



**INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA DE
EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE
NA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS
CONVENCIONAIS À DENTINA**

Andréia de Aquino Marsiglia

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências da Saúde -
Departamentos de Pós-Graduação em Ciências da Saúde -
Universidade de Brasília - UnB , como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Prof. Dr. Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Brasília
2008



**INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA DE
EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE
NA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS
CONVENCIONAIS À DENTINA**

Andréia de Aquino Marsiglia

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências da Saúde -
Departamentos de Pós-Graduação em Ciências da Saúde -
Universidade de Brasília - UnB , como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Prof. Dr. Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Brasília
2008

ANDRÉIA DE AQUINO MARSIGLIO

**INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA
DE EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE
NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DOS
SISTEMAS ADESIVOS
CONVENCIONAIS À DENTINA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências da Saúde –
Departamento de Pós-Graduação em Ciências da Saúde –
Universidade de Brasília – UnB, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Prof. Dr.^a ^a Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Brasília – DF

2008

Dedico este trabalho

A Deus,

“Não dá mais pra voltar, o barco está em alto mar
Não dá mais pra negar
O mar é Deus e o barco sou eu
E o vento forte que me leva pra frente
É o amor de Deus
Não dá nem mais pra ver o porto que era seguro
Eu sou impulsionada a desbravar um novo mundo.”

Monsenhor Jonas Abib

Ao meu anjo Paulo,

Meu querido maridão muito obrigada por fazer parte da minha vida e de tudo que faz parte dela. Obrigada por ser tão companheiro. Pelo estímulo em todos os momentos... primeiro na graduação e agora na pós. Obrigada por sonhar comigo, mas, principalmente por me ajudar na realização de cada sonho.

Hoje, 27/11/08, comemorando o nosso décimo ano de casamento e dia da minha defesa de mestrado, dedico este trabalho especialmente a você. O seu apoio, a sua dedicação e principalmente a sua compreensão, nos momentos mais difíceis, foram essenciais para que eu alcançasse mais esta meta.

Pra sempre vou te amar.

A minha querida mãe, Mercês,

Que sempre me deu a força do exemplo.

Exemplo de amor, de garra e de superação, de justiça e de respeito ao próximo.

Mãezinha minha mais antiga professora e que sempre tem algo a me ensinar muito obrigada por tudo. Te amo!

Ao meu irmão Rodrigo e minha cunhada Sandra,

Pelo apoio em todos os momentos. Por todo carinho e amizade que sempre nos uniu.

Amo muito vocês.

Agradecimentos Especiais

Obrigada meu *Deus* por Seu vento forte que sempre me empurra pra frente. Pela fortaleza nos momentos de dificuldade.

A Profa. Dra. Fernanda Cristina P. Garcia,

Por ter aberto a porta para esta caminhada e pelo apoio com palavras amigas nas horas mais difíceis, mostrando sempre o melhor caminho com simplicidade e experiência. Por contribuir para o meu crescimento científico e humano com sua sabedoria, amizade e dedicação. Fer, se orientar é mostrar o caminho, você fez mais do que isso, pois caminhou comigo cada parte desse trajeto. Obrigada por ter sido a luz na minha caminhada.

Ao Prof. Júlio César Franco Almeida,

Com certeza você foi um dos que fez germinar o interesse pela ciência. Hoje reconheço que a disciplina era necessária para um bom desempenho da matéria de Dentística na época da graduação, e que na pós-graduação fez toda diferença. Pela co-orientação, por toda ajuda e sugestões durante as várias correções desta pesquisa. Meu respeito e admiração.

A Profa. Dra. Lilian Marly de Paula,

Um jeito sério de ser, mas no fundo uma grande acolhedora daqueles que realmente almejam seguir a vida acadêmica. Muito obrigada por me receber no estágio de Pós-Graduação. E saiba que muito antes desta época já tinha admiração da competente profissional que és.

