prof (a). Dr (a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof (a). Dr (a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof (a). Dr (a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof (a). Dr (a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof (a). Dr (a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

ao nosso Criador. Por me dar mais uma chance de aprender e evoluir através dessa vida.

à minha mãe, Flaminia. Por seu amor incondicional, por sua presença incontestável, por sua dedicação infinita, pela sua compreensão arrebatadora, por toda a confiança sempre depositada em mim. Sua inteligência e dedicação ao meio acadêmico me estimularam a ser o que sou hoje.

ao meu pai, Pedro. Por toda a fortaleza e a proteção que sempre significou em minha vida. Pelo seu carinho, atitude, orientação. Sua determinação e firmeza me formaram ao longo dos anos. Somos muito parecidos...

ao meu irmão Pedro. A pessoa de quem mais me orgulho no mundo. Sua força e perseverança me servem de espelho. Sua garra move montanhas!

ao meu marido Ricardo. Meu porto seguro, minha candura, meu alento, meu amor. Minha admiração por você é o que me faz querer sempre melhorar.

às minhas avós, Carmem e Edméa. Por rezarem e torcerem tanto por mim. Vocês estão comigo o tempo todo.

aos meus avôs Domingos e Benito, que me olham lá de cima, me protegem e me guiam.

a todos os meus tios, tias, primos e primas. Apesar da distância, carrego vocês em meu coração.

aos meus sogros, por terem me acolhido e me apoiado como uma filha.
Obrigada por tudo o que têm feito por mim!

Apesar de minha timidez, é impossível não documentar o amor que tenho por todos vocês! São vocês que me ajudam e me ensinam a viver. Sem vocês, eu não seria nada...

AGRADECIMENTOS

Ao Departamento de Materiais Dentários da FOU SP. Por ter-me dado essa chance única. Espero sempre retribuir à altura.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho. Por ter apostado suas fichas em mim. Pelos seus ensinamentos, carinho, compreensão e bom humor sempre presentes!

À Prof.^a Dra. Rosa Helena Miranda Grande (tia Rosa). Por ser a mãezona que puxa a orelha quando precisa e dá colo quando se necessita.

Ao Prof. Dr. Antonio Muench. O orgulho do nosso Departamento! Tanto como profissional, quanto como pessoa. Obrigada por sempre estar disposto a tirar minhas dúvidas!

Ao Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester. Meu primeiro orientador e iniciador de minha carreira acadêmica. Não tenho como expressar meus agradecimentos pelo tanto que já me ensinou e me ajudou...

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci. “Chefinho”, através de você, estou me embrenhando nas atividades clínicas acadêmicas. Obrigada pela confiança e pelos ensinamentos!

Ao Prof. Dr. Joel Bianch (*in memoriam*). Foi empatia à primeira vista. O senhor me ajudou muito enquanto estava presente e, mesmo à distância, sei que o senhor continua olhando por todos nós do Depto.

A todos os outros professores do Depto. de Materiais Dentários da FOU SP: Profs. Drs. José Fortunato Ferreira Santos, Walter Gomes Miranda Jr., Paulo Eduardo Capel Cardoso, Roberto Ruggiero Braga, Paulo Francisco César, Josete Barbosa Cruz Meira, Fernando Neves Nogueira e Igor Studart Medeiros. Agradeço por seus ensinamentos científicos e morais. Todos vocês acrescentaram muito para minha formação!

À Prof.^a Dr.^a Alessandra Reis. Um misto de amiga e orientadora. Sua capacidade me serve de exemplo! Suas injeções de ânimo me ajudaram nos momentos mais difíceis. Sempre lhe serei grata por tudo!

Ao meu grande amigo e compadre Claudio Sato. Um dos maiores presentes que ganhei na Pós-Graduação. Seu apoio e amizade são fundamentais!

Ao Prof. Dr. Saulo Geraldeli. Por todo o auxílio prestado, carinho e atenção! Você reflete a figura do verdadeiro professor: sempre paciente e disposto a ajudar.

À querida Rosa Cristina Nogueira. Rosinha, você foi meu apoio em muitos momentos. Divido com você esta conquista!

À Mirtes, pelo carinho e ajuda sempre desprendidos.

Ao querido Antonio Carlos Lascale (“primo”). Sua atenção comigo e ajuda neste trabalho foram primordiais. Muito, muito obrigada!

Ao gentil Silvio Peixoto. Por sua ajuda constante e seu bom-humor que irradia todos ao seu redor.

Ao amigo Paulo Santos. Por seus maravilhosos desenhos sempre presentes em todos os nossos trabalhos!

À D. Maria de Jesus Lopes Costa. Por manter nosso Depto. sempre limpo e com um cafezinho sempre quentinho! Tudo sempre com muito carinho...

A todos os colegas da Pós-Graduação. Muito obrigada pelo convívio de todos vocês! Em especial aos amigos José Roberto de Oliveira Bauer, Herbert Ghersel e Sandra Kiss Moura (sakimoê!!).

À minha querida orientada Luciana Katty F. Sanches. Seu sorriso me ensina muito!

A todos os companheiros do grupo FREE. Vocês foram essenciais para me “desafogarem” no finalzinho deste trabalho!

Aos meus cunhados e cunhadas que sempre torcem por mim!

A todos os meus amigos e amigas, que vêm me acompanhando durante todos esses anos, que me apóiam nos momentos difíceis e vibram com minhas conquistas.

A todos vocês, o meu *muito obrigada!* A conclusão deste trabalho só se deu pelo apoio e incentivo de todos vocês. Serei eternamente grata...

Este estudo foi parcialmente financiado pela CAPES e FAPESP (03/12192-0).

"A ciência incha,
mas o amor edifica."

Paulo (1 CORINTIOS, 8:1.)

A ciência pode estar cheia de poder, mas só o amor beneficia. A ciência, em todas as épocas, conseguiu inúmeras expressões evolutivas. Vemo-la no mundo, exibindo realizações que pareciam quase inatingíveis.

Máquinas enormes cruzam os ares e o fundo dos oceanos. A palavra é transmitida, sem fios, a longas distâncias. A imprensa difunde raciocínios mundiais. Mas, para essa mesma ciência pouco importa que o homem lhe use os frutos para o bem ou para o mal. Não compreende o desinteresse, nem as finalidades santas.

O amor, porém, aproxima-se de seus labores e retifica-os, conferindo-lhe a consciência do bem. Ensina que cada máquina deve servir como utilidade divina, no caminho dos homens para Deus, que somente se deveria transmitir a palavra edificante como dádiva do Altíssimo, que apenas seria justa a publicação dos raciocínios elevados para o esforço redentor das criaturas.

Se a ciência descobre explosivos, esclarece o amor quanto à utilização deles na abertura de estradas que liguem os povos; se a primeira confecciona um livro, ensina o segundo como gravar a verdade consoladora. A ciência pode concretizar muitas obras úteis, mas só o amor institui as obras mais altas. Não duvidamos de que a primeira, bem interpretada, possa dotar o homem de um coração corajoso; entretanto, somente o segundo pode dar um coração iluminado.

Francisco Cândido Xavier (Emmanuel)

Lodovici E. Influência do volume de adesivo e das ciclagens térmica e mecânica na resistência de união resina-dentina. [Tese Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Interfaces adesivas flexíveis, com maior capacidade de dissipação de tensões poderiam prevenir falhas provenientes das tensões geradas durante a contração de polimerização, variações térmicas e esforços mastigatórios. Isso poderia ser obtido através do aumento da espessura da camada de adesivo. O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência de união (RU) à dentina de dois sistemas adesivos (SA) aplicados com diferentes volumes de adesivo (uma ou duas camadas) e submetidos ou não às ciclagens térmica e mecânica (CTM). A superfície dentinária de 40 terceiros molares hígidos foi exposta com uma lixa de granulação 600. Dois sistemas adesivos foram testados: Scotchbond Multiuso (SBMU) e Clearfil SE Bond (CSEB). Seus respectivos adesivos foram aplicados através de uma micropipeta (8 ou 16 μ l) em uma área delimitada de 52 mm² e blocos de resina composta (Z250) foram construídos incrementalmente. Metade da amostra foi armazenada em água destilada por 24 h e submetida às ciclagens térmica (1.000; 5-55°C) e mecânica (500.000 ciclos / 12 kgf). A outra metade foi apenas armazenada em água destilada por 72 h. Após isso, os dentes foram seccionados, longitudinalmente, em cortes perpendiculares entre si, a fim de se obterem corpos-de-prova em formato de paralelogramo com aproximadamente 0,8mm² de secção transversal. Os palitos foram submetidos ao teste de microtração a 1,0 mm/min e o modo de fratura analisado. A RU foi expressa como um índice que incluiu os valores de RU dos diferentes padrões

de fratura, além dos palitos prematuramente fraturados (P). Os dados foram submetidos à análise de variância de 3 fatores. O teste de qui-quadrado foi utilizado ($p < 0,05$) para verificar diferenças na frequência de P. Dois fatores foram significantes: “SA” e “CTM”. SBMU e grupos não-ciclados apresentaram maior RU do que CSEB e grupos ciclados respectivamente. Uma maior frequência de P foi observada para os grupos ciclados. Uma camada adicional de adesivo não influenciou na RU de interfaces feitas com SBMU ou CSEB, enquanto a CTM levou à redução da RU das interfaces.

Palavras-chave: Dentina; Sistemas adesivos; Resistência de união; Microtração; Paredes elásticas cavitárias

Lodovici, E. Influence of the adhesive volume, thermal and mechanical load cycling on the resin-dentin bond strength. [Tese Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

Dentin bonding interfaces with increased capacity of stress dissipation are able to prevent failures due to polymerization contraction, thermal and mechanical stresses. This would be obtained by increasing adhesive layer thickness. The purpose of this study was to compare the resin-dentin microtensile bond strengths (BS) of two adhesive systems (AS) applied with different volumes of adhesive resin (one and two coats) submitted or not to thermal and mechanical loading (TML). A flat superficial dentin surface was exposed on 40 third molars with a 600-grit SiC paper. Two systems were tested: Scotchbond Multipurpose (SBMP) and Clearfil SE Bond (CSEB). After primer application, the adhesive layer was applied by a micropipette (8 or 16 μ l) to a delimited area (52mm²) and resin blocks (Z250) were built incrementally. Half of the sample was stored in distilled water for 24h and then submitted to thermal (1,000; 5-55°C) and mechanical cycles (500,000; 12kgf). The other half was stored in distilled water (72h). Teeth were then sectioned to obtain sticks (0.8 mm²) to be tested under tensile mode (1.0mm/min). The fracture mode was analyzed at 400X. BS was expressed as an index that included the BS values of different fracture patterns and the prematurely debonded specimens (D). The data was analyzed by three-way ANOVA. The χ^2 test was used (p<0.05) to compare the frequency of D specimens. The main factors AS and TML were significant. SBMP and non-cycled groups showed higher BS to dentin. A higher frequency of D was observed for the

cycled groups. The application of an adhesive layer in two coats for a three-step etch&rinse and a two-step self-etch systems, to act as an intermediate flexible layer, was not able to minimize the damage caused by thermal and mechanical load in a low C-factor cavity.

Keywords: Dentin; Adhesive systems; Micro-tensile bond strength; Elastic cavity wall

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---------------|---|
| I_R | índice de resistência de união |
| $R_{A/M}$ | média de resistência de união dos corpos-de-prova com fratura tipo adesiva/mista |
| $\%_{A/M}$ | proporção de c.p. com fratura do tipo A/M |
| $\%_D$ | proporção de c.p. com fratura do tipo coesiva em dentina |
| $\%_R$ | proporção de c.p. com fratura do tipo coesiva em resina |
| $\%_P$ | proporção de c.p. fraturados durante o corte |
| R_D | resistência coesiva da dentina |
| R_R | resistência coesiva da resina; |
| R_P | valor de resistência de união atribuído aos c.p. fraturados durante o corte |
| μL | microlitro |
| μm | micrometro |
| A/M | fratura localizada na interface resina/dentina ou mista com falhas coesivas dos substratos adjacentes |
| Bis-GMA | bisfenol glicidil metacrilato |
| c.p. | corpo-de-prova |
| C | fratura exclusivamente coesiva em substrato dentinário ou resina composta |
| cm | centímetro |
| cm^2 | centímetro ao quadrado |

| | |
|--------------------|---|
| CSEB | Clearfil SE Bond |
| h: hora | |
| HEMA | 2-hidroxietilmetacrilato |
| ISO | International Standard Organization |
| kgf | quilograma força |
| MDP | 10-metacrilóiloxidecil diidrogeno fosfato |
| MEV | microscopia eletrônica de varredura |
| min | minuto |
| mm | milímetro |
| mm ² | milímetro ao quadrado |
| MPa | mega Pascal |
| mW/cm ² | miliWatts por centímetro ao quadrado |
| n | tamanho da amostra |
| P | corpos-de-prova fraturados prematuramente durante seu preparo |
| PVC | Poli(Cloreto de Vinila) |
| rpm | rotações por minuto |
| RU | resistência de união |
| s | segundo |
| SA | sistemas adesivos |
| SBMU | Scotchbond Multiuso |

SUMÁRIO

p.

| | |
|---|----|
| 1 INTRODUÇÃO | 15 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 17 |
| 2.1 Dentina: um substrato complexo | 17 |
| 2.2 Funções dos sistemas adesivos | 20 |
| 2.3 Sistemas adesivos que removem a <i>smear layer</i> (“etch&rinse”) versus sistemas adesivos que mantém e modificam a <i>smear layer</i> (“self-etch”) | 26 |
| 2.4 Otimização do desempenho e da durabilidade das interfaces adesivas | 32 |
| 2.5 Ensaios laboratoriais: sua importância na previsibilidade do desempenho de restaurações <i>in vivo</i> | 37 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 40 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS | 41 |
| 4.1 Preparo dos espécimes | 45 |
| 4.2 Preparo para o teste de microtração | 52 |
| 4.3 Análise Estatística | 54 |
| 5 RESULTADOS | 57 |
| 6 DISCUSSÃO | 63 |
| 7 CONCLUSÕES | 75 |
| REFERÊNCIAS | 76 |
| APÊNDICES | 90 |
| ANEXO | 92 |

1 INTRODUÇÃO

Dentre os critérios mais importantes para o sucesso clínico das restaurações de resina composta estão a efetividade e a durabilidade das interfaces adesivas. Durante todo seu período de vida útil, a interface adesiva, localizada entre a resina composta e o dente restaurado, é submetida aos diferentes desafios presentes no ambiente bucal como, por exemplo, as cargas mastigatórias e as alterações térmicas.

Inicialmente, a interface adesiva precisa resistir às tensões produzidas durante a contração de polimerização da resina composta subjacente. Entretanto, essas tensões freqüentemente excedem a resistência de união do adesivo e levam ao surgimento de falhas que podem ser adesivas ou coesivas em dentina e/ou compósito (LOGUERCIO; REIS; BALLESTER, 2004). Ambas as falhas podem causar enfraquecimento da interface adesiva, levando à formação de fendas, ou os chamados *gaps*. Essas fendas podem resultar na ocorrência de sensibilidade pós-operatória, pigmentação marginal da restauração e recidiva de cárie, que conduzem a um pobre desempenho clínico da restauração (QVIST; QVIST; MJOR, 1990).

Além disso, as interfaces também estão sujeitas à incidência das cargas mastigatórias e das constantes alterações térmicas que, com o tempo, podem agravar ainda mais tais defeitos e levar a uma redução da resistência de união.

Muitas alternativas têm sido propostas no intuito de se manter a integridade das interfaces adesivas. Uma maneira se baseia na redução da contração de polimerização das resinas compostas através do controle de seus

constituintes (ASMUSSEN, 1975; ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2002; FERRACANE, 2001; MOSZNER; SALZ, 2001; MUNKSGAARD; HANSEN; KATO, 1987). Outras opções incluem modificações nas técnicas de aplicação do compósito ou na associação do compósito com diferentes materiais (DAVIDSON, 1994; HANSEN, 1986; KREJCI; LUTZ, 1991).