Ao Prof. Dr. José Alexander Araújo,

Grande exemplo de simplicidade. Pela confiança e por ter aberto as portas do Laboratório de Ensaio de Materiais para realização dos ensaios mecânicos. Sincera gratidão por sempre estar disponível nos momentos que precisei de sua ajuda.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Católica de Brasília (UCB) e da Universidade de Brasília (UnB)

A UCB foi a minha primeira casa de formação. Lá, nos anos de 2000 a 2004, durante a graduação pude receber da excelente equipe de professores a principal ferramenta – a base para o conhecimento da Odontologia. A dedicação e o estímulo de toda equipe fez germinar o interesse pela ciência. E foi na UnB, com professores que têm o amor ao ensino e a pesquisa correndo nas veias, que começaram a crescer as primeiras folhas em direção à área acadêmica. Com os ensinamentos e toda ajuda recebida na minha segunda casa de formação, que hoje posso colher através deste projeto o meu primeiro fruto.

Ao amigo *Gustavo A. G. R. M. Santos - (Gustavo Rivera),*

pelos ensinamentos e principalmente pela paciência durante o período de aprendizagem das fases laboratoriais deste projeto. Pela ajuda nos momentos de desespero para manusear a MTS. Por todas as dicas de estudo e da elaboração da dissertação. Especialmente, pela amizade e consideração.

Ao amigo *Eduardo Augusto Rosa,* pelo carinho de sempre, pela confiança e principalmente pelos procedimentos cirúrgicos realizados nos pacientes deste estudo. Sem a sua ajuda com certeza a minha amostra teria sido bem menor.

À amiga *Débora de Faria Viana (querida dupla)* pelo apoio e pela torcida calorosa em todos os momentos. Especialmente pela compreensão nos momentos que tive que abandoná-la durante a especialização.

À amiga *Claudete Nascimento* que a cada dia me fez lembrar que nenhum dia é igual ao outro. Seu carinho e atenção sempre me estimularam nos momentos mais difíceis.

Ao amigo *An Tien Li*, pela paciência e competência na análise estatística e pelos perfeitos desenhos (sua segunda vocação). Com certeza Deus usou deste trabalho para que pudesse conhecer a grandiosa pessoa que você é.

Aos alunos, *Luis Homero e Allisson Ribeiro*, por toda ajuda na operação da máquina de testes.

Aos técnicos do laboratório da Faculdade de Odontologia *Maria da Glória da Silva (Glorinha) e Natalício Naves Nascimento (Natal)* por toda atenção e boa vontade com que sempre me receberam e pelo auxílio durante a realização deste trabalho.

À toda equipe do *HUB (Hospital Universitário)*, pela ajuda e atenção, sempre.

Às funcionárias do Departamento de Pós-Graduação em especial à *Shirleide Vasconcelos*, por sempre estarem prontas para ajudar e, sobretudo pela presteza quando solicitadas.

A toda *minha família* que de perto ou de longe sempre torceu pela realização dos meus sonhos.

A todos *meus amigos*, sejam aqueles do dia-a-dia, que me acompanham nos momentos de alegria e sempre estão presentes nos de tristeza; ou aqueles que mesmo distantes mais cheios de sinceros sentimentos, sempre torcem por mim.

A todos os demais que de alguma forma contribuíram com o desenvolvimento deste trabalho e com minha formação profissional e pessoal, meus mais sinceros agradecimentos.

*“Os mestres podem até abrir a porta,
mas só você poderá entrar”*

Provérbio Chinês



RESUMO E ABSTRACT

Resumo

Este estudo avaliou a Resistência de União (RU) de sistemas adesivos convencionais à dentina sob diferentes temperaturas de evaporação. Após a exposição de uma superfície dentinária plana de 30 molares humanos, seguida do condicionamento ácido, lavagem e secagem, foram aplicados os seguintes adesivos: 1) Scotch Bond Multi-Purpose (SBMP) - cujo solvente é a base de água, 2) Single Bond (SB) - solvente a base de etanol/água e 3) Prime & Bond 2.1(PB) - solvente à base de acetona. Os adesivos foram evaporados à 21^o C ou 38^o C. Uma coroa de resina composta foi construída pela técnica incremental. Após 24 horas de armazenamento em água destilada em estufa (37°C), os espécimes foram preparados para o teste de microtração. Os dados obtidos da RU foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a dois critérios (Adesivo x Temperatura), seguido do teste de Tukey ($p < 0,05$). O valor de RU do sistema SBMP foi maior com o aumento da temperatura ($p < 0,05$). O aumento da temperatura não afetou os valores de RU para o SB e o PB ($p > 0,05$). O adesivo PB apresentou maior valor de resistência de união quando comparado ao SBMP e foi similar ao SB. O uso de uma maior temperatura de evaporação melhorou o valor de RU para adesivos convencionais à base de água.