A associação com outros materiais, que no caso devem apresentar baixo módulo de elasticidade, visa a formação de uma camada dissipadora de tensões. Esses materiais funcionariam como “coxins amortecedores” a partir do momento em que sua relativa alta flexibilidade resistiria à contração de polimerização e dissiparia mais favoravelmente, ao longo da interface dente-restauração, as tensões produzidas pelas variações térmicas, sorção de água e cargas mastigatórias (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b; VAN MEERBEEK et al., 1993). Adesivos com carga ou adesivos sem carga em maiores espessuras de camada, juntamente com a camada híbrida, poderiam criar as chamadas paredes cavitárias elásticas artificiais (*artificial elastic cavity walls*) (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b) e também funcionar como “coxins amortecedores” (*shock absorbers*) (MONTES et al., 2001). Os benefícios das paredes cavitárias elásticas já foram demonstrados em estudos *in vitro* estáticos (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b; MONTES et al., 2001). Entretanto, os efeitos dessas camadas elásticas também precisam ser avaliados frente a cargas mecânicas cíclicas e alterações térmicas, a fim de se estimar, de uma forma mais precisa, seu comportamento clínico (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1994).

2 REVISÃO DA LITERATURA

Desde que se sabe da importância de um bom vedamento marginal das restaurações dentárias, inúmeros esforços têm sido propostos na tentativa de se manter a interface de união de restaurações adesivas intacta e, conseqüentemente, garantir a proteção do complexo dentino-pulpar. Esses esforços se concentram no desenvolvimento de materiais que sofram menor contração (no caso, os monômeros que constituem os sistemas adesivos e as resinas compostas) ou no desenvolvimento de técnicas de aplicação que garantam uma interface adesiva mais resistente e duradoura. Devido à complexidade do tema, inicialmente este trabalho abordará pontos importantes sobre adesão dentinária para o desenvolvimento progressivo do assunto e conseqüente alcançar de melhor entendimento dos objetivos deste trabalho.

2.1 Dentina: um substrato complexo

Enquanto o esmalte, desde o surgimento das técnicas adesivas (BUONOCORE, 1955), tem se mostrado um substrato extremamente previsível com relação ao seu desempenho frente ao protocolo de adesão, a dentina até hoje é considerada um substrato de difícil controle e, de certa forma, imprevisível quanto aos resultados de adesão. Apesar do conhecimento atual da dentina no que

se refere a suas características constituintes e morfológicas, muito ainda precisa ser desvendado para uma compreensão mais minuciosa de seu comportamento frente aos procedimentos restauradores para que, num futuro não tão distante, seja mais passível de controle, facilitando a obtenção de restaurações eficientes e, sobretudo, duradouras.

2.1.1 características constituintes e morfológicas

A dentina é um tecido heterogêneo em sua composição e morfologia, e dinâmico em sua fisiologia quando comparado ao esmalte. É constituído, em peso, por aproximadamente 70% de conteúdo inorgânico, 18% de conteúdo orgânico e 12% de água (KATCHBURIAN; ARANA, 1999). O tecido se caracteriza morfológicamente por uma rede de túbulos que se estendem desde a câmara pulpar até a junção amelodentinária. Devido a sua grande intimidade com o tecido pulpar, pode ser nomeado como complexo dentino-pulpar. Os túbulos podem se ramificar e possuem ligações entre si, denominadas canalículos. No interior dos túbulos, se alojam os prolongamentos dos odontoblastos, células estas localizadas na polpa, além de fibras nervosas e fluído pulpar. Isso confere à dentina uma umidade intrínseca, que influencia em muito nos procedimentos adesivos (MARSHALL et al., 1997). Além disso, o número de túbulos por mm^2 e seus diâmetros se alteram de acordo com a localização: próximo à junção amelo-dentinária, seu diâmetro é de aproximadamente $1,0 \mu\text{m}$ e seu número de aproximadamente $20.000/\text{mm}^2$,

enquanto próximo à polpa esse número passa para 45.000/mm² com diâmetro de aproximadamente 2,5 µm (KATCHBURIAN; ARANA, 1999).

A dentina pode ser dividida em dentina peritubular, referente à porção que envolve os túbulos, e dentina intertubular, que se refere ao tecido que se localiza entre os túbulos. A dentina peritubular possui maior conteúdo inorgânico quando comparada à intertubular.

Nota-se que inúmeros fatores inerentes ao tecido dentinário podem influenciar nos procedimentos adesivos e o sucesso da futura adesão, uma vez que a variabilidade do substrato é imensa. Dentre eles, poderiam-se citar: o conteúdo mineral, a disposição dos túbulos, a profundidade da dentina na qual se está trabalhando, a umidade presente e a condição desse substrato, se normal ou alterado (PERDIGÃO et al., 2002; PERDIGÃO et al., 2000; PRATI et al., 1999; TAY; GWINNETT; WEI, 1996d; YOSHIYAMA et al., 1995; YOSHIYAMA et al., 2000).

Um outro importante fator a ser levado em consideração, que tange o tópico “adesão em dentina”, reside na formação de uma camada denominada lama dentinária, *smear layer* ou esfregaço ao se realizarem, nesse tecido, procedimentos de corte, principalmente com instrumentos rotatórios. Essa camada consiste de remanescentes do tecido abrasionado, além de bactérias, saliva, óleo do motor/turbina, sangue e abrasivos, e se acomoda sobre a dentina intertubular, além de poder obliterar os túbulos dentinários (quando, assim, é denominada de *smear plug*) (GWINNETT, 1984; PASHLEY, 1984). A *smear layer* pode apresentar diferentes espessuras e composições de acordo com a localização do corte e o tipo de instrumento utilizado (PASHLEY, 1984). As diferentes gerações de sistemas adesivos que foram desenvolvidas, ao longo dos anos, apresentaram diferentes enfoques com relação ao tratamento dessa camada durante o estabelecimento da

união adesiva. Atualmente, no mercado, existem dois tipos de sistemas adesivos, os que removem a camada de *smear* e os que mantêm a mesma no processo de união. Mais adiante, esses sistemas serão abordados e discutidos.

2.2 Funções dos sistemas adesivos

Há muito, vem se tentando desenvolver uma forma de adaptar as restaurações dentárias às cavidades de tal forma que haja um perfeito selamento dessas, sobretudo na margem das mesmas, impossibilitando a entrada de fluídos e bactérias, que resultariam no insucesso do tratamento. Para que ocorresse um perfeito vedamento da cavidade, primeiramente, seria importante que houvesse adesão estável entre o material restaurador e os tecidos dentários e, em uma segunda instância, que esse material tivesse resistência mecânica compatível às aplicações nos dentes. Os compósitos restauradores não preenchem todos esses requisitos, uma vez que, por si só, não se aderem às estruturas dentárias (EDLER; KRİKORIAN; THOMPSON, 1991; ELIADES; PALAGHIAS; VOUGIOUKLAKIS, 1990).

De maneira geral, a dificuldade de se “aproximarem” as moléculas de um material restaurador com aquelas constituintes do dente impede o desenvolvimento de força de atração capaz de garantir um vedamento adequado (BUONOCORE; ROCHESTER, 1963). Uma forma de se preencherem os espaços entre superfícies que devem ser colocadas em “íntimo” contato é através da utilização dos adesivos (ANUSAVICE, 1998; BUONOCORE; ROCHESTER, 1963). Os adesivos são substâncias capazes de permearem pelos espaços livres entre as superfícies a

serem unidas, “aproximando” as mesmas e criando, assim, condições propícias para o surgimento de atrações intermoleculares (ANUSAVICE, 1998; BUONOCORE; ROCHESTER, 1963). Na Odontologia, o termo *adesão*, com conotação química, só poderia ser corretamente empregado para aqueles materiais que comprovadamente realizam algum tipo de ligação química forte com os tecidos dentários. Os únicos exemplos seriam os cimentos de policarboxilato de zinco e ionômero de vidro. Entretanto, esse termo vem sendo empregado para caracterizar um tipo de união que seria melhor definido como união micromecânica (ANUSAVICE, 1998).

Inicialmente, Buonocore desenvolveu uma forma de reter selantes à base de resina acrílica na superfície oclusal de dentes. Através da aplicação de um ácido capaz de desmineralizar parcialmente a superfície do esmalte, formaram-se irregularidades nessa superfície que foram preenchidas por uma resina de alta fluidez que, por sua vez, ao se polimerizar, ficou imbricada micromecanicamente em tais irregularidades (BUONOCORE, 1955). Esse método garantiu não só uma melhor adaptação dos selantes oclusais, como maior durabilidade e efetividade dos mesmos (CUETO; BUONOCORE, 1967). Posteriormente, e também com o advento das resinas compostas (BOWEN, 1963), novas técnicas, agora com a utilização de um sistema adesivo, foram propostas a fim de se estender tal uso com sucesso também para a dentina (FUSAYAMA et al., 1979). Entretanto, a importância do sistema adesivo para o tecido dentinário não reside apenas na sua capacidade de reter os compósitos restauradores, mas sim, em uma série de funções cuja relevância deve ser mencionada. Apresentam-se, portanto, a seguir, as funções básicas dos sistemas adesivos dentinários.

2.2.1 proteção do complexo dentino-pulpar

Dentre as principais funções da polpa dentária estão a produção de dentina, além de sua nutrição, e defesa do órgão dentário. Quando a dentina é submetida a estímulos ou injúrias de natureza química, mecânica, térmica ou biológica, desencadeiam-se reações de defesa do tecido pulpar. Estas podem se manifestar desde a obliteração dos túbulos e formação de dentina reparadora, no caso de irritações ligeiras, até o desenvolvimento de uma reação inflamatória por vezes irreversível no caso de injúrias mais severas. Portanto, frente a processos de agressão à saúde dental, independentemente da causa, o dente deverá ser protegido, garantindo-se a vitalidade do complexo dentino-pulpar. Os sistemas adesivos, através da penetração tubular dentinária (*tags* resinosos) e da formação de uma película resinosa sobre a dentina, deveriam isolar a mesma, dificultando a ocorrência de estímulos gerados por agressores externos. Entretanto, alguns cuidados são necessários durante sua aplicação: inicialmente, o remanescente dentinário da parede pulpar deveria ser superior a 0,5 mm a fim de que os próprios componentes do sistema adesivo não se tornassem irritantes pulpares (ACCORINTE et al., 2005; MERYON; TOBIAS; JAKEMAN, 1987) e, além disso, a inserção posterior da resina deve ser feita de tal forma a proporcionar a menor tensão possível na interface adesiva, a fim de se evitarem soluções de continuidade nessa camada impermeabilizadora (DAVIDSON, 1986; DAVIDSON; DAVIDSON-KABAN, 1998).

2.2.2 retenção de materiais restauradores ao dente

Na dentina, os sistemas adesivos devem resolver um grande problema relacionado à retenção das restaurações de resina composta. Por ser a dentina um tecido morfológicamente heterogêneo e úmido, além de, quando da sua manipulação, conferir a formação de uma camada de impurezas em sua superfície, a *smear layer*, a adesão a esse tecido se torna extremamente dificultosa (MARSHALL et al., 1997; NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000; PASHLEY; MICHELICH; KEHL, 1981). A diferente natureza entre o compósito, hidrofóbico, e o substrato, naturalmente rico em líquidos tissulares, resulta em uma incompatibilidade severa entre os dois aderentes (TORNEY, 1978). Esta situação foi agravada com a indicação da remoção da camada de *smear layer* e *smear plugs* e concomitante desmineralização superficial desse substrato. O condicionamento com ácido fosfórico resulta, entre outras coisas, em um aumento na permeabilidade dentinária através da desobliteração dos túbulos dentinários (PASHLEY et al., 1983; PASHLEY; MICHELICH; KEHL, 1981), o que acarreta em um afloramento do fluido tubular, dificultando duplamente a permeação do adesivo. Isto ocorre, tanto devido à natureza predominantemente hidrofóbica do adesivo, como devido ao sentido da pressão intrapulpar (BRANNSTROM; LINDEN; ASTROM, 1967), contrário à permeação de qualquer substância. Além disso, há uma diminuição da energia de superfície do substrato dentinário, já que a desmineralização expõe uma rede de fibras colágenas com baixa reatividade (CARVALHO, 1998). A fim de se resolver essa questão, foram desenvolvidas soluções à base de monômeros menores, com radicais de natureza hidrófila, os *primers* (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982; SODERHOLM, 1991). Esses tornam o meio mais propício ao recebimento da

camada de adesivo (*bond*), uma vez que também apresentam radicais de natureza compatível (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982). Além disso, a presença de solventes orgânicos hidrofílicos nessa solução auxilia no carreamento de seus constituintes para o interior da dentina (KANCA, 1992b). Os solventes, por serem bastante voláteis, também têm por função realizar a evaporação do excesso de água presente na dentina (KANCA, 1992a; 1992b). Esses solventes podem ser água, acetona, etanol, ou a mistura deles. Dessa forma, a superfície da dentina se torna “preparada” para a próxima etapa, a aplicação de uma resina fluída, o adesivo, que permeará as irregularidades criadas pelo condicionamento, formando a camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982) ou zona de interdifusão resinosa (VAN MEERBEEK et al., 1992), e se unirá quimicamente ao compósito conferindo retenção micromecânica à restauração (ERICKSON, 1989; NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982).

2.2.3 manutenção da integridade da interface adesiva

É de conhecimento que as tensões desenvolvidas durante a contração de polimerização das resinas compostas se concentram na interface de união dente-restauração (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a). Caso essas tensões excedam a resistência de união do adesivo à dentina, podem ocorrer rupturas nessa interface (SAKAGUCHI et al., 1992), além de danos nos substratos dentários. Clinicamente, essas falhas na adesão podem se refletir em sensibilidade pós-operatória, devido à movimentação dos fluídos tubulares e à

irritação pulpar, além de pigmentação marginal e lesões de cárie secundárias (QVIST; QVIST; MJOR, 1990). Essa situação poderia ser ainda mais agravada a partir do momento em que a restauração passa a ser submetida às variações térmicas e às cargas mastigatórias (AUSIELLO et al., 1999; DARBYSHIRE; MESSER; DOUGLAS, 1988). A aplicação de bases (*liners*), sob a restauração, providas de suficiente flexibilidade tem se mostrado uma alternativa para a melhor distribuição dos estresses, que seriam absorvidos por tais “coxins amortecedores” (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000). Clinicamente, uma forma prática de se obter tal feito reside na aplicação de uma camada relativamente espessa do adesivo (*bond*), intermediária ao dente e à restauração (ASAKAWA et al., 2002; AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; MONTES et al., 2001; ZHENG et al., 2001). Essa camada de adesivo mais espessa melhoraria o desempenho de interfaces através da diminuição da tensão de contração do compósito restaurador (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000), levando à conseqüente diminuição da microinfiltração marginal (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000), aumento da resistência de união (ZHENG et al., 2001) e melhoria na adaptação marginal (ASAKAWA et al., 2002). Entretanto, essa alteração de técnica ainda não foi testada frente a solicitações térmicas e mecânicas, a fim de se prever mais fielmente seu desempenho *in vivo*.

Como foi ressaltado, as funções dos sistemas adesivos tornam-se primordiais para a manutenção da saúde do complexo dentino-pulpar e para o bom desempenho clínico das tão utilizadas restaurações em resina composta. Entretanto, cabe salientar que inúmeras variáveis técnicas podem comprometer a obtenção de

um selamento perfeito. O constante desenvolvimento de novos sistemas adesivos busca a simplificação da técnica e diminuição da sensibilidade aos procedimentos. Assim, a seguir, apresenta-se o desenvolvimento dos sistemas adesivos ao longo dos anos a fim de colocar o leitor a par do atual estágio em que eles se encontram.

2.3 Sistemas adesivos que removem a *smear layer* (“etch&rinse”) versus sistemas adesivos que mantêm e modificam a *smear layer* (“self-etch”)

A adesão dos sistemas adesivos em esmalte é, desde muito, consagrada na literatura (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). A homogeneidade inerente a esse substrato, sua baixa umidade e a formação de irregularidades superficiais propícias à permeação do adesivo, quando do condicionamento com ácido fosfórico, vem garantindo o sucesso dessa adesão desde o desenvolvimento dos primeiros sistemas adesivos (BUONOCORE, 1955; VAN MEERBEEK et al., 2001). Enquanto isso, a adesão em dentina ainda hoje é um desafio a ser superado devido a todas as adversidades, já anteriormente citadas, inerentes ao tecido (MARSHALL et al., 1997; NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Dessa forma, o desenvolvimento dos sistemas adesivos tem se dado fundamentalmente no enfoque de tal superação, além da simplificação da técnica para o clínico, reduzindo a sensibilidade a pequenos desvios do protocolo durante os procedimentos clínicos (SANO et al., 1998).

Existem inúmeras classificações sugeridas por diversos autores para os diferentes sistemas adesivos odontológicos (VAN MEERBEEK et al., 2001). Todas elas são coerentes, embora apresentem diferentes enfoques. Enquanto algumas se

baseiam na cronologia do desenvolvimento do sistema adesivo (classificação por gerações: 1ª geração, 2ª geração etc), outras se baseiam no tipo de tratamento aplicado à camada de esfregaço dentinário (*etch&rinse*, *self-etch*), no número de passos clínicos de aplicação do sistema (três, dois ou passo único), ou ainda no número de frascos em que ácido, *primer* e adesivo se apresentam (múltiplos frascos, frasco único) (VAN MEERBEEK et al., 2001).

Tendo a dentina como enfoque principal, com relação ao número de passos clínicos, o princípio de todos os sistemas adesivos do tipo *etch&rinse*, ou também chamados de convencionais, consiste em 3 etapas básicas: condicionamento ácido e lavagem do tecido, que dentre outras coisas realizará a remoção da *smear layer*, desmineralização superficial do substrato e exposição de fibrilas colágenas, formando, assim, uma rede micro-retentiva para a posterior interdifusão dos monômeros, durante a aplicação do *primer*. Este, por possuir um solvente orgânico, “prepara” o tecido para a próxima etapa, acelerando a evaporação da umidade superficial residual, permeando o tecido com monômeros resinosos. Assim, um tecido tipicamente hidrofílico é transformado em um substrato mais compatível à aplicação do adesivo, que permeará as irregularidades criadas pelo condicionamento, e se polimerizará *in situ*, garantindo à formação da camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982) ou zona de interdifusão resinosa (VAN MEERBEEK et al., 1992) e o imbricamento micromecânico. Quando essas três etapas são realizadas seqüencialmente, o sistema adesivo é classificado como sendo de três passos. Quando *primer* e adesivo encontram-se associados em um só frasco, o sistema é dito de dois passos.

Apesar da constante evolução mercadológica, os sistemas adesivos convencionais apresentam uma série de inconvenientes que podem se manifestar

de forma negativa clinicamente. O primeiro reside no risco da ocorrência de um sobre-condicionamento ácido da superfície dentinária (*over-etching*) (HASHIMOTO et al., 2002), o que pode resultar na formação de uma zona de fibrilas colágenas expostas, que não conseguem ser totalmente permeadas e protegidas pelos monômeros, na base da camada híbrida (EICK et al., 1991; PASHLEY et al., 1993; SANO et al., 1994b; SANO et al., 1995a). Isso pode se refletir nos valores de resistência de união (HASHIMOTO et al., 2002) e na durabilidade da restauração (CARRILHO, 2002). Uma outra variável importante e de difícil controle é a umidade residual dentinária prévia à aplicação do *primer* (PEREIRA et al., 2001). Caso, após o enxágüe para remoção do ácido fosfórico, se realize uma secagem vigorosa da superfície dentinária, ocorrerá um colapamento das fibrilas colágenas, que antes se apresentavam como um arcabouço sustentado por água (GWINNETT, 1994; PASHLEY et al., 1993), reduzindo a permeabilidade da superfície do substrato (CARVALHO et al., 1996b) e a conseqüente capacidade do sistema adesivo em permear esse tecido (PASHLEY et al., 1993). Isso resultaria na formação de uma zona “hibridóide” dentro da camada híbrida (TAY; GWINNETT; WEI, 1996d). Portanto, a manutenção da umidade dentinária parece ser primordial para o sucesso desses sistemas. Entretanto, a magnitude dessa umidade depende do tipo de solvente presente na solução de *primer* (REIS et al., 2003). Enquanto sistemas à base de água requerem uma dentina menos úmida, aqueles, à base de solventes com maior capacidade de se volatilizarem rapidamente (álcool e/ou acetona) necessitam de maior umidade a fim de conseguirem se difundir por toda superfície antes de se volatilizarem (REIS et al., 2003). Esses dados têm sido confirmados em diversos estudos de curto prazo (GALLO; HENDERSON; BURGESS, 2000; NAKAJIMA et al., 2000; REIS et al., 2003), entretanto ainda é

necessária uma maior investigação sobre o assunto ao longo do tempo (REIS et al., 2004). Além disso, essa questão ainda não ficou totalmente esclarecida em trabalhos *in vivo* (PERDIGÃO et al., 2002). Por outro lado, o excesso de água (*overwet phenomenon*) (TAY; GWINNETT; WEI, 1996a; 1996b; 1996c) também prejudica a adesão, pois dilui os componentes do *primer*, causando separação de fases, além de subpolimerização dos monômeros do adesivo (TAY; GWINNETT; WEI, 1996a; 1996b; 1996c). Esse fato é crítico sobretudo para sistemas adesivos cujo solvente do *primer* consiste em substâncias com baixa volatilidade (TAY; GWINNETT; WEI, 1996d).

Além desses inconvenientes citados anteriormente, e relacionados à técnica, pode-se também ressaltar o grande número de passos clínicos envolvidos com esses sistemas adesivos. Mesmo, naqueles sistemas mais simplificados, em que *primer* e adesivo encontram-se em um único frasco, a necessidade de reaplicações do produto (HASHIMOTO et al., 2004) não torna a técnica substancialmente mais rápida.

Frente a todos os problemas expostos, mais recentemente, os fabricantes passaram a desenvolver sistemas adesivos que suprimem uma das etapas mais críticas desse protocolo adesivo: a remoção da *smear layer*. Para isso, agregaram à etapa de condicionamento, a de aplicação do *primer*, suprimindo a lavagem e a crítica manutenção do arcabouço de fibrilas colágenas. Isso se deu através do acréscimo de monômeros ácidos nas formulações das soluções de *primer* (TAY; PASHLEY, 2001). Ou seja, o condicionamento e a hibridização da superfície são realizados simultaneamente, enquanto o enxágüe com água, após o condicionamento, é eliminado (PASHLEY; CARVALHO, 1997; RODRIGUES FILHO; LODOVICI, 2003). Os monômeros ácidos realizam uma dissolução da camada de

esfregaço, que é parcialmente incorporada à camada híbrida (TAY; PASHLEY, 2001). Surgiram, assim, os chamados sistemas adesivos com *primers* autocondicionantes (*self-etching primers systems*). A redução de etapas clínicas facilita a técnica adesiva, sobretudo por remover um dos passos mais sensíveis às variáveis de manipulação. O tempo de condicionamento ácido e a umidade dentinária residual já não são mais problemas pertinentes a esses novos sistemas adesivos. A concomitante desmineralização e infiltração que eles realizam (MIYAZAKI; ONOSE; MOORE, 2002; WANG; SPENCER, 2003) garantiriam uma total permeação do *primer* através da trama colágena não remanescente fibrilas colágenas expostas não-hibridizadas (WATANABE; NAKABAYASHI; PASHLEY, 1994), o que preveniria a ocorrência da nanoinfiltração. Sabe-se, atualmente, que este fenômeno (nanoinfiltração) também ocorre com esses sistemas adesivos (TAY et al., 2002). Entretanto, isso não se dá devido a disparidades entre profundidade de desmineralização e infiltração resinosa, mas sim devido à grande permeabilidade da matriz resinosa polimerizada formada a partir desses sistemas e que resultaria na subpolimerização ou na formação de hidrogéis que permitiriam a nanoinfiltração (TAY et al., 2002). Entretanto, sistemas adesivos autocondicionantes de acidez moderada formam camadas híbridas finas, diferentemente de sistemas adesivos convencionais. Apesar de parecer que a diferença de espessura de camada híbrida não traz conseqüências para a resistência de união imediata dos sistemas adesivos (YOSHIYAMA et al., 1995), a menor espessura desta camada poderia, em longo prazo, se refletir de forma negativa frente às tensões geradas pelas variações térmicas e cargas mastigatórias. Isso se daria uma vez que a camada híbrida, juntamente com a camada adesiva subjacente, é considerada um importante meio de alívio de tensões geradas por estímulos externos, o que,

segundo Van Meerbeek et al. (1993), se deve ao fato de ser uma camada com um módulo de elasticidade intermediário entre os substratos dental e resinoso. O menor módulo aliado a uma maior espessura desta camada resultam em uma maior resiliência e, portanto, poder-se-ia concluir que sistemas adesivos que formam camadas híbridas, e também camadas adesivas, mais espessas, apresentariam melhor desempenho ao longo do tempo, pois seriam mais capazes de absorver e dissipar as tensões mastigatórias. Entretanto, ainda são escassas as publicações de estudos na literatura a esse respeito, sendo necessária a realização de mais trabalhos sobre o assunto (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; LABELLA et al., 1999; MONTES et al., 2001; VAN MEERBEEK et al., 1993).

Como pudermos notar ao longo das colocações anteriores, ficam evidentes a importância dos sistemas adesivos para a restauração morfo-funcional dos elementos dentários com compósitos e a necessidade de se manter a integridade dessa interface adesiva ao longo do tempo. Todavia, a integridade da interface adesiva é colocada em risco desde a sua formação, e continua durante o seu período de vida útil. Formas de se otimizar o desempenho e aumentar a durabilidade dessas interfaces são de extrema valia e devem ser aplicadas (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; MONTES et al., 2001; VAN MEERBEEK et al., 1993).

2.4 Otimização do desempenho e da durabilidade das interfaces adesivas

Apesar dos compósitos estarem sendo, a cada dia que passa, aperfeiçoados, ainda não se conseguiu abolir algumas características indesejáveis

dos mesmos. Uma delas é a inevitável contração de polimerização. Essa contração leva à geração de tensões, sobretudo em estruturas confinadas (CARVALHO et al., 1996a) como normalmente são as cavidades dentárias, uma vez que a restauração apresenta-se retida à superfície do dente.

A magnitude das tensões de contração advindas da polimerização das resinas compostas restauradoras depende, dentre outras coisas, das suas características de formulação (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1988), da sua forma de ativação (ALSTER et al., 1992; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1993), da cinética de seu endurecimento (COOK; STANDISH, 1983), do fator de configuração cavitária da área a ser restaurada (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987), além da capacidade de dissipação dessas tensões pelo próprio material (DAVIDSON; DE GEE, 1984) e pelo substrato (ALSTER et al., 1997; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990b).

Caso as tensões geradas nesse ambiente confinado excedam a resistência de união, ocorrerá um descolamento da interface adesiva (DAVIDSON; VAN ZEGHBROECK; FEILZER, 1991), prejudicando a adaptação marginal da restauração (UNO e SHIMOKOBE, 1994). Nos casos em que a resistência de união do adesivo é alta, essas tensões podem levar à fraturas no substrato dentário e/ou na própria restauração (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; EICK; WELCH, 1986; MCCULLOCK; SMITH, 1986). Ambos os casos resultam na formação de fendas marginais (*gaps*) que, ao longo do tempo, das variações térmicas e das cargas mastigatórias podem se agravar ainda mais (BEDRAN-DE-CASTRO et al., 2004b; NIKAIDO et al., 2002), favorecendo a possível difusão de fluídos orais e bactérias através do processo denominado microinfiltração (LUSCHER et al., 1978). Essa microinfiltração está associada à hipersensibilidade, recidiva de cáries, descoloração

marginal etc (QVIST; QVIST; MJOR, 1990), que, conseqüentemente, podem reduzir a durabilidade da restauração.

Inúmeras alternativas têm sido propostas no intuito de se proteger ao máximo a integridade da interface adesiva. A seguir, algumas dessas alternativas serão apresentadas.

2.4.1 redução da contração de polimerização das resinas compostas e/ou dos seus efeitos

Sem dúvida nenhuma, o desenvolvimento de novos polímeros que sofram menor contração ainda é um dos grandes desafios da Odontologia restauradora. Inúmeras têm sido as tentativas de se aperfeiçoarem os compósitos restauradores, entretanto novas tecnologias ainda terão que surgir nesse âmbito (MOSZNER; SALZ, 2001). Algumas formas de reduzir essa contração de polimerização ou os efeitos da mesma têm sido propostas com sucesso. Uma alternativa se refere ao controle dos componentes constituintes do compósito, como volume e tipo de matriz resinosa (ASMUSSEN, 1975; ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2002), o conteúdo de carga (MUNKSGAARD; HANSEN; KATO, 1987), tipo e quantidade de iniciador (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2002; VENHOVEN; DE GEE; DAVIDSON, 1996). Um outro enfoque se direciona a variações técnicas e inclui modificações na forma de aplicação do material na cavidade (HANSEN, 1986; KREJCI; LUTZ, 1991), o controle do grau/velocidade da reação de polimerização alterando a intensidade de luz fornecida (FEILZER et al., 1995; MEHL; HICKEL; KUNZELMANN, 1997) e a

associação de materiais de baixo módulo de elasticidade e alta flexibilidade aplicados como bases (*liners*) sob a resina composta.

2.4.2 a teoria das paredes elásticas cavitárias artificiais

Como foi apresentado, a contração restrita/confinada dos compósitos leva à formação de tensões, que podem exceder a resistência coesiva ou adesiva do substrato e materiais restauradores envolvidos. Sabe-se que quanto maior for a capacidade do compósito de escoar, menor será a tensão resultante da reação de polimerização (DAVIDSON; DE GEE, 1984). Os compósitos apresentam um escoamento limitado e que se dá sobretudo durante a fase pré-gel. Na fase pós-gel, a contração e a capacidade de escoamento do material caem gradualmente, enquanto sua rigidez continua a aumentar. A tensão gerada durante essa fase é considerada como a grande responsável pelos defeitos marginais da restauração (ASMUSSEN, 1975). Além disso, estabeleceu-se que a capacidade de escoamento depende fortemente de dois fatores: do tipo de compósito empregado e do fator de configuração da cavidade (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990).

Durante a polimerização, ocorre o seguinte fenômeno: a restrição à contração resulta na formação de tensões que se, por sua vez, excederem o limite elástico induzem à deformação plástica do compósito. Durante os estágios iniciais do endurecimento, a rede polimérica ainda está fraca/maleável e, portanto, o módulo de elasticidade, ou seja, a rigidez, é baixa. A deformação plástica em decorrência das tensões nesse estágio da polimerização pode ser obtida com o rearranjo interno das

moléculas que ainda podem deslizar para novas posições e orientações sem trazer danos à estrutura interna da resina composta ou à união adesiva. Esse tipo de deformação pode ser caracterizado como escoamento ou *flow* (DAVIDSON; DE GEE, 1984; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990). Na medida em que a polimerização progride, a contração e o escoamento diminuem gradualmente, enquanto a rigidez aumenta (DAVIDSON; DE GEE, 1984; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990). Como consequência, a tensão vai ainda aumentar com o passar do tempo e pode causar problemas para a manutenção da união adesiva.

Em decorrência desse problema inerente ao material, e em vista da alta flexibilidade de materiais de baixo módulo de elasticidade, Kemp-Scholte e Davidson propuseram a associação dos compósitos restauradores a esses *liners* e definiram tal feito como “parede cavitária elástica artificial” (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b). Esses materiais, quando em espessura suficiente (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; VAN MEERBEEK et al., 1993), dissipariam as tensões advindas não só da contração de polimerização, mas também das oriundas das cargas mastigatórias e variações térmicas, de forma mais favorável, agindo como “coxins amortecedores” ou também chamados *stress breakers* ou *shock absorbers* (MONTES et al., 2001; SWIFT et al., 1996; VAN MEERBEEK et al., 1993).

A própria camada híbrida pode ser considerada como um “coxim amortecedor”, não só pelo seu baixo módulo de elasticidade, mas também pela sua capacidade de realizar uma mudança menos abrupta de rigidez entre o dente e o adesivo (SANO et al., 1995b; VAN MEERBEEK et al., 1993). Entretanto, sua espessura diminuta reflete sua menor resiliência e, portanto, reduzida capacidade de absorver as tensões originadas na interface.

Os materiais indicados como bases resilientes podem ser: ionômeros de vidro (DAVIDSON, 1994), resinas compostas de baixa viscosidade (BEHLE, 1998; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b; MONTES et al., 2001; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2002; SWIFT et al., 1996; VAN MEERBEEK et al., 1993) e adesivos com e sem carga (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; MONTES et al., 2001; ZHENG et al., 2001) quando utilizados em maiores espessuras (MONTES et al., 2001; ZHENG et al., 2001), uma das formas mais práticas de se obter essa camada clinicamente (MONTES et al., 2001; REES; O'DOUGHERTY; PULLIN, 1999; VAN MEERBEEK et al., 1993). O desempenho de tais interfaces já foi testado, em alguns estudos anteriormente, frente à resistência de união (DE MUNCK et al., 2005; MONTES et al., 2001; ZHENG et al., 2001), adaptação marginal (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b), microinfiltração (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2002; SWIFT et al., 1996) e capacidade de deformação (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; BRAGA; HILTON; FERRACANE, 2003; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; REES; O'DOUGHERTY; PULLIN, 1999; VAN MEERBEEK et al., 1993). Entretanto, vários autores relatam a importância de estudos que avaliem essas interfaces “elásticas” frente a solicitações térmicas e mecânicas, a fim de se estimar a eficiência dessas interfaces ao longo do tempo (MONTES et al., 2001; SWIFT et al., 1996; ZHENG et al., 2001). Os ensaios laboratoriais são de grande valia nessa determinação prévia às aplicações *in vivo* (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1994).