Abstract

This study evaluated of acid-etching adhesives in different solvent evaporation conditions. Flat dentin surfaces from thirty extracted human third molars were bonded with acid etching adhesives: 1) Scotch Bond Multi-Purpose (SBMP) –water-based; 2) Single Bond (SB) – ethanol/water based and Prime & Bond 2.1 (PB) – acetone-based. Bonded dentin surfaces were air-dried according manufacturer directions at either 21°C or 38°C. Composite buildups were constructed incrementally. After storage in water for 24 h at 37°C, the specimens were prepared for microtensile bond strength testing. Data were analyzed by two-way ANOVA and Tukey test at ($p < 0.05$). SBMP performed better at a higher temperature ($p < 0.05$). The higher temperatures not affect the performance for SB and PB. The PB showed the highest bond strength values compared to SBMP and was similar to SB. The use of a warm air-dry stream seems to be a clinical tool to improve the bond strength to water based acid-etching adhesives.

Lista de Figuras

Figura 1- Dispositivo utilizado para evaporar o solvente a 38°C.....	58
Figura 2- Desenho esquemático do preparo dos espécimes para o grupo I.....	60
Figura 3- Desenho esquemático do preparo dos espécimes para o grupo II.....	61
Figura 4- Dispositivo Bencor Multi- T conectado à máquina MTS.....	63

Lista de Tabelas

Tabela 5.1 – Valores de média (MPa) e desvio-padrão da resistência de união de acordo com a temperatura de evaporação para os sistemas adesivos utilizados.....	66
Tabela 5.2 – Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva e número de espécimes (n) para o SBMP.....	69
Tabela 5.3– Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva e número de espécimes (n) para o adesivo SB.....	70
Tabela 5.4– Porcentagem (%) do tipo de fratura das interfaces adesivas e número de espécimes (n) para o PB.....	71

Lista de Gráficos

Gráfico 5.1 - Valores das médias (MPa) e desvio-padrão para cada sistema adesivo nas temperaturas de 21 e 38 °C.....	67
Gráfico 5.2 - Comparação dos valores médios da RU obtidos para cada temperatura com variação do tipo de adesivo.....	68
Gráfico 5.3 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva para o SBMP.....	69
Gráfico 5.4 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva para o SB.....	70
Gráfico 5.5 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva para o PB.....	71

Lista de Quadros

Quadro 1- Composição dos sistemas adesivos.....54

Quadro 2- Composição do ácido.....56

Quadro 3- Instruções para aplicação dos sistemas adesivos.....57

Quadro 4- Composição da resina composta.....59

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

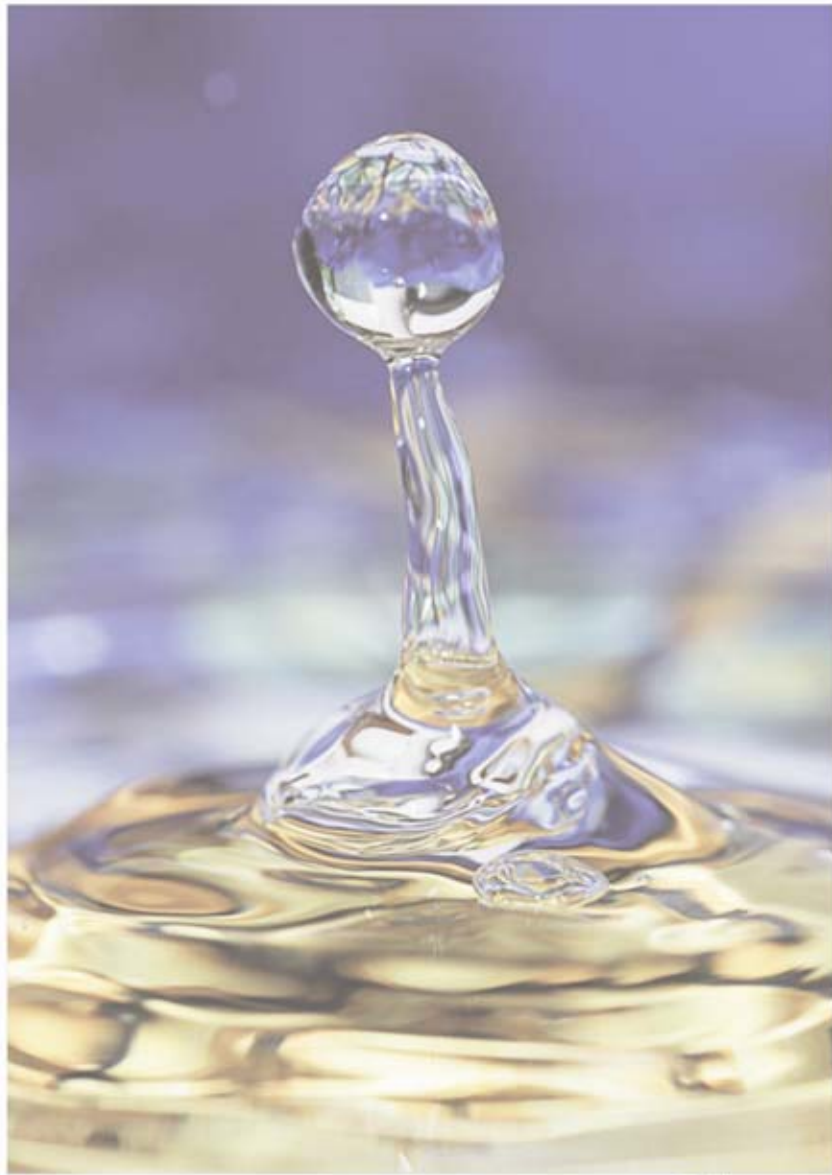
RU	Resistência de União
%	Porcentagem
µm	Micrômetro
X	Número de vezes
pH	Potencial hidrogeniônico
HEMA	Hidróxi-etil-metacrilato
MPa	Megapascal
ml	Mililitros
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MET	Microscopia Eletrônica de Transmissão
mm	Milímetro
cm	Centímetro
µL	Microlitro
RC	Resina composta
mm ²	Milímetro quadrado
SB	Single Bond
PB	Prime&Bond 2.1
SBMP	Scotchbond Multi Purpose

°C	Graus Celsius
mmHg	Milímetros por Mercúrio
Bis-GMA	Bisfenol-glicidil-metacrilato
Bis-EMA	Bisfenol-etil-metacrilato
TEGDMA	Trietilenoglicol de dimetacrilato
KN	Quilo - Newton
Kg	Quilograma
mm/min	Milímetro por minuto
Kgf	Quilograma-força
α	Significância
\pm	Mais ou menos
s	Segundos

Sumário

1. INTRODUÇÃO	21
2. REVISÃO DA LITERATURA	26
2.1 <i>Dentina</i>	27
2.2 <i>Sistemas Adesivos</i>	31
2.3 <i>O Papel dos Solventes no Estabelecimento da Hibridização e na Durabilidade da União</i>	36
2.4 <i>Testes Mecânicos</i>	45
3. PROPOSIÇÃO	50
3.1 <i>Objetivo Geral</i>	51
3.2 <i>Objetivo Específico</i>	51
4. MATERIAL E MÉTODO	52
4.1 <i>Seleção da Amostra</i>	53
4.2 <i>Preparo da Amostra</i>	53
4.2.1 <i>Aquisição da amostra</i>	53
4.2.2 <i>Preparo da coroa em resina composta</i>	55
4.2.3 <i>Preparo dos espécimes</i>	59
4.3 <i>Teste de Microtração</i>	61
4.3.1 <i>Ensaio de microtração</i>	62
4.3.2 <i>Análise da fratura</i>	64
4.4 <i>Análise Estatística</i>	64
5. RESULTADOS	65
5.1 <i>Análise do Teste de Microtração</i>	66

5.2 <i>Análise do Modo de Fratura</i>	68
6. DISCUSSÃO	72
7. CONCLUSÕES	79
8. REFERÊNCIAS	81
9. ANEXOS	88