2.5 Ensaio laboratoriais: sua importância na previsibilidade do desempenho de restaurações *in vivo*

O acelerado e freqüente desenvolvimento de novos materiais e técnicas restauradoras tornam necessárias avaliações rápidas que estimem seus desempenhos clínicos. Sabe-se que apesar dos estudos *in vivo* serem o método ideal para avaliar o comportamento e a durabilidade de materiais restauradores frente às mais diferentes condições encontradas no meio bucal, eles são muito dispendiosos, burocráticos, de difícil controle e demorados, o que, sob alguns aspectos, pode inviabilizá-los.

Entram, então, em destaque os estudos laboratoriais (VAN NOORT, 1994). Seu menor custo e tempo despendido, possibilidade de maior padronização e isolamento de variáveis, os tornam métodos de eleição para fornecer parâmetros comparativos com relação ao desempenho e durabilidade dos materiais restauradores (GALE; DARVELL, 1999).

Atualmente, muitos estudos têm se preocupado com a realização de um envelhecimento acelerado, como forma de melhor mimetizar o comportamento de restaurações no meio bucal ao longo do tempo. Os métodos mais empregados para isso têm sido a armazenagem dos espécimes em água ou diferentes soluções, os desafios cariogênicos e as ciclagens térmica e mecânica (BEDRAN-DE-CASTRO et al., 2004a; 2004b; DARBYSHIRE; MESSER; DOUGLAS, 1988; GALE; DARVELL, 1999; NIKAIDO et al., 2002).

Na cavidade oral, as variações de temperatura são rotineiramente induzidas através dos alimentos sólidos e líquidos (PALMER; BARCO; BILLY, 1992), além da

própria respiração (BOEHM, 1972), no caso de respiradores bucais. Já está comprovado que as alterações térmicas às quais as restaurações de resina composta estão sujeitas geram tensões suficientes para produzir falhas nas interfaces adesivas (BROWN; JACOBS; THOMPSON, 1972; TORSTENSON; BRANNSTROM, 1988).

Ainda não se estabeleceram na literatura métodos padronizados de solicitação térmica e/ou mecânica, nem o quanto se equivalem àquilo que realmente ocorre em boca, mas, apesar disso, sua utilização é de extrema valia, uma vez que funcionam como meios eficientes de solicitação (BROWN; JACOBS; THOMPSON, 1972; TORSTENSON; BRANNSTROM, 1988).

Inúmeros tipos de ensaios podem ser empregados na verificação do desempenho de materiais restauradores. Com relação a interfaces adesivas, objeto deste trabalho, os métodos mais empregados para sua avaliação são: infiltração marginal (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; DARBYSHIRE; MESSER; DOUGLAS, 1988; SWIFT et al., 1996), adaptação marginal (ASAKAWA et al., 2002), ensaios de resistência de união (cisalhamento e tração) (GALLO; HENDERSON; BURGESS, 2000; MONTES et al., 2001; NIKAIDO et al., 2002; PASHLEY et al., 1999), análise morfológica da interface adesiva (FRANKENBERGER et al., 2005; VAN MEERBEEK et al., 1992), entre outros. Independentemente do tipo de análise escolhida, o importante é que ela seja capaz de detectar diferenças entre grupos que apresentem desempenhos dissimilares.

A partir do momento em que as técnicas de aplicação e os sistemas adesivos foram se desenvolvendo, suas resistências de união atingiram valores que impossibilitaram a realização de ensaios de tração e cisalhamento convencionais, devido à grande frequência de fraturas coesivas em dentina (PASHLEY et al., 1995).

Uma forma de melhorar a distribuição das tensões durante os ensaios, e evitar, assim, as falhas coesivas em dentina, foi o de se reduzir a área de união a ser testada, desenvolvendo-se, então, os chamados ensaios de microtração e microcisalhamento (CARDOSO; BRAGA; CARRILHO, 1998; PASHLEY et al., 1999; SANO et al., 1994a). Além disso, esses ensaios em áreas mais diminutas permitem a detecção de diferenças regionais em um mesmo dente, o que pode elucidar uma série de questões, como por exemplo, aquelas relacionadas ao desempenho dos sistemas adesivos frente à morfologia heterogênea da dentina (LODOVICI et al., 2003; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999). Apesar de ser um método mais laborioso, o ensaio de microtração também apresenta a vantagem de fornecer inúmeros corpos-de-prova de um mesmo dente (PASHLEY et al., 1999), aumentando a representatividade da unidade experimental.

Involuntariamente ao método de análise selecionado, o mais importante é que o pesquisador esteja capacitado o suficiente para executá-lo de forma a não embutir suas variáveis técnicas na metodologia. Mais ainda, o pesquisador deve estar consciente de seu objeto de estudo e do que ele representa no todo. A objetividade e excelência de conduta direcionam a busca à descoberta.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi o de se comparar a resistência de união à dentina de dois sistemas adesivos aplicados com diferentes volumes de adesivo (uma e duas camadas) e submetidos ou não às ciclagens térmica e mecânica.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados 40 terceiros molares humanos íntegros (Figura 4.1 a), não cariados e provenientes do Banco de Dentes Humanos da FOUSP, mediante parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da FOUSP sob o número 03/193 (Anexo A). Estes dentes foram desinfetados em cloramina a 0,5% por 15 dias. (DE WALD, 1997) Após este período, eles foram armazenados em solução fisiológica sob refrigeração e utilizados em um período inferior a 6 meses.

Inicialmente, a porção apical das raízes dos dentes foi desgastada através de lixa de carvão de silício de granulação 180, sob irrigação. O mesmo se deu com o esmalte das superfícies oclusais, a fim de se expor uma superfície dentinária plana e perpendicular ao longo eixo dos dentes (Figura 4.1 b). Para confirmar a remoção total da camada de esmalte oclusal, eram realizados o condicionamento da superfície com uma solução de ácido fosfórico a 35% (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro) por 5 segundos, lavagem e secagem. Caso se visualizasse alguma região opaca, era feitos um novo desgaste da superfície e um condicionamento, até que esta apresentasse aspecto uniforme de dentina.

A seguir, os dentes foram incluídos do seguinte modo: a superfície oclusal de dentina exposta foi fixada em uma placa de vidro através uma fina camada de cera pegajosa (Kota Imports Ltda., São Paulo, SP, Brasil) vertida nas faces vestibular, lingual e proximais (Figura 4.1 c); um anel de PVC de 10 mm de altura (anel de embutimento) (Figura 4.1 a) foi preenchido com resina acrílica quimicamente ativada e posicionado no interior de um anel de PVC transparente com 14mm de altura e maior diâmetro que serviu como guia (anel-guia); a placa de

vidro com o dente fixado foi, então, apoiada no anel-guia, mergulhando, assim, apenas parte da raiz do dente, previamente desgastada, na resina acrílica do anel de embutimento (Figura 4.1 c); aguardou-se a polimerização da resina acrílica (Figura 4.1 d) e removeram-se a placa de vidro e o anel-guia (Figura 4.1 e). Dessa forma, o conjunto final anel de embutimento/dente apresentava uma altura padronizada de 14 mm e uma superfície oclusal paralela ao plano horizontal. Tal procedimento garantiu: (1) que a superfície da interface resina/dentina ficasse perpendicular à linha de aplicação de força, durante a aplicação de cargas cíclicas e durante o teste de ruptura, (2) que uma porção de 4 mm de coroa ficasse sem ser embutida na resina acrílica (pois este material embota o disco de corte, fazendo o mesmo perder sua eficiência) e (3) que, posteriormente, fosse possível obter a uniformização da espessura de compósito.

Na seqüência, a superfície oclusal das unidades experimentais foi tratada através de lixas de carbetto de silício com granulação decrescente: 220, 320, 400 e 600 por 60 segundos em cada, sob refrigeração, girando-se o dente em 90° a cada 10 segundos. Esse procedimento visou simular, de forma padronizada, a formação de uma camada de esfregaço semelhante àquela que se forma durante o preparo cavitário (KOIBUCHI; YASUDA; NAKABAYASHI, 2001). Após isto, os dentes foram lavados em água corrente por 15 segundos e suavemente secos com jato de ar comprimido a 10 cm de distância por 10 segundos. Com o intuito de se padronizar a área de adesão dentinária, ela foi demarcada com uma fita adesiva contendo um orifício de aproximadamente 8,45 mm de diâmetro e área equivalente a 52 mm² (Figura 4.1 f) (REIS, 2002; REIS et al., 2003; REIS et al., 2004).

As unidades experimentais foram distribuídas aleatoriamente nas respectivas condições experimentais, apresentadas no Quadro 4.1. Conforme pode ser observado, foram considerados 3 fatores principais (Sistema adesivo, Volume de adesivo aplicado e Ciclagens térmica e mecânica), cada qual com 2 níveis de variação, totalizando-se 8 condições experimentais. Para cada condição experimental, foram realizadas 5 repetições.

| Sistema adesivo [sigla] | Volume de adesivo aplicado [sigla] | Ciclagens térmica e mecânica [sigla] | Sigla da condição experimental (n=5) |
|---------------------------------------|---|---|---|
| Scotchbond Multiuso [SBMU] | 8μl [1] | não-ciclado [n] | SBMU1n |
| | | ciclado [c] | SBMU1c |
| | 16μl [2] | não-ciclado [n] | SBMU2n |
| | | ciclado [c] | SBMU2c |
| Clearfil SE Bond [CSEB] | 8μl [1] | não-ciclado [n] | CSEB1n |
| | | ciclado [c] | CSEB1c |
| | 16μl [2] | não-ciclado [n] | CSEB2n |
| | | ciclado [c] | CSEB2c |

Quadro 4.1 – Delineamento experimental do estudo

Os sistemas adesivos empregados foram: um que preconiza a remoção total da *smear layer*, convencionalmente chamado de *etch&rinse*, o Scotchbond Multiuso (SBMU) (Figura 4.2), e outro que mantém a *smear layer*, definido como sistema adesivo com *primer* autocondicionante, o Clearfil SE Bond (CSEB) (Figura 4.3). Os produtos e suas características estão apresentados no Quadro 4.2.

| Produto | Lote | Composição | | |
|--|--|---|---|--|
| | | Condicionador ácido | Primer | Adesivo |
| Scotchbond Multiuso (3M ESPE, St Paul, MN, USA) | 2YF (ácido) 3AH (<i>primer</i>) 3NL (bond) | Ácido fosfórico a 35% Scotchbond (ESPE) | HEMA, copolímeros do ácido polialquenoico, água | Bis-GMA, HEMA, etanol, água, dimetacrilatos, copolímeros do ácido polialquenoico |
| Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japan) | 00410A (<i>primer</i>) 00555A (bond) | MDP | MDP, HEMA, água, iniciador | MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, sílica coloidal, iniciador |

Quadro 4.2 – Marca comercial, fabricante, lote e composição dos sistemas adesivos utilizados

4.1 Preparo dos espécimes

Os procedimentos adesivos realizados estão discriminados no Quadro 4.3 (Figuras 4.2 e 4.3).

| Grupo Experimental | Procedimento executado | | | | | | | | | | | |
|--------------------|------------------------|---|---|---|----|---|---|---|---|---|---|---|
| SBMU1 | a | b | c | d | e1 | f | g | h | i | | | |
| SBMU2 | a | b | c | d | e1 | f | g | h | i | g | h | i |
| CSEB1 | | | | | e2 | f | g | h | i | | | |
| CSEB2 | | | | | e2 | f | g | h | i | g | h | i |

Quadro 4.3 – Metodologia de aplicação dos sistemas adesivos para os diferentes grupos experimentais

Seqüência de etapas do procedimento adesivo:

a) condicionamento ácido (15s); **b)** enxágüe (15s); **c)** secagem com jato de ar (30s); **d)** reumedecimento da superfície dentinária com 1,5 µL de água destilada; **e1)** aplicação de 8 µL de *primer* sob agitação por 30 s; **e2)** aplicação de 8 µL de *primer*, sem agitação, aguardando-se 20 s **f)** aplicação de jato de ar à distância de 20 cm até evaporação total visível do solvente do *primer*; **g)** aplicação de 8 µL de adesivo (*bond*); **h)** aplicação de leve jato de ar para uniformização do adesivo; **i)** fotoativação por 10 s (700mW/cm²).

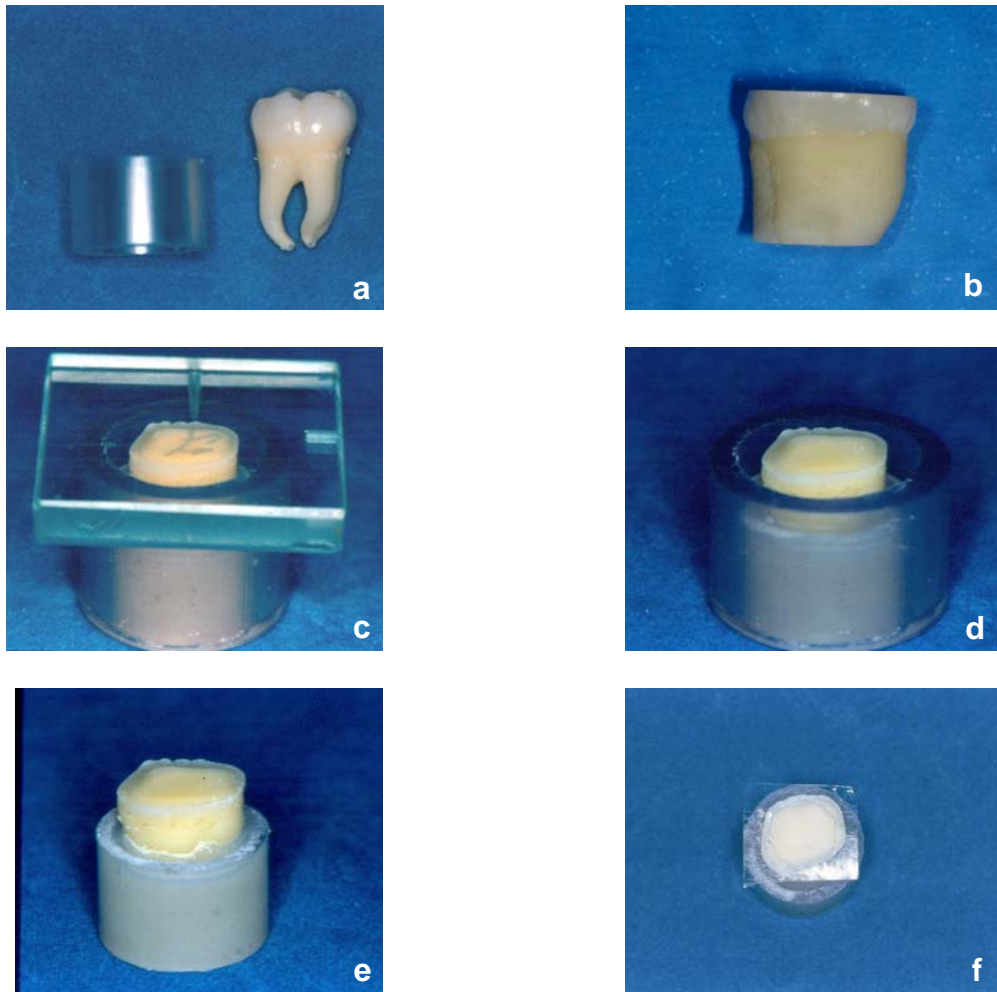


Figura 4.1 - Fase de embutimento do dente e delimitação da área adesiva. a) Dente a ser utilizado no experimento e anel de embutimento com 10mm de altura. b) Desgaste da porção apical e da superfície oclusal até exposição da dentina; c) Posicionamento do dente (com a superfície oclusal fixada na placa de vidro) no anel de embutimento com o auxílio do anel-guia de 14 mm; d) Dente embutido na altura de 14 mm do anel-guia; e) Aspecto final do dente embutido; f) Delimitação da área para realização dos procedimentos adesivos