INTRODUÇÃO

1 – Introdução

☉ entendimento do processo adesivo é caracterizado por uma interação entre os substratos dentários, o agente de união, o material restaurador e o próprio operador (De Munck *et al.*, 2005; Sano *et al.*, 1998). Nesse sentido, o esmalte provê um substrato homogêneo o que permite o estabelecimento de uma adesão mais estável ao longo do tempo (Pashley *et al.*, 1994). Por outro lado, a adesão à dentina é um procedimento que norteia as pesquisas atuais. Há uma grande diversidade de estudos na literatura que visa uma melhor compreensão das características morfológicas e fisiológicas do substrato dentinário, de suas propriedades mecânicas e físicas, a fim de correlacioná-las com um melhor desempenho dos sistemas adesivos (Carvalho, 2002). O conhecimento das peculiaridades apresentadas pela dentina permite novos avanços no desenvolvimento dos materiais, tornando-os mais compatíveis e deste modo, possibilitando a confecção de restaurações adesivas mais duradouras (Marshall *et al.*, 1997).

A dentina pode ser considerada como um complexo hidratado morfolologicamente constituído por túbulos dentinários distribuídos de maneira radial a partir da câmara pulpar até a junção amelodentinária (Nakabayashi, Pashley, 1998). A dentina é um substrato heterogêneo composto de mineral, de elementos orgânicos, basicamente colágeno tipo I e de água, principalmente contida no interior dos túbulos. Além da heterogeneidade da composição da dentina, outros fatores podem determinar diferenças significantes na qualidade de adesão como, por exemplo, as diferenças regionais na densidade dos túbulos, a permeabilidade dentinária, a concentração de Cálcio, variações na espessura da *smear layer* (Garcia, 2005;

Santos, 2008), além do tempo de condicionamento ácido, do tipo de adesivo empregado, da umidade presente na dentina e certamente do tipo de dentina (Youssef *et al.*, 2001; Burmann *et al.*, 2007). As variações morfológicas mais comumente encontradas em dentina são: dentina esclerótica, dentina terciária reacional, dentina terciária reparativa e a dentina afetada por cárie (Duke *et al.*, 1991; Xu *et al.*, 1998). Todas essas variações regionais relacionadas à atividade fisiológica ou na presença de cárie refletem em um substrato com características complexas e individuais, de acordo com a constituição e disposição dos túbulos, o que pode determinar alterações significantes nas diversas propriedades desse substrato (Garcia, 2005).

O condicionamento ácido promove a remoção da lama dentinária para permitir assim a difusão dos monômeros resinosos no interior da matriz de dentina desmineralizada. (Nakabayashi e Pashley, 1998). Desta forma, o mecanismo básico de adesão à estrutura dentinária é caracterizado pela infiltração de monômeros resinosos no interior dos espaços interfibrilares da matriz de dentina desmineralizada determinando a formação da camada híbrida (Nakabayashi *et al.*, 1982; Nakabayashi, Pashley, 1998). O efetivo embricamento do adesivo entre as fibrilas de colágeno expostas dependerá da sua capacidade de penetração após o condicionamento ácido. A infiltração é menos favorável em dentina seca do que em dentina úmida (Tay *et al.*, 1996a; Pashley *et al.*, 2000). Assim, a dentina úmida é essencial para a efetividade dos adesivos hidrofílicos, porém, embora a presença de água seja de fundamental importância para o estabelecimento da união adesiva, o excesso de água ou *overwet*, por outro lado, durante a aplicação dos monômeros resinosos, pode comprometer a ideal infiltração dos monômeros nos espaços interfibrilares (Tay *et al.*, 1996a), provocar falhas ao longo da camada híbrida e incompleto vedamento dos túbulos dentinários (Youssef *et al.*, 2001). Entretanto, outro aspecto indesejado é a secagem excessiva ou *overdry* da dentina desmineralizada, que provoca uma desidratação do substrato, caracterizado por um

colapso das fibrilas de colágeno, dificultando por isso, a infiltração dos monômeros resinosos na zona desmineralizada (Tay *et al.*, 1996a).