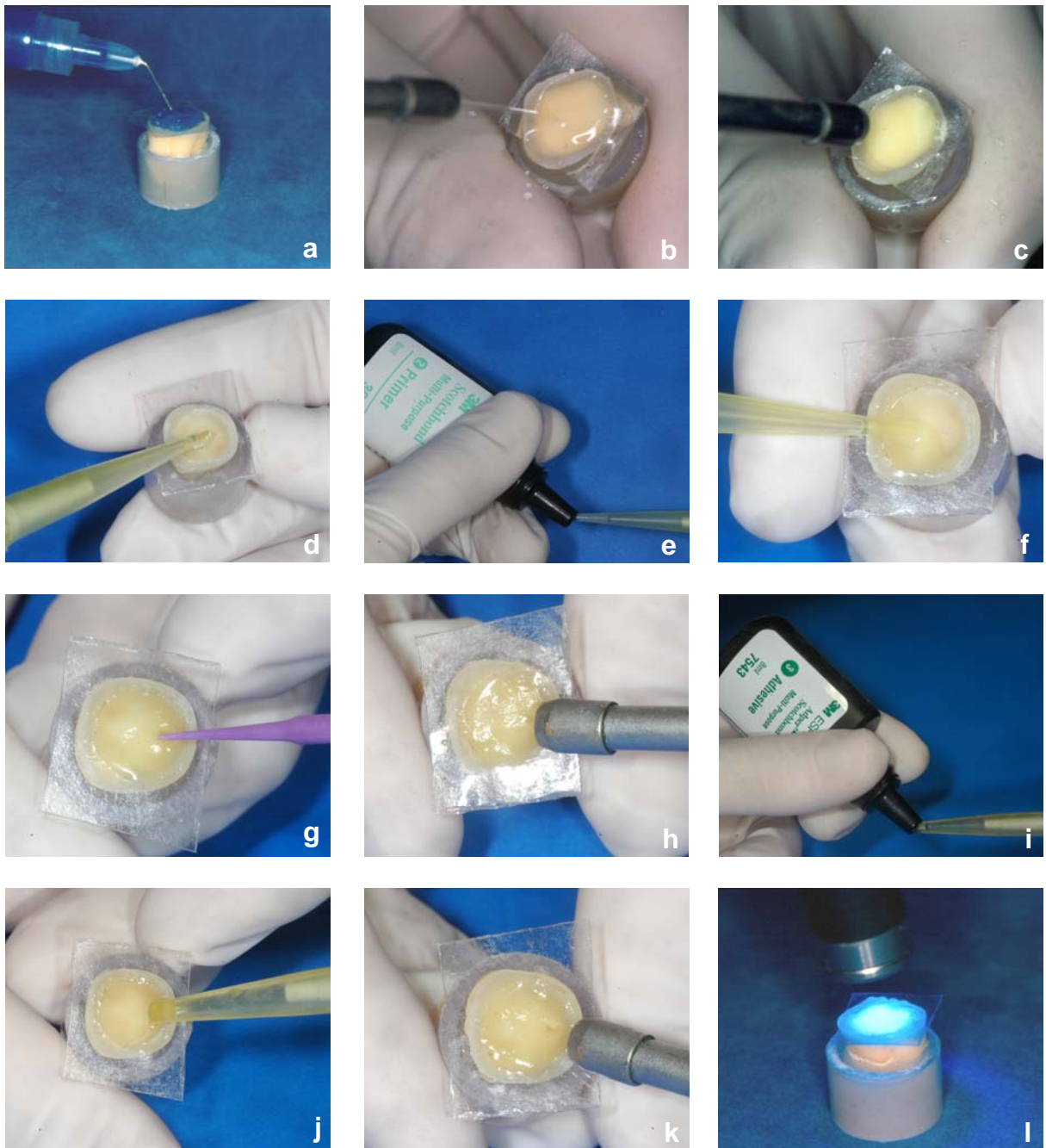


Figura 4.2 - Protocolo adesivo do SBMU. a) Condicionamento ácido por 15 s; b) Enxágüe por 15 s; c) Secagem da dentina por 30 s; d) Reumedecimento da dentina com 1,5 μ l de água; e) Proporcionamento de 8 μ l de *primer*; f) Aplicação do *primer*; g) Agitação do *primer* por 30 s; h) Secagem para evaporação dos solventes do *primer*; i) Proporcionamento de 8 μ l de adesivo; j) Aplicação do adesivo; k) Aplicação de leve jato de ar para uniformização do adesivo; l) Fotoativação por 10 s ($700\text{mW}/\text{cm}^2$)

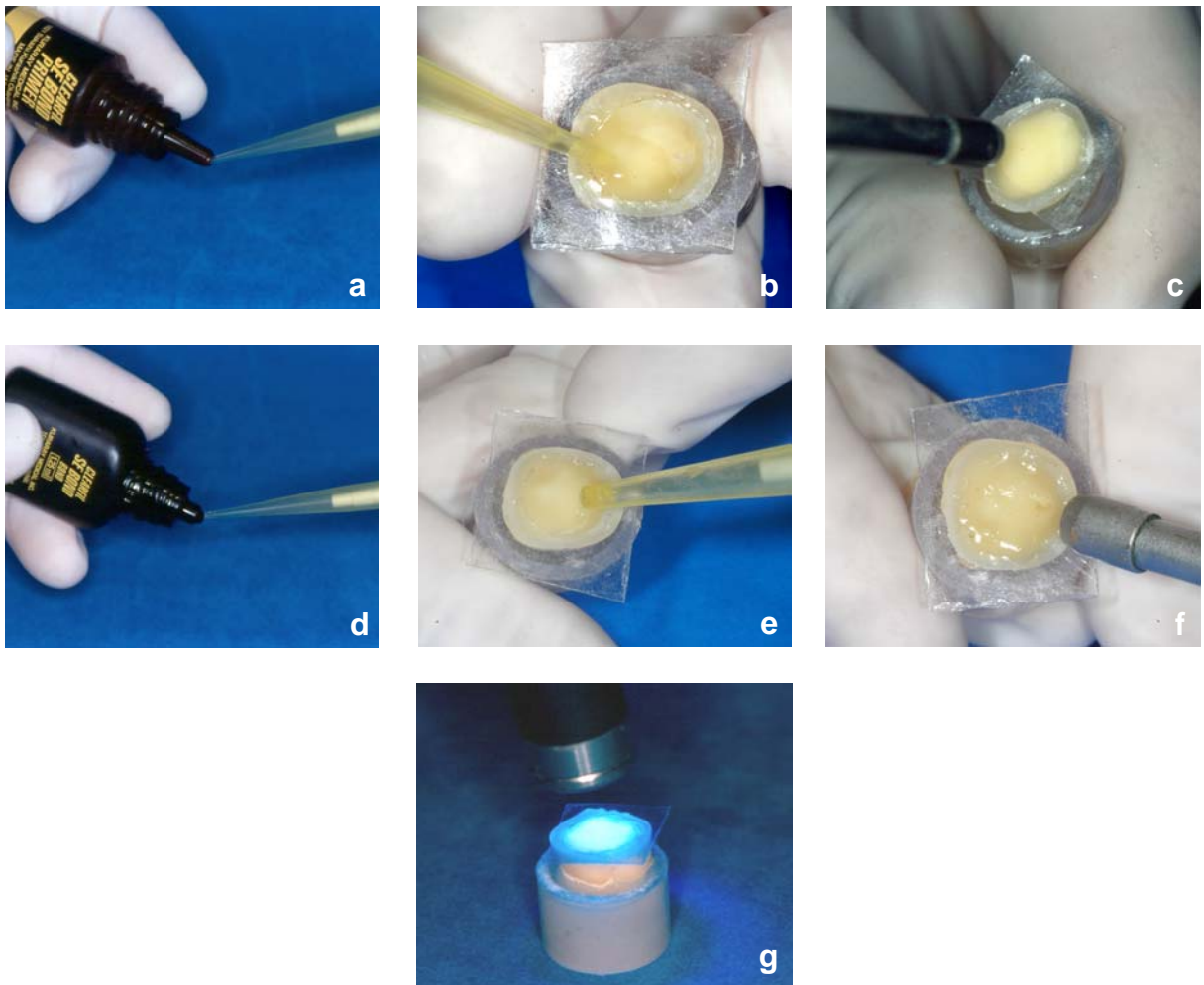


Figura 4.3 - Protocolo adesivo do CSEB. a) Proporcionamento de 8 μ l de *primer*. b) Aplicação do *primer* e espera de 20 s; c) Secagem para evaporação dos solventes do *primer*; d) Proporcionamento de 8 μ l de adesivo; e) Aplicação do adesivo; f) Aplicação de leve jato de ar para uniformização do adesivo; g) Fotoativação por 10 s ($700\text{mW}/\text{cm}^2$)

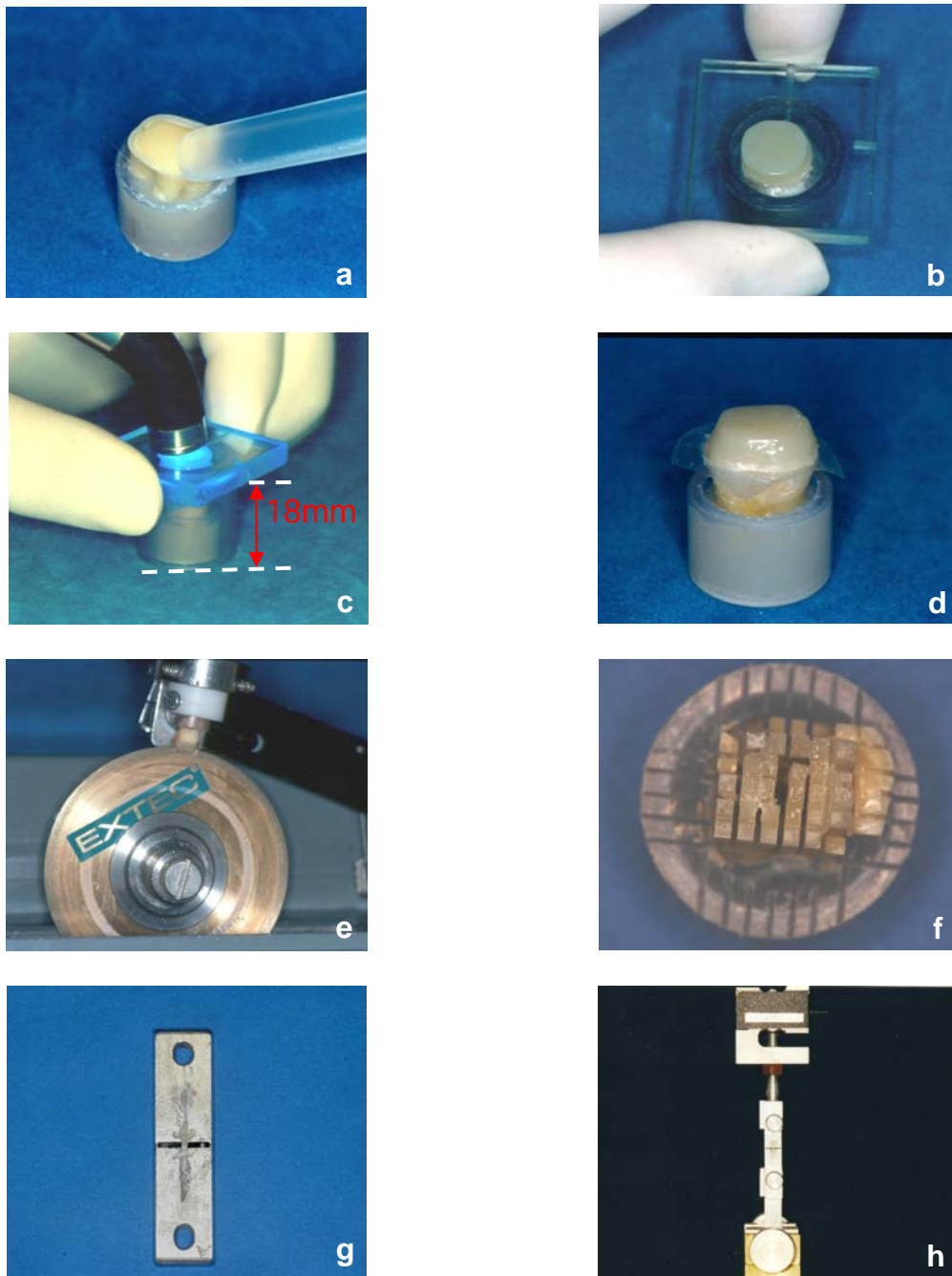


Figura 4.4 - Processo de corte para obtenção dos corpos-de-prova e ensaio mecânico. a) Inserção incremental da resina composta. b) Posicionamento da placa de vidro sobre a última porção de resina, apoiada sobre o anel-guia de 18 mm de altura; c) Fotoativação do último incremento; d) Aspecto final da unidade experimental; e) Espécime fixado à máquina de corte; f) Término das seqüências de cortes; g) Corpo-de-prova fixado à garra de Geraldeli; h) Realização do ensaio mecânico através da garra de Geraldeli

Uma das etapas mais críticas do protocolo adesivo é a manutenção da umidade dentinária prévia à aplicação do *primer*. Essa dificuldade foi resolvida através da padronização da umidade residual da dentina, estabelecida em 1,5 µl de água destilada para todos os grupos. O reumedecimento da superfície dentinária era realizado após seu condicionamento, enxágüe e secagem vigorosa (ar comprimido por 30 segundos), através de micropipeta digital (Socorex Isba S.A., Ecublens/Lausanne, Suíça) (Figura 4.2 d) (REIS, 2002; REIS et al., 2003; REIS et al., 2004). Dessa forma, a umidade dentinária superficial padronizada proporcionou uma menor indução de variáveis metodológicas ao estudo.

Um outro cuidado também tomado relacionou-se à padronização dos volumes de *primer* e adesivo (*bond*) que seriam aplicados aos espécimes. Previamente, foi medido o volume aproximado de *primer* e adesivo que é normalmente absorvido e vertido sobre a superfície dentinária através do aplicador tipo *Microbrush*. Ele foi estabelecido em 8 µl. Dessa forma, a aplicação do *primer* e do *bond* foi controlada também pelo seu volume, através de micropipeta (Figura 4.2 e, i; Figura 4.3 a, d), e não somente pelo número de camadas de aplicação, o que poderia, por si só, se tornar uma variável não controlada. O *primer* era levemente agitado sobre a superfície dentinária através de uma ponta plástica (Figura 4.2 g), a fim de se absorver o mínimo possível da solução através da ponta, fato que ocorre através dos tufos presentes nas extremidades dos aplicadores tipo *Microbrush* e que também poderia ter se tornado uma variável não controlada. A secagem do *primer* para evaporação dos solventes era realizada até a visualização de um filme monomérico brilhante, sem a presença de “poças” ou movimentação perceptível de líquido (Figura 4.2 h; Figura 4.3 c) (VAN MEERBEEK et al., 2001).

Após a execução do protocolo adesivo, blocos de resina composta Z250 (3M ESPE, lote 2NE) cor B2 foram construídos sobre as superfícies, a partir de camadas de aproximadamente 1,5 mm de espessura (técnica incremental) (Figura 4.4 a). Foi realizada a fotoativação por 30 segundos de cada camada através do fotopolimerizador Optilux 500 (Demetron-Kerr Corp., Danbury, CT, USA), que apresentava potência de $700\text{mW}/\text{cm}^2$. A fim de se obterem todos os blocos de resina composta com 4 mm de altura e superfície “oclusal” plana e paralela à superfície de adesão, foi utilizado um anel auxiliar de PVC, torneado, com 18 mm de altura, e de maior diâmetro que o anel de inclusão, para funcionar como um guia (de maneira análoga à previamente descrita para o embutimento) (Figura 4.4 b): sobre a última camada de resina composta em ligeiro excesso, apoiou-se uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro (escorada pelo anel auxiliar localizado externamente ao anel de inclusão) que regularizou a superfície, através da qual se fotoativou a resina por 10 segundos (Figura 4.4 c); uma vez removido o vidro, procedeu-se a fotoativação restante dessa última camada de compósito.

Todos os procedimentos adesivos e restauradores foram realizados por um único operador (treinado durante o plano-piloto do estudo) e em um ambiente com controle de climatização (temperatura de 23°C e umidade relativa de 50%) (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2001; BESNAULT; ATTAL, 2001).