Com a finalidade de otimizar ainda mais a adesão dentinária tem sido empregado a combinação de *primers* com monômeros resinosos (Hashimoto *et al.*, 2002). Nesse sentido, os aprimoramentos têm sido conduzidos com o intuito de tornar os adesivos cada vez mais hidrofílicos - pela combinação de monômeros hidrofílicos e solventes - os quais são compatíveis com a umidade natural do substrato dentinário e também possuem a função de infiltrar os monômeros resinosos para o interior das fibrilas de colágeno expostas (Reis *et al.*, 2001; Aguilar *et al.*, 2002; Carvalho *et al.*, 2004). Visto que, os adesivos hidrofílicos permitem a formação de uma mistura de polímeros e componentes dentinários, criando uma interface ácido-resistente denominada camada híbrida, com formação de *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários (Saboia *et al.*, 2000)

Nos sistemas adesivos, os solventes orgânicos ou inorgânicos têm a função essencial de deslocar a água presente no interior das fibrilas de colágeno e concomitantemente promover a permeação dos monômeros resinosos nos espaços interfibrilares (Carvalho, 1998). Porém, idealmente, todo solvente deveria ser evaporado após exercer a sua função de permear o monômero por entre as fibrilas de colágeno expostas, visto que a presença de solvente residual prejudica as propriedades mecânicas, (Hotta *et al.*, 1998; Paul, 1999; Carrilho *et al.*, 2004; Ikeda *et al.*, 2005), bem como pode interferir na ideal polimerização dos adesivos (Jacobsen, Söderholm, 1995). Porém, nem sempre é permitido um tempo hábil para que ocorra todo o processo de evaporação do solvente (Garcia, 2005; Furuse *et al.*, 2008). É evidente que resíduos de solventes e água comprometerão o grau de conversão e ultimamente a durabilidade de união da interface dentina-adesivo (Jacobsen, Söderholm, 1995; Paul, 1999; Tay *et al.*, 2002; Wang, Spencer, 2003, Hashimoto *et al.*, 2004). Clinicamente a presença residual dos solventes pode ser evitada permitindo-se um tempo de evaporação entre a

aplicação e polimerização dos adesivos. O procedimento clínico de aplicação dos adesivos sobre a dentina requer um tempo de secagem com concomitante evaporação dos solventes para se garantir um resultado satisfatório na resistência de união (RU) (Sano *et al.*, 1998; Spreafico *et al.*, 2006). Este potencial efeito parece depender do tipo de solvente e da temperatura usada para a sua evaporação. (Miyazaki *et al.*, 1996; Kanca, 1998; Pashley *et al.*, 1999; Miyazaki *et al.*, 1999). Alguns sistemas adesivos têm recomendações claras a respeito do tempo de aplicação do adesivo e evaporação, outros são menos óbvios e alguns sistemas não possuem instruções (Kanca, 1998; Amal, 2002). Para alguns sistemas, um maior tempo de aplicação permite uma melhor difusão dos monômeros resinosos, culminando em um maior valor de adesão (Kanca, 1998; Miyazaki *et al.*, 1999; Amal, *et al.*, 2002). Adicionalmente, outros fatores podem influenciar os valores de RU como tempo de secagem, distância da seringa ao dente e modo de aplicação do adesivo, a temperatura usada para evaporar (Kanca, 1992; Miyazaki *et al.*, 1996; Spreafico *et al.*, 2006; Klein-Júnior, 2008) e o grau de umidade da superfície dentinária (Kanca, 1996; Perdigão, Frankenberg, 2001; Reis *et al.*, 2003).

Diante do exposto, o propósito deste estudo foi avaliar o efeito da temperatura de evaporação do solvente na resistência de união dos sistemas adesivos convencionais à dentina, com o objetivo de aprimorar a técnica adesiva culminando na obtenção de restaurações adesivas mais duradouras.



REVISÃO DA LITERATURA

2 - Revisão da Literatura

Apesar da técnica do condicionamento ácido preconizada por Buonocore, 1955, ter obtido êxito com os procedimentos adesivos em esmalte, a mesma performance porém, não foi alcançada em dentina. A adesão em esmalte requer o condicionamento ácido da superfície seguido da aplicação do sistema adesivo (Van Meerbeek *et al*, 2003; De Munck *et al.*, 2005). Nakabayashi, Kojima, Masuhara, em 1982, foram os primeiros a reportar a obtenção de uma adesão favorável para o substrato dentinário, sendo que neste estudo estabeleceu-se uma evidência clara da existência de uma diferença na otimização do tempo de condicionamento ácido para os diferentes substratos. Este raciocínio nos demonstra que, entre outros fatores, as diferenças estruturais, morfológicas e fisiológicas entre o esmalte e a dentina desempenham um papel crucial na qualidade adesiva aos materiais resinosos. Por outro lado, a dificuldade de se obter uma efetiva adesão à dentina também remanesce ao longo do tempo (Garcia *et al.*, 2003). Desta forma, a revisão da literatura do presente estudo tem por objetivo sintetizar, em tópicos, os principais aspectos relacionados ao substrato dentinário, aos sistemas adesivos, elucidar o papel dos solventes na hibridização dentinária e a sua influência na RU.