Depois de construídos os blocos de resina (Figura 4.4 d), as unidades experimentais dos grupos SBMU1c, SBMU2c, CSEB1c e CSEB2c foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas e, posteriormente, submetidos a 1.000 ciclos térmicos (5 - 55°C , 1 minuto de imersão em cada) e 500.000 ciclos mecânicos (12 kgf) em um dispositivo baseado naquele desenvolvido por Leinfelder et al. (1989) (LEINFELDER; BEAUDREAU; MAZER, 1989) As pontas ativas do

dispositivo de ciclagem mecânica eram constituídas de poliacetal com área de contato semelhante à da superfície do bloco de resina composta do espécime, e realizavam rotação de aproximadamente 30 graus sobre essa superfície durante a aplicação da carga. A fim de garantir uma sollicitação homogênea de toda superfície da unidade experimental, checava-se previamente o contato ponta-superfície através de papel carbono 200 µm (Bausch Articulating Papers, Alemanha). Durante toda ciclagem, os espécimes foram mantidos imersos em água destilada.

Já os espécimes dos grupos SBMU1n, SBMU2n, CSEB1n e CSEB2n foram apenas armazenados em água destilada a 37°C por aproximadamente 72 horas (período total do armazenamento e das ciclagens térmica e mecânica dos outros grupos).

4.2 Preparo para o teste de microtração

Após o período de armazenagem / armazenagem e ciclagens, os espécimes foram levados à máquina de corte (Labcut 1010 - Extec Technologies, Inc.-Enfield, CT, USA), onde, através de disco diamantino (Extec Blade XL 12235 *high concentration* - Extec Technologies, Inc.-Enfield, CT, USA) a uma velocidade de até 170 rpm, sob refrigeração (Figura 4.4 e), foram realizados cortes de fatias de aproximadamente 0,9 mm de espessura em direção ao longo eixo do dente, inicialmente no sentido méso-distal e, posteriormente, no vestibulo-lingual (Figura 4.4 f). Em seguida, a base dos espécimes foi seccionada perpendicularmente ao seu longo eixo, obtendo-se, assim, um total de 30 corpos-de-prova por dente, no formato

de tetrágono (“palito”), constituídos de dentina, adesivo e resina composta com área de secção transversal aproximada de $0,8 \text{ mm}^2$ (CARDOSO; BRAGA; CARRILHO, 1998; SHONO et al., 1999).

O número de palitos fraturados prematuramente durante o corte foi registrado para cada dente. A área de secção transversal de cada palito foi mensurada através de um paquímetro digital (Absolute Digimatic, Mitutoyo, Tokyo, Japão) e registrada a fim do posterior cálculo da resistência de união.

Os corpos-de-prova foram individualmente colados a um dispositivo, desenvolvido por Geraldeli S. (Figura 4.4 g) (PERDIGAO et al., 2002) para o teste de microtração, com o auxílio de cola de cianocrilato (Loctite Super Bonder Gel, Henkel Ltda., Itapevi, SP, Brasil), que foi instantaneamente polimerizada através de uma fina camada de dimetil-p-toluidina (Clássico, São Paulo, SP, Brasil).

Cada um dos dispositivos foi levado à máquina de ensaio universal Kratos Dinamômetros (São Paulo, SP, Brasil) (Figura 4.4 h) que exerceu carga de tração perpendicularmente à interface de colagem a uma velocidade de $1,0 \text{ mm/min}$ (PASHLEY et al., 1999). O padrão de fratura foi avaliado em aumento de 400X (HMV-2, Shimadzu, Tokyo, Japan) e classificado como:

- Coesiva (C): fratura exclusivamente coesiva em substrato dentinário ou resina composta;
- Adesiva ou mista (A/M): fratura localizada na interface resina/dentina ou mista com falhas coesivas dos substratos adjacentes (REIS et al., 2003).

O valor da carga de ruptura de cada corpo-de-prova (kgf) foi convertido em valor de resistência adesiva em MPa.

4.3 Análise Estatística

Devido ao fato da área de secção transversal dos palitos poder influenciar na resistência de união média encontrada para cada dente (PASHLEY et al., 1999), inicialmente, foi realizada uma verificação da homogeneidade dessas áreas através da Análise de Variância.

A média de resistência de união de cada grupo foi calculada e expressa através de um índice que leva em consideração a contribuição relativa dos diferentes padrões de fratura. Admitindo que os palitos que se fraturaram prematuramente apresentavam uma baixa resistência adesiva, sua exclusão resultaria na superestimação da performance dos respectivos grupos. Por outro lado, desprezando os palitos que sofreram falhas coesivas em dentina ou resina em “valores de resistência”, a real resistência de união dos respectivos grupos seria subestimada. Portanto, a seguinte fórmula, desenvolvida por Ballester R.Y., foi atribuída para se calcular a resistência de união de cada dente individualmente, levando em consideração a contribuição relativa dos diferentes padrões de fratura de todos os corpos-de-prova (c.p.) coletados e que receberam um mesmo tratamento experimental (REIS, 2002; REIS et al., 2003).

Índice de resistência de união:

$$I_R = (R_{A/M} \times \%_{A/M}) + (R_D \times \%_D) + (R_R \times \%_R) + (R_P \times \%_P)$$

Onde:

I_R : índice de resistência de união

$R_{A/M}$: média de resistência de união dos c.p. com fratura do tipo A/M;

$\%_{A/M}$: proporção de c.p. com fratura do tipo A/M;

R_D : resistência coesiva da dentina;

$\%_D$: proporção de c.p. com fratura do tipo coesiva em dentina;

R_R : resistência coesiva da resina;

$\%_R$: proporção de c.p. com fratura do tipo coesiva em resina;

R_P : valor de resistência de união atribuído aos c.p. fraturados durante o corte;

$\%_P$: proporção de c.p. fraturados durante o corte.

Essa fórmula leva em consideração a resistência coesiva da resina composta (R_C) como a média de todos os espécimes (de cada dente) que falharam na resina composta. Da mesma forma, é calculada a resistência coesiva da dentina (R_D). Já com relação aos espécimes que falharam prematuramente durante o preparo e que, portanto, não foram submetidos ao ensaio, foi atribuído um valor arbitrário de 4 MPa (PASHLEY et al., 1999; REIS et al., 2003; REIS et al., 2004). Esse valor corresponde a aproximadamente metade do menor valor de resistência de união que se conseguiu medir neste estudo (9,49 MPa). Segundo Pashley et al. (1999), corpos-de-prova com valor de resistência de união inferior a 4 MPa não são passíveis de serem detectados pelo ensaio de microtração.

Um valor de resistência de união foi calculado para cada dente individualmente. Com a média dos cinco dentes de cada grupo, se obteve o índice de resistência de união do respectivo grupo, expresso em MPa.

A fim de se analisarem os fenômenos ocorridos no estudo, foi realizada a Análise de Variância de três fatores (Sistema adesivo *versus* Volume de adesivo aplicado *versus* Ciclagens térmica e mecânica) e Teste de Tukey. O teste de qui-quadrado foi utilizado a fim de se detectarem diferenças na frequência de palitos prematuramente fraturados entre os diferentes grupos estudados (PURK et al., 2004).

5 RESULTADOS

A área média de secção transversal dos palitos variou entre 0,77 e 0,82 mm². A Análise de variância dessas medidas não detectou nenhuma diferença entre elas ($p > 0,05$).

Na Tabela 5.1, estão dispostas as médias e os respectivos desvios padrões das áreas de secção transversal dos c.p.

Tabela 5.1 – Médias e respectivos desvios padrões (mm²) da área de secção transversal dos corpos-de-prova testados

| Volume de adesivo aplicado | Ciclagens térmica e mecânica | Sistema adesivo | |
|----------------------------|------------------------------|---------------------|------------------|
| | | Scotchbond Multiuso | Clearfil SE Bond |
| 8µl | não-ciclado | 0,81 ± 0,07 | 0,78 ± 0,06 |
| | ciclado | 0,79 ± 0,06 | 0,77 ± 0,04 |
| 16µl | não-ciclado | 0,79 ± 0,05 | 0,77 ± 0,05 |
| | ciclado | 0,82 ± 0,08 | 0,77 ± 0,04 |

Na Tabela 5.2, apresentam-se as porcentagens de todos os tipos de padrão de fratura ocorrentes nos respectivos grupos. Não foram observadas falhas do tipo coesiva em resina.

Tabela 5.2 – Porcentagem de c.p. (%) de acordo com o padrão de fratura* ocorrente ou falha prematura (P) para cada condição experimental

| Volume de adesivo aplicado | Ciclagens térmica e mecânica | Sistema adesivo | | | | | |
|----------------------------|------------------------------|---------------------|-----|------|------------------|-----|------|
| | | Scotchbond Multiuso | | | Clearfil SE Bond | | |
| | | A/M | C | P | A/M | C | P |
| 8 μ l | não-ciclado | 75,2 | 3,4 | 21,4 | 80,9 | 2,8 | 16,3 |
| | ciclado | 72,6 | 1,4 | 26 | 68 | 0 | 32 |
| 16 μ l | não-ciclado | 83,5 | 6,2 | 10,3 | 72,9 | 0 | 27,1 |
| | ciclado | 61,2 | 0,7 | 38,1 | 64,5 | 1,4 | 34,1 |

* A/M = falha adesiva ou mista; C = falha coesiva em dentina (nenhuma falha coesiva em resina foi observada)

Apesar da quantidade de palitos com falha adesiva em dentina ter sido relativamente pequena, a resistência média desses c.p. foi calculada (52,4 MPa) e levada em consideração no cálculo dos índices de resistência.

A Tabela 5.3 apresenta os resultados da Análise de Variância dos valores de tensão de ruptura obtidos em função dos índices de resistência de cada dente.

Tabela 5.3 – Análise de variância dos índices de resistência de união

| Fonte de Variação | Soma dos quadrados | G.L. | Quadrados médios | RQM | p |
|------------------------------------|---------------------------|-------------|-------------------------|------------|----------|
| Sistema adesivo (SA) | 594,7495 | 1 | 594,7313 | 7,35 | 0,010 |
| Volume de adesivo aplicado (V) | 8,3906 | 1 | 8,3781 | 0,10 | 0,748 |
| Ciclagens térmica e mecânica (CTM) | 430,4672 | 1 | 430,4672 | 5,32 | 0,028 |
| SA x V | 18,6869 | 1 | 18,6869 | 0,23 | 0,634 |
| SA x CTM | 55,9796 | 1 | 55,9796 | 0,69 | 0,412 |
| V x CTM | 89,2814 | 1 | 89,2814 | 1,10 | 0,301 |
| SA x V x CTM | 330,7400 | 1 | 330,7400 | 4,09 | 0,052 |
| Resíduo | 2590,0780 | 32 | 80,9398 | -- | -- |
| Variação total | 4118,3732 | 39 | -- | -- | -- |

Pôde-se verificar que os fatores Sistema adesivo ($p = 0,010$) e Ciclagens térmica e mecânica ($p = 0,028$) foram significantes. Não foi detectada significância no fator Volume de adesivo ($p = 0,748$). Com relação a este último fator, portanto, não houve diferença entre os valores médios de resistência de união entre os grupos com uma ou duas camadas de adesivo. Assim, os dados referentes ao número de camadas passaram a ser considerados somente em conjunto a outros fatores.

Com relação ao fator Sistema adesivo, verificou-se que o SBMU foi superior ao CSEB, conforme mostra a Tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Médias e respectivos desvios padrões (MPa) dos índices da resistência de união do fator Sistema adesivo

| Sistema adesivo | |
|----------------------------|-------------------------|
| Scotchbond Multiuso | Clearfil SE Bond |
| 38,31 ± 10,71 | 30,60 ± 8,41 |

No que se refere ao fator CTM, observou-se que houve uma queda nos valores de resistência de união nos grupos que foram submetidos às ciclagens térmica e mecânica, conforme pode ser verificado na Tabela 5.5.

Tabela 5.5 – Médias e respectivos desvios padrões (MPa) dos índices da resistência de união do fator Ciclagens térmica e mecânica

| Ciclagens térmica e mecânica | |
|-------------------------------------|----------------|
| não-ciclado | ciclado |
| 37,74 ± 7,34 | 31,17 ± 11,84 |

As interações duplas SA x V ($p = 0,634$), SA x CTM ($p = 0,412$) e V x CTM ($p = 0,301$) não foram significantes.

A interação tripla SA x V x CTM, apesar de estar em uma posição limítrofe, também não foi significativa ($p = 0,0517$). Do ponto de vista estatístico, independentemente do sistema adesivo utilizado, a atuação das ciclagens térmica e mecânica conduziu a um mesmo tipo de resposta para os volumes de adesivo do experimento.

No entanto, vale salientar que o valor limítrofe de “p” revela uma tendência de comportamento dessemelhante dos adesivos no seguinte aspecto: enquanto SBMU apresentou uma queda numérica considerável na resistência quando o maior volume de adesivo foi submetido às ciclagens (de 46,00 para 28,34 MPa), o CSEB apresentou, nesse aspecto, constância (de 31,54 para 30,11 MPa), o que pode ser observado na Tabela 5.6, que apresenta as médias e os respectivos desvios padrões (MPa) dos índices de resistência de união dos grupos experimentais.

Tabela 5.6 – Médias e respectivos desvios padrões (MPa) dos índices da resistência de união de cada condição experimental (letras diferentes indicam diferença estatística)

| Volume de adesivo aplicado | Ciclagens térmica e mecânica | Sistema adesivo | |
|----------------------------|------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | | Scotchbond Multiuso | Clearfil SE Bond |
| 8 μ l | não-ciclado | 39,55 \pm 1,7 ^{a,b} | 33,85 \pm 4,7 ^{a,b} |
| | ciclado | 39,36 \pm 14,7 ^{a,b} | 26,89 \pm 8,0 ^b |
| 16 μ l | não-ciclado | 46,00 \pm 3,6 ^a | 31,54 \pm 7,8 ^{a,b} |
| | ciclado | 28,34 \pm 10,5 ^{a,b} | 30,11 \pm 12,5 ^{a,b} |

O Teste de Tukey foi realizado no intuito de se verificarem diferenças entre as médias de resistência das diferentes condições experimentais ($p < 0,05$). Nota-se

que apenas as condições SBMU2n e CSEB1c foram diferentes entre si e semelhantes a todas as outras condições.

Com relação à frequência de palitos prematuramente fraturados, o teste de qui-quadrado não detectou diferenças no critério Sistema adesivo ($p = 0,3314$). O mesmo se deu para a frequência de palitos prematuramente fraturados do critério “Volume de adesivo”, que foi semelhante para ambos adesivos ($p = 0,8937$ e $p = 0,1924$, respectivamente para SBMU e CSEB). Uma maior frequência de palitos prematuramente fraturados ocorreu para os grupos submetidos às ciclagens térmica e mecânica ($p = 0,0003$ e $p = 0,0038$, respectivamente para SBMU e CSEB)

6 DISCUSSÃO

Estudos clínicos de longo prazo certamente são considerados como o método mais efetivo (“padrão ouro”) para a avaliação da eficiência de materiais restauradores, uma vez que submetem as restaurações às reais condições bucais tão difíceis de serem mimetizadas laboratorialmente. Entretanto, devido ao tempo e custos envolvidos, acabam sendo muitas vezes quase impraticáveis. Portanto, tendo em vista tais limitações e o constante surgimento de diferentes materiais e técnicas, torna-se necessário e de grande utilidade o desenvolvimento de estudos laboratoriais.

Os estudos *in vitro* devem se preocupar com solicitações das mais variadas naturezas como as que ocorrem no ambiente bucal. As ciclagens térmica e mecânica são freqüentemente empregadas no intuito de se simularem alguns dos desafios encontrados *in vivo* (DA CUNHA MELLO et al., 1997; LEIBROCK et al., 1999). Essas vias de envelhecimento acelerado são capazes de levar à deterioração de interfaces unidas, uma vez que são efetivas na indução da propagação de trincas e rompimentos ao longo das interfaces de união (BROWN; JACOBS; THOMPSON, 1972; DAVIDSON; ABDALLA, 1994; GALE; DARVELL, 1999; TORSTENSON; BRANNSTROM, 1988).

A ISO TR 11405 especifica um tempo mínimo de imersão de 20 segundos (ISO, 1994) para a realização de ciclagem térmica em interfaces adesivas. Neste trabalho optou-se por manter os espécimes imersos pelo período de 1 minuto em cada banho, já que dentina e resina conduzem mal o calor (HARPER et al., 1980) e objetivava-se solicitar de forma significativa as interfaces de união.