2.1-Dentina:

A dentina é formada por células denominadas odontoblastos, que se diferenciam a partir de células ectomesenquimais da papila dentária, sob a influência organizadora das células do epitélio dentário interno, durante a formação do germe dentário. Os odontoblastos produzem uma matriz orgânica que, uma vez mineralizada, passa a ser denominada dentina. Essa matriz

orgânica é basicamente formada por colágeno tipo I, que é apresentado de maneira fibrilar e praticamente insolúvel. Sua formação ocorre de maneira desorganizada, sem uma orientação pré-estabelecida. Muitos outros componentes orgânicos não colagênicos como fosforina, sialoproteína dentinária e glicosaminoglicanas também são encontrados, porém em menor concentração (Ten Cate, 2001; Giannini, 2003). A porção mineral da dentina é constituída de cristalitos de hidroxiapatita menores e com orientação menos sistemática do que aqueles encontrados em esmalte (Marshall *et al*, 1997; Giannini *et al*, 2003; Proença *et al.*, 2007).

Em relação á sua composição, a dentina é constituída por 70% de matéria inorgânica, 18% de matéria orgânica e 12% de água (em peso). Devido à alta densidade de sua constituição mineral, de 30 a 50% do seu volume são ocupados por matéria orgânica, conferindo a água 20% do volume total ocupado (Mjör, 1973). Mais importante do que considerar os percentuais médios de composição é compreender que as características morfofuncionais da dentina variam grandemente de acordo com a região e o tratamento a que é submetida (Carvalho, 2002). Após a desmineralização da dentina, a concentração de água aumenta significativamente cerca de 50 a 70% em volume e isso tem uma implicação direta nas suas propriedades mecânicas e no processo adesivo (Pashley *et al.*, 1994; Shono *et al.*, 1999a)

Morfológicamente a dentina é constituída por túbulos dentinários distribuídos de maneira radial a partir da câmara pulpar até a junção amelodentinária, com a forma de um cone. O diâmetro de cada túbulo varia entre 1-3µm, reduzindo seu calibre em direção à junção amelodentinária, devido ao tempo de permanência sob ação mineralizante dos odontoblastos. Esta dentina altamente mineralizada é denominada peritubular. Em condições normais, os túbulos dentinários encontram-se preenchidos por fluido tissular proveniente da polpa dentária e prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos, responsáveis pelo mecanismo hidrodinâmico de transmissão de estímulos (Nakabayashi, Pashley, 1998).

A dentina intertubular, localizada entre os túbulos dentinários, é constituída por abundante conteúdo orgânico. Quanto maior a proximidade da junção dentina-esmalte, menor será a quantidade de túbulos dentinários por área delimitada, resultando em uma maior superfície de dentina intertubular. A disposição e formato dos túbulos dentinários determina diferenças significantes entre as regiões da dentina. Na proximidade da polpa encontra-se uma dentina predominantemente peritubular enquanto que na superfície a dentina intertubular ocupa 96,2% desta região (Garberoglio- Brannström, 1976; Nakabayashi-Pashley, 1998). Esta arquitetura induz variações intertubular, o que reflete na resistência coesiva da dentina, atuando como um fator determinante na qualidade da interface adesiva obtida com os sistemas adesivos (Pashley - Carvalho, 1997; Pashley *et al.*, 2000; Carvalho *et al.*, 2004).