A ciclagem térmica permite que os espécimes sejam submetidos a situações mais severas do que as ocorrentes no dia-a-dia das restaurações. Gale e Darvell (1999), em uma extensa revisão de literatura, sugeriram que 10.000 ciclos corresponderiam, em média, a 1 ano de vida útil na boca (GALE; DARVELL, 1999). Entretanto, esses valores variam muito e sua determinação pode ser extremamente arbitrária. A ISO TR 11450 indica a realização de 500 ciclos térmicos entre banhos de 5 e 55°C como um método eficiente para acelerar o envelhecimento de interfaces adesivas (ISO, 1994). Mais uma vez, no intuito de realmente solicitar as interfaces adesivas, este estudo trabalhou com 1.000 ciclos térmicos.

Como foi exposto, ainda não existe na literatura um consenso com relação à quantidade de ciclos térmicos e/ou mecânicos correspondentes a determinado período de tempo em boca (GALE; DARVELL, 1999). Apesar disso, a combinação de solicitações térmicas e mecânicas tem sido reportada como sendo o método mais eficiente de estressar interfaces de união resina-dentina (BEDRAN-DE-CASTRO et al., 2004a). Este fato se confirmou neste estudo. Tanto a resistência de união como a frequência de palitos prematuramente fraturados foram piores para os grupos submetidos às ciclagens térmica e mecânica, independentemente do sistema adesivo empregado. Pôde-se concluir que as ciclagens térmica e mecânica agiram como eficientes processos de envelhecimento, deteriorando a interface adesiva de ambos os sistemas adesivos, em um processo degenerativo compatível à fadiga. O mesmo se deu no recente trabalho de Frankenberger et al. (2005), no qual o aumento gradual do número de ciclos térmicos e mecânicos resultou em uma queda nos valores de resistência de união, sob ensaio de microtração, para os quatro sistemas adesivos empregados, entre eles, um *etch&rinse* de múltiplos frascos (Syntac) e um *self-etch* de dois frascos (Clearfil SE Bond) (FRANKENBERGER et

al., 2005). Nikaido et al. (2002) também encontraram uma queda nos valores de resistência de união, sob ensaio de microtração, a partir da combinação de um determinado número de ciclos térmicos e mecânicos em cavidades do tipo classe I para um sistema adesivo *self-etch* de dois frascos. Segundo eles, apenas a associação das ciclagens térmica e mecânica foi capaz de influenciar nos resultados de resistência de união (NIKAIDO et al., 2002). Bedran-de-Castro et al. (2004a), corroboraram com esse estudo de Nikaido et al. (2002) ao também determinarem que apenas a aplicação concomitante das ciclagens térmica e mecânica afetou os valores de resistência adesiva, além dos padrões de fratura. Para eles, a simulação das condições presentes no ambiente oral são fundamentais para uma melhor avaliação e entendimento do desempenho dos sistemas adesivos e de seus mecanismos de degradação (BEDRAN-DE-CASTRO et al., 2004a).

Algumas teorias podem ser levantadas sobre a degradação de interfaces adesivas. Nos sistemas adesivos ditos convencionais, que removem totalmente a *smear layer*, é possível que nem toda profundidade da dentina desmineralizada seja integralmente infiltrada pelos monômeros do *primer* e do adesivo, resultando em uma região porosa abaixo da camada híbrida, composta por fibrilas colágenas desprotegidas e parcialmente colapsadas (MIYAZAKI; ONOSE; MOORE, 2002; SANO et al., 1994b; SANO et al., 1995a; WANG; SPENCER, 2003). Essa região pode ser permeada por fluídos orais e tubulares em um processo denominado de nanoinfiltração (*nanoleakage*) (SANO et al., 1995a). Essa denominação teve o intuito de diferenciar este processo do de microinfiltração (*microleakage*), que ocorre quando da presença de fendas (*gaps*) entre o dente e a restauração. Já a nanoinfiltração ocorreria mesmo na ausência de fendas (SANO et al., 1995a).

A ocorrência da nanoinfiltração provavelmente contribui para a perda de adesivo e/ou de fibrilas colágenas dentro da camada híbrida, o que poderia resultar em queda da resistência de união (HASHIMOTO et al., 2003). Até mesmo os sistemas adesivos autocondicionantes, que desmineralizam concomitantemente à permeação monomérica, parecem apresentar traços de difusão de água. Tay et al. (2002) demonstraram a ocorrência de depósitos de prata dentro da camada híbrida formada por sistemas autocondicionantes. Eles justificaram tal observação, não devido necessariamente às disparidades entre profundidade de dentina desmineralizada e subsequente infiltração resinosa, mas sim a regiões de aumentada permeabilidade dentro da matriz resinosa polimerizada, que permitem alto fluxo de fluídos e acelerariam a sorção de água e a extração de monômeros degradados ou não-polimerizados (TAY et al., 2002).

Apesar do período relativamente curto que permaneceram imersos em água, os espécimes do presente trabalho foram altamente solicitados pelas ciclagens térmica e mecânica, que, além da ação direta, podem ter acelerado ou potencializado o processo de degradação de suas interfaces pelo mecanismo descrito acima e, conseqüentemente, reduzido suas resistências adesivas.

Neste trabalho, o sistema SBMU apresentou melhor performance que o CSEB. Poderia-se supor que a menor espessura de camada híbrida formada pelo CSEB teve um papel importante no desempenho inferior desse sistema adesivo, já que, por sua alta flexibilidade, a camada híbrida pode ser considerada como uma camada de absorção de tensões (VAN MEERBEEK et al., 1993) e, como tal, é dependente do volume. Isso foi sustentado por Uno e Finger (1995), através de um trabalho, no qual o colágeno superficial da dentina desmineralizada foi removido previamente à aplicação do *primer*, resultando na não-formação de camada híbrida

típica. A ocorrência de maiores fendas se deu nessas interfaces adesivas que não formaram camada híbrida.

Além disso, a camada híbrida, por possuir um módulo de elasticidade intermediário ao da dentina inalterada e da camada adesiva, teria um papel fundamental em evitar mudanças abruptas de uma camada para outra (VAN MEERBEEK et al., 1993). Segundo Kemp-Scholte e Davidson (1990b), a camada híbrida em conjunto com uma camada mais espessa de adesivo, ou de uma resina de baixo módulo de elasticidade, formaria uma interface elástica entre a resina composta que se contrai e o substrato rígido de dentina. Isto minimizaria a concentração de tensões na interface adesiva e reduziria o percentual de falhas causado pelas tensões de contração da resina composta e/ou alteraria a localização dessas falhas, além de que também permitiria uma absorção e transmissão mais homogênea das tensões mastigatórias ocasionadas pelas cargas mecânicas cíclicas, às quais a restauração estará sujeita quando em uso.

Entretanto, faz-se necessário ressaltar que não há registro de estudos que estabelecessem uma correlação entre espessura de camada híbrida e resistência de união, sugerindo que a qualidade, e não a espessura da zona de interdifusão resinosa, desempenha um papel mais importante nos valores finais de resistência adesiva (PERDIGÃO et al., 2000; YOSHIYAMA et al., 1995).

Outros estudos na literatura que compararam sistemas convencionais de três passos e sistemas autocondicionantes de dois passos apresentaram achados semelhantes ao presente trabalho (DE MUNCK et al., 2003) ou apresentaram um desempenho semelhante para os dois sistemas (REIS et al., 2005; TOLEDANO et al., 2003). Entretanto, é importante ressaltar que diferenças técnicas na metodologia de aplicação dos sistemas adesivos podem acarretar diferenças nos resultados

encontrados, dificultando tanto a comparação entre estudos, como até mesmo a comparação intra-estudo. Mesmo neste trabalho, apesar de todo cuidado despendido com a padronização dos procedimentos técnicos realizados em um ambiente altamente controlado, a afirmação de que os diferentes resultados de resistência obtidos deveram-se fundamentalmente às peculiaridades intrínsecas dos sistemas adesivos, talvez seja precipitada, porque, ainda assim, não se conseguiu reduzir a variabilidade intra-dente e intra-grupo a níveis inferiores aos encontrados na literatura (DE MUNCK et al., 2005; REIS; DE OLIVEIRA BAUER; LOUGUERCIO, 2004; REIS et al., 2004; SHONO et al., 1999). Isso evidenciaria que outros fatores como as diferenças morfoconstituintes do dente (TOLEDANO et al., 2003; YOSHIKAWA et al., 1999; YOSHIYAMA et al., 1996) e outros fatores ainda a serem estabelecidos parecem ser importantes nesse contexto.

Outra possível explicação para os resultados encontrados neste estudo, ou seja, o pior desempenho do CSEB, pode residir na baixa estabilidade de soluções autocondicionantes, relatada por Pereira¹ (informação verbal). Já existem dados na literatura que comprovam que a resistência de união formada com sistemas deste tipo é reduzida com o aumento da temperatura de armazenamento, período de estocagem e acidez do *primer* autocondicionante (NISHIYAMA et al., 2004). Tal fato foi atribuído à hidrólise da porção éster dos metacrilatos acídicos e/ou dos metacrilatos hidrofílicos (HEMA) presentes nos *primers* autocondicionantes. Também foi demonstrado que quando o valor do pH de soluções aquosas foi reduzido para 0,94, o HEMA sofreu hidrólise em um período de apenas 14 dias (NISHIYAMA et al., 2004).

¹ Informação fornecida por Patrícia N. R. Pereira em São Paulo, em 2002.

O *primer* do CSEB é uma solução aquosa de HEMA e MDP (Tabela 1), classificado como uma solução ácida leve (VAN MEERBEEK et al., 2003), com um pH de 2,0. Provavelmente, o período de vida útil do produto é menor do que aquele impresso na embalagem do mesmo (que no caso, é de 2 anos), devido justamente ao seu baixo pH (DAVIS et al., 1993).

No momento em que a parte experimental deste trabalho foi executada, o *primer* do CSEB estava com 9 meses de idade. Apesar da avaliação da estabilidade química do CSEB não ter sido objeto deste presente estudo, notou-se que a solução de *primer* autocondicionante gradualmente escureceu com o tempo, o que poderia indicar algum tipo de alteração química do produto.

O pH do *primer* do SBMU é de aproximadamente 3,5 (3M ESPE, 2005; DONG et al., 2003). Apesar de não existirem registros de estudos que avaliaram a estabilidade do HEMA em pH superior a 2,0, nenhuma alteração de cor aparente na solução de *primer* do sistema adesivo pôde ser observada em um período de pelo menos 1 ano, o que, em contrapartida, poderia ser uma indicação de certa estabilidade química do produto.

Certamente, os diferentes graus de estabilidade dos componentes dos sistemas adesivos podem resultar em achados muito variáveis na literatura. De acordo com o tipo e tempo de estocagem, evaporação de componentes voláteis (ABATE; RODRIGUEZ; MACCHI, 2000), além de outros cuidados durante o uso, um produto pode se manter mais, ou menos, alterado em sua composição. A diversidade de fatores relacionados ao desempenho dos sistemas adesivos torna as avaliações complexas, uma vez que dificilmente conseguem-se isolar todas as variáveis envolvidas. Mais estudos sobre a durabilidade e a estabilidade dos

componentes dos diferentes sistemas adesivos deverão ser desenvolvidos a fim de se esclarecerem tais hipóteses.

No que tange o desempenho de interfaces mais “elásticas” , alguns trabalhos apresentados na literatura destacam uma maior eficiência de restaurações quando uma camada intermediária mais flexível é acrescentada entre a resina composta e o substrato dentinário. Uma melhor dissipação das tensões de contração da resina composta sobrejacente (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002; BRAGA; HILTON; FERRACANE, 2003; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a), menor microinfiltração (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; STANINEC; KAWAKAMI, 1993) e melhor adaptação marginal (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a; 1990b) vêm sendo reportadas. Entretanto, com relação à resistência de união, parece não haver um consenso sobre a eficácia dessas camadas elásticas. Montes et al. (2001) não obtiveram nenhum efeito benéfico na resistência de união sob ensaio de tração ao aplicarem resinas de baixa viscosidade intermediárias ao adesivo e à resina composta restauradora, ou quando utilizaram adesivos com carga em uma ou duas camadas (MONTES et al., 2001). Apesar disso, a aplicação dessas camadas elásticas influenciou, naquele estudo, de forma evidente os padrões de falha nos corpos-de-prova observados, reduzindo as falhas parcialmente coesivas em dentina (MONTES et al., 2001). Em um estudo desenvolvido por Zheng et al. (2001), altos valores de resistência adesiva foram observados quando a espessura da camada de adesivo foi aumentada para um sistema adesivo autocondicionantes de dois passos, enquanto o oposto se deu para um sistema adesivo convencional de dois passos empregado no estudo. Esses achados levaram os autores a estabelecerem que o efeito da espessura da camada de adesivo na resistência de

união é material-dependente (ZHENG et al., 2001). Mais recentemente, De Munck et al. (2005) revelaram que uma camada elástica adicional não apresenta nenhum efeito sobre a resistência de união estática à dentina (sob ensaio de microtração), mas diminui a resistência dinâmica à fadiga. É interessante ressaltar que todos estes estudos revelam a necessidade de mais investigações que determinem o comportamento dessas camadas elásticas frente aos desafios térmicos e mecânicos. Os resultados encontrados no presente trabalho corroboraram com os de De Munck et al. (2005), já que o aumento do volume de adesivo não levou a um aumento na resistência de união à dentina.

Contrariamente às expectativas prévias, o aumento do volume de adesivo não teve nenhum efeito significativo em compensar as tensões geradas pelas ciclagens, nem em relação à resistência adesiva, nem em relação à frequência de palitos prematuramente fraturados. Até onde se investigou na literatura, este foi o único trabalho a submeter tais interfaces adesivas aos desafios térmico e mecânico.

Neste caso, apesar de uma camada extra de adesivo ter sido aplicada, poderia-se hipotetizar que a camada adesiva não foi espessada suficientemente para garantir a propriedade de maior absorção e dissipação de energia (resiliência) (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON, 2002). Uma outra explicação possível seria que, apesar do melhor desempenho das “interfaces elásticas”, apresentado em outros trabalhos, com relação à microinfiltração (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; MALMSTROM et al., 2002; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2002) e adaptação marginal (BELLI; UNLU; OZER, 2001; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990a), o mesmo não se refletiria em valores de resistência de união (MONTES et al., 2001). Particularmente neste trabalho, isso

também pode ter se dado devido ao baixo fator de configuração dos espécimes (NIKAIDO et al., 2002).

Nesse contexto, cabe esclarecer que a tensão gerada em interfaces adesivas, durante a contração de polimerização, é diretamente proporcional à relação entre área de restauração unida e área não-unida (livre) (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987). A essa relação se dá o nome de fator de configuração ou fator C (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987). Neste trabalho, a área de superfície unida (aproximadamente 52 mm²) representou apenas 32% da área de superfície livre da resina composta (162,27 mm²). Isto pode ter resultado em baixa geração de tensões nas interfaces adesivas durante a contração de polimerização e conseqüente baixa sollicitação das interfaces. Isso foi de fato confirmado pelo estudo de Nikaido et al. (2002) que demonstraram que em restaurações de baixo fator C, como no caso das superfícies em *flat* utilizadas em nosso estudo, valores de resistência de união semelhantes foram obtidos antes e após a realização de ciclagens térmicas e/ou mecânicas. Isso significaria que, sob tais condições “favoráveis”, não existe a necessidade de se acrescentar uma camada mais flexível entre o compósito e o substrato dentinário (NIKAIDO et al., 2002). Outros ensaios ou avaliações do efeito de camadas intermediárias mais flexíveis em restaurações realizadas sob altos fatores de configuração cavitária devem ser mais investigados (ARMSTRONG; KELLER; BOYER, 2001; YOSHIKAWA et al., 1999).

Clinicamente, o conceito de paredes cavitárias elásticas tem sido principalmente empregado para a restauração de cavidades do tipo classe V, como aquelas comumente encontradas em lesões de abfração na cervical dos dentes. Uma camada intermediária de um material de baixo módulo de elasticidade, como cimentos de ionômero de vidro e alguns compósitos de baixa viscosidade, também

tem sido indicada devido ao fato desses materiais supostamente flexionarem juntamente com a estrutura do dente ao invés de se descolarem durante uma natural flexão cervical (HEYMANN et al., 1991; LABELLA et al., 1999). Uma recente avaliação clínica de 1 ano de acompanhamento não conseguiu demonstrar um desempenho superior no grau de retenção de restaurações de compósitos microhíbridos forrados com uma camada intermediária de um compósito de baixa viscosidade (LOGUERCIO et al., 2005), o que parece ir de encontro aos dados deste presente trabalho que também simulou a condição de solicitação mecânica cíclica, gerando vetores de tensão dos mais variados, a partir do momento em que houve rotação das pontas ativas durante a aplicação de carga.

Em vista do exposto, o conceito de paredes elásticas parece não ser tão efetivo, como anteriormente reportado por outros estudos. Contudo, como ainda são escassos os estudos clínicos e laboratoriais sobre o assunto, mais investigações são necessárias no intuito de se confirmar ou refutar a hipótese anterior.

Cabe agora uma última e importante observação. Houve, neste trabalho, o cuidado de introduzir os dados estimados dos palitos prematuramente fraturados na análise estatística dos resultados. Sua omissão pode alterar em muito os valores de resistência de união dos espécimes (Apêndice B) e a análise estatística resultante (Apêndice A). Muitos trabalhos na literatura não consideram tais dados, desprezando-os e obtendo, assim, valores que possivelmente não refletem a realidade, já que a superestimam. Altos valores de resistência de união não significam que toda área da restauração se apresenta bem aderida. Daí a necessidade de se avaliar a frequência dos corpos-de-prova que falharam, antes mesmo da realização do ensaio, devido à sua frágil união (CARRILHO et al., 2002). Ainda não está determinado, laboratorialmente ou clinicamente, qual situação é mais

vantajosa: uma restauração que se mantenha aderida em toda sua área de ocupação com valores mais modestos de resistência adesiva, ou uma restauração que apresente, em média, altíssimos valores de resistência de união, mas que, entretanto, revele muitas áreas de adesão falhas. Certamente, nos futuros estudos de resistência adesiva, entre outros cuidados técnicos, também métodos estatísticos que analisem os palitos prematuramente fraturados devem ser empregados, uma vez que eles fazem parte do conjunto, não devendo, assim ser desconsiderados, sobretudo em estudos que aceleram o envelhecimento das interfaces de união.

7 CONCLUSÕES

Sob as condições deste estudo, pode-se concluir que:

- 7.1 O sistema adesivo Scotchbond Multiuso apresentou desempenho superior ao Clearfil SE Bond quanto ao parâmetro mecânico estudado.
- 7.2 As ciclagens térmica e mecânica reduziram os valores de resistência de união dos espécimes e aumentaram a frequência de palitos prematuramente fraturados.
- 7.3 A aplicação de duas camadas de adesivo para o sistema adesivo Scotchbond Multiuso e para o sistema Clearfil SE Bond, a fim de atuarem como uma camada elástica, não foi capaz de minimizar os danos causados pelas ciclagens térmica e mecânica.

REFERÊNCIAS¹

3M ESPE. Scotchbond™ Multi-Purpose Plus Dental Adhesive System-Technical Product Profile. 2005 [cited 2005 May, 1st]. Available from: <http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?LLLLLLuS1X&Leo4Lyo4LLL U2ovrkkkkJ>.

Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL. Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J Dent* 2000;28(6):437-40.

Accorinte MLR, Loguercio AD, Reis A, Muench A, Araújo VCd. Adverse effects of human pulps after direct pulp capping with the different components from a total-etch, three-step adhesive system. *Dent Mater* 2005. No prelo.

Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater* 1997;13(3):146-50.

Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res* 1992;71(9):1619-22.

Anusavice KJ. *Philips-Materiais Dentários*. 10 ed. Rio de Janeiro; 1998. 412p.

Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. 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* 2001;17(3):268-76.

Asakawa T, Manabe A, Itoh K, Tani C, Inoue M, Sasa R. Effect of multiple application of dentin bonding agent on marginal integrity of resin composite. *J Clin Pediatr Dent* 2002;26(3):257-61.

Asmussen E. Composite restorative resins: composition versus wall-to-wall polymerization contraction. *Acta Odontol Scand* 1975;33:337-44.

¹ De acordo com estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Asmussen E, Peutzfeldt A. The influence of relative humidity on the effect of dentin bonding systems. *J Adhes Dent* 2001;3(2):123-7.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 2002;60(3):146-50.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18(4):295-303.

Ausiello P, Davidson CL, Cascone P, DeGee AJ, Rengo S. Debonding of adhesively restored deep Class II MOD restorations after functional loading. *Am J Dent* 1999;12(2):84-8.

Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent* 2004a;29(2):150-6.

Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent* 2004b;6(3):221-6.

Behle C. Flowable composites: properties and applications. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10(3):347, 350-1.

Belli S, Unlu N, Ozer F. Bonding strength to two different surfaces of dentin under simulated pulpal pressure. *J Adhes Dent* 2001;3(2):145-52.

Besnault C, Attal JP. Influence of a simulated oral environment on dentin bond strength of two adhesive systems. *Am J Dent* 2001;14(6):367-72.

Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res* 1972;51(1):75-8.

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

Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent* 1994;22(2):97-102.

Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 2003;134(6):721-8.

Brannstrom M, Linden LA, Astrom A. The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. *Caries Res* 1967;1(4):310-7.

Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 1972;51(2):461-7.

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

Buonocore MG, Rochester NY. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963;67:382-91.

Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998;14(6):394-8.

Carrilho MR, Reis A, Loguercio AD, Rodrigues Filho LE. Bond strength of four adhesive systems to dentin. *Pesqui Odontol Bras* 2002;16(3):251-6.

Carrilho MRO. Efeito da armazenagem sobre as propriedades mecânicas da união resina composta/dentina e seus constituintes [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Carvalho RM. Adesivos Dentinários: Fundamentos Para Aplicação Clínica. *Revista de Dentística Restauradora* 1998;1(2):92-6.

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 1996a;21(1):17-24.

Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Arch Oral Biol* 1996b;41(4):369-77.

Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000;79(3):812-817.

Cook WD, Standish PM. Polymerization kinetics of resin-based restorative materials. *J Biomed Mater Res* 1983;17(2):275-82.

Cueto EI, Buonocore MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc* 1967;75(1):121-8.

da Cunha Mello FS, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Sealing ability of eight resin bonding systems in a Class II restoration after mechanical fatiguing. *Dent Mater* 1997;13(6):372-6.

Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res* 1988;67(3):585-7.

Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J Prosthet Dent* 1986;55(4):446-7.

Davidson CL. Glass-ionomer bases under posterior composites. *J Esthet Dent* 1994;6(5):223-4.

Davidson CL, Abdalla AI. Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations. *Am J Dent* 1994;7(2):111-4.

Davidson CL, Davidson-Kaban SS. Handling of mechanical stresses in composite restorations. *Dent Update* 1998;25(7):274-9.

Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63(2):146-8.

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984;63(12):1396-9.

Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 1991;70(5):880-2.

Davis EL, Joynt RB, Yu X, Wieczkowski G, Jr. Dentin bonding system shelf life and bond strength. *Am J Dent* 1993;6(5):229-31.

De Munck J, Van Landuyt KL, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Fatigue resistance of dentin/composite interfaces with an additional intermediate elastic layer. *Eur J Oral Sci* 2005;113(1):77-82.

De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;16(6):414-20.

De Wald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater* 1997;13(2):74-81.

Dong CC, McComb D, Anderson JD, Tam LE. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. *J Can Dent Assoc* 2003;69(4):229-34.

Edler TL, Krikorian E, Thompson VP. FTIR surface analysis of dentin and dentinbonding agents. *J Den Res* 1991;70:458 (Abstract).

Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int* 1991;22(12):967-77.

Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;17(2):103-11.

Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G. Surface reactions of adhesives on dentin. *Dent Mater* 1990;6(3):208-16.

Erickson RL. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent* 1989;2 Spec No:117-23.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66(11):1636-9.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988;59(3):297-300.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 1990;6(3):167-71.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 1993;9(1):2-5.

Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995;103(5):322-326.

Ferracane JL. New polymer resins for dental restoratives. *Oper Dent* 2001;Supplement 6:199-209.

Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 2005;26(14):2043-52.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58(4):1364-70.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.

Gallo JR, Henderson M, Burgess JO. Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. *Am J Dent* 2000;13(5):267-70.

Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl* 1984;3:2-12.

Gwinnett AJ. Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 1994;7(3):144-8.

Hansen EK. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J Dent Res* 1986;65(11):1319-21.

Harper RH, Schnell RJ, Swartz ML, Phillips RW. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *J Prosthet Dent* 1980;43(2):180-5.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, et al. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent* 2002;30(2-3):99-105.

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

Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga M, Oguchi H, et al. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent* 2004;29(4):416-23.

Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc* 1991;122(5):41-7.

International Standard Organization. ISO TR 11405; Dental materials - guidance on testing of adhesion to tooth structure, 1994.

Kanca J, 3rd. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 1992a;5(4):213-5.

Kanca J, 3rd. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992b;23(1):39-41.

Katchburian E, Arana V. *Histologia e embriologia oral*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990a;69(6):1240-3.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent* 1990b;64(6):658-64.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 2001;17(2):122-6.

Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent* 1991;19(1):24-32.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15(2):128-37.

Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999;26(2):130-7.

Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB. An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 1989;20(10):755-61.

Lodovici E, Sadek FT, Muench A, Rodrigues Filho L, Cardoso PEC. Influência do tempo de armazenamento na resistência de união à dentina de dois tipos de adesivos dentários por ensaio de microtração. *Ciência Odontológica Brasileira* 2003;6(4):79-86.

Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater* 2004;20(3):236-43.

Loguercio AD, Zago C, Leal K, Ribeiro NR, Reis A. One-year clinical evaluation of a flowable resin liner associated with a microhybrid resin in noncarious cervical lesions. *Clin Oral Investig* 2005;9(1):18-20.

Luscher B, Lutz F, Ochsenein H, Muhleman HR. Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1978;39(4):409-13.

Malmstrom HS, Schlueter M, Roach T, Moss ME. Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations. *Oper Dent* 2002;27(4):373-80.

Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25(6):441-58.

McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J* 1986;161(11):405-9.

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 1997;25(3-4):321-30.

Meryon SD, Tobias RS, Jakeman KJ. Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. *J Prosthet Dent* 1987;57(2):174-9.

Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Analysis of the dentin-resin interface by use of laser Raman spectroscopy. *Dent Mater* 2002;18(8):576-80.

Montes MA, de Goes MF, da Cunha MR, Soares AB. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *J Dent* 2001;29(6):435-41.

Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001;26:535-76.

Munksgaard EC, Hansen EK, Kato H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* 1987;95(6):526-31.

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

Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*. Tokyo: Quintessence Publishing Co.; 2000.

Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent* 2000;13(6):324-8.

Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002;18(3):269-75.

Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 2004;25(6):965-9.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67(3):325-7.

Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl* 1984;3:13-29.

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

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

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24(9):618-31.

Pashley DH, Kepler EE, Williams EC, Okabe A. The effects of acid etching on the in vivo permeability of dentine in the dog. *Arch Oral Biol* 1983;28(7):555-9.

Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 1981;46(5):531-7.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-25.

Perdigão J, Geraldeli S, Carmo AR, Dutra HR. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent* 2002;14(1):31-8.

Perdigão J, May KN, Jr., Wilder AD, Jr., Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent* 2000;25(3):186-94.

Pereira GD, Paulillo LA, De Goes MF, Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. *J Adhes Dent* 2001;3(3):257-64.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Composite restorations: influence of flowable and self-curing resin composite linings on microleakage in vitro. *Oper Dent* 2002;27(6):569-75.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J Dent* 1999;27(4):265-74.

Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent* 1999;24(2):66-72.

Purk JH, Ganne S, Parikh R, Dusevich V, Glaros A, Eick JD. An in-vitro microtensile test of Scotchbond Multi-Purpose adhesive applied at different priming times. *Oper Dent* 2004;29(6):693-7.

Qvist V, Qvist J, Mjor IA. Placement and longevity of tooth-colored restorations in Denmark. *Acta Odontol Scand* 1990;48(5):305-11.

Rees JS, O'Dougherty D, Pullin R. The stress reducing capacity of unfilled resin in a Class V cavity. *J Oral Rehabil* 1999;26(5):422-7.

Reis A. Espectro de umidade da superfície dentinária para três sistemas adesivos com diferentes solventes [Tese de Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2002.

Reis A, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD. Influence of crosshead speed on resin-dentin microtensile bond strength. *J Adhes Dent* 2004;6(4):275-8.

Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patziuff R, Accorinte MLR, et al. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent* 2005. No prelo.

Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent* 2003;5(3):183-92.

Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 2004;20(7):669-76.

Rodrigues Filho LE, Lodovici E. Entendendo a utilização de um sistema adesivo autocondicionante. *Revista da APCD* 2003;57(1):53-7.

Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 1992;20(3):178-82.

Sano H, Kanemura N, Burrow MF, Inai N, Yamada T, Tagami J. Effect of operator variability on dentin adhesion: students vs. dentists. *Dent Mater J* 1998;17(1):51-8.

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

Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 1994b;19(2):59-64.

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995a;20(1):18-25.

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. *J Dent Res* 1995b;74(4):1093-102.

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

Soderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 1991;7(2):74-83.

Staninec M, Kawakami M. Adhesion and microleakage tests of a new dentin bonding system. *Dent Mater* 1993;9(3):204-8.

Swift EJ, Jr., Triolo PT, Jr., Barkmeier WW, Bird JL, Bounds SJ. Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent* 1996;9(3):100-4.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996a;9(3):109-14.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996b;9(4):161-6.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996c;9(1):43-8.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996d;12(4):236-44.

Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;4(4):255-269.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17(4):296-308.

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003;16(5):292-8.

Torney DL. The retentive ability of acid-etched dentin. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):169-72.

Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 1988;13(1):24-31.

Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int* 1995;26(10):733-8.

Uno S, Shimokobe H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. *Dent Mater J* 1994;13(1):19-24.

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

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71(8):1530-40.

Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue M, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001;Supplement 6:119-44.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993;72(10):1434-42.

van Noort R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination--a personal view. *J Dent* 1994;22 Suppl 1:S4-8.

Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials* 1996;17(24):2313-8.

Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res* 2003;82(2):141-5.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73(6):1212-20.

Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999;78(4):898-905.

Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer PD, Pashley DH. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am J Dent* 1995;8(6):297-302.

Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 1996;75(6):1404-13.

Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent* 2000;25(3):163-9.

Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent* 2001;26(1):97-104.

APÊNDICE A – Análise de variância dos valores de resistência de união desprezando palitos prematuramente fraturados

| Fonte de Variação | Soma dos quadrados | G.L. | Quadrados médios | RQM | p |
|------------------------------------|---------------------------|-------------|-------------------------|------------|----------|
| Sistema adesivo (SA) | 674,7246 | 1 | 674,7246 | 18,18 | 0,000 |
| Volume de adesivo aplicado (V) | 0,6290 | 1 | 0,6290 | 0,00 | 0,967 |
| Ciclagens térmica e mecânica (CTM) | 54,0808 | 1 | 54,0808 | 1,46 | 0,236 |
| SA x V | 96,5983 | 1 | 96,5983 | 2,60 | 0,116 |
| SA x CTM | 14,3953 | 1 | 14,3953 | 0,39 | 0,538 |
| V x CTM | 36,9850 | 1 | 36,9850 | 1,00 | 0,326 |
| SA x V x CTM | 77,5478 | 1 | 77,5478 | 2,09 | 0,158 |
| Resíduo | 1187,518 | 32 | 37,1099 | -- | -- |
| Variação total | 2142,4788 | 39 | -- | -- | -- |

APÊNDICE B – Resistência de união média observada e desvios padrões (MPa) desprezando palitos prematuramente fraturados

| Volume de adesivo aplicado | Ciclagens térmica e mecânica | Sistema adesivo | |
|----------------------------|------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | | Scotchbond Multiuso | Clearfil SE Bond |
| 8 μ l | não-ciclado | 49,19 \pm 2,29 ^{a,b} | 39,45 \pm 4,41 ^{a,b} |
| | ciclado | 50,37 \pm 4,83 ^a | 37,46 \pm 9,09 ^b |
| 16 μ l | não-ciclado | 50,71 \pm 2,50 ^a | 41,62 \pm 5,27 ^{a,b} |
| | ciclado | 42,47 \pm 8,31 ^{a,b} | 41,35 \pm 7,94 ^{a,b} |

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER n° 190/03
Protocolo 192/03

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "***Influência da espessura da camada adesiva na resistência de união após ciclagem mecânica***", de responsabilidade da pesquisadora ***Edméa Lodovici***, sob orientação do Professor Doutor Leonardo Eloy Rodrigues Filho.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 10 de novembro de 2003.

Profª Drª ROSA HELENA MIRANDA GRANDE
Coordenadora do CEP-FOUSP