A dentina pode ser classificada de acordo com a sua localização, estrutura, características da matriz e modificações que sofre em resposta a diferentes estímulos. As variações morfológicas mais encontradas em dentina são: dentina esclerótica, dentina terciária reacional, dentina terciária reparativa e a dentina afetada por cárie (Duke *et al.*, 1991; Xu *et al.*, 1998). Todas essas variações regionais relacionadas à atividade fisiológica ou na presença de cárie refletem em um substrato com características complexas e individuais, de acordo com a constituição e disposição dos túbulos, o que pode determinar alterações significantes nas diversas propriedades desse substrato (Garcia, 2005).

Assim, adesão à estrutura dentinária depende de fatores como tempo de condicionamento ácido, tipo de adesivo, umidade presente na dentina e, certamente do tipo de dentina. Em boa parte dos procedimentos restauradores, numa mesma cavidade é provável que se faça a hibridização do substrato concomitantemente em dentina sadia, dentina terciária e dentina afetada por cárie. Yoshiyama e colaboradores em 1996 verificaram uma redução de 20 a 45% na RU de sistemas adesivos à dentina esclerótica. E a diminuição da RU que ocorre em substratos esclerosados pode ser devido: a dificuldade de condicionamento da camada

superficial hipermineralizada; a presença de uma camada remineralizada abaixo da camada hipermineralizada e a retenção de áreas escleróticas ácido-resistentes, que obliteram os canalículos dentinários dificultando a formação dos *tags* resinosos (Burmam *et al.*, 2007; Tay *et al.*, 2000).

A dentina mineralizada normalmente não permite a difusão de monômeros em seu interior. Portanto, a dentina deve ser apropriadamente condicionada para permitir a difusão de monômeros, que devem ter uma boa afinidade pela dentina desmineralizada. Superfícies dentinárias preparadas são cobertas por uma lama dentinária que adere fracamente à superfície da dentina intacta. O condicionamento da dentina promove a remoção ou modificação da lama dentinária para permitir a difusão dos monômeros na matriz dentinária desmineralizada (Nakabayashi e Pashley, 1998).

O condicionamento ácido da dentina também possui a função de promover o aumento de sua permeabilidade através da ampliação do diâmetro dos túbulos e subseqüentemente exposição da trama de fibrilas de colágeno e conseqüentemente, adequada infiltração dos monômeros resinosos. Assim, após a técnica de condicionamento ácido ocorrem modificações nas características da composição da dentina, o que implica em significantes alterações de sua permeabilidade, refletindo positivamente na união dos sistemas adesivos à dentina (Nakabayashi, Pashley, 1998; Giannini *et al.*, 2001). Com o aumento da permeabilidade do substrato dentinário a infiltração dos monômeros resinosos por entre os espaços interfibrilares tende a ser mais eficaz, caracterizando a hibridização dentinária por meio da formação da camada híbrida (Nakabayashi, Pashley, 1998; Van Meerbeek *et al.* 2003).

Entretanto, para que ocorra uma eficiente hibridização do substrato dentinário é extremamente importante que, as fibrilas de colágeno expostas, após o processo de condicionamento ácido, se mantenham expandidas preservando adequadamente os espaços interfibrilares para posterior infiltração dos monômeros resinosos (Carvalho *et al.*, 2004). A

manutenção desses espaços interfibrilares só será possível com a preservação da umidade característica do tecido dentinário. Portanto, mesmo com o aumento da permeabilidade dentinária a infiltração do adesivo nos espaços interfibrilares será bem menos favorável em dentina seca quando comparada à úmida (Tay *et al.*, 1996a; Pashley *et al.*, 2000). Desta forma, a infiltração de monômeros resinosos no interior dos espaços interfibrilares da matriz de dentina desmineralizada é de fundamental importância para a formação da camada híbrida, conforme já mencionado (Nakabayashi-Pashley, 1998; Giannini *et al.*, 2003). A hibridização muda completamente as propriedades físico-químicas das superfícies e subsuperfícies dentais, e pode ser considerada uma forma de engenharia tecidual (Nakabayashi e Pashley, 1998).

2.2- Sistemas adesivos

Sistemas adesivos são, por definição, os materiais responsáveis por produzir a união do material restaurador às estruturas dentais. Independentemente de o material restaurador ser aplicado de forma direta ou indireta sobre a estrutura dental, em ambas as técnicas a união destes materiais ao dente pode ser mediada pelo sistema adesivo (Carvalho *et al.*, 2004).

Em Odontologia podemos definir adesão como sendo o processo através do qual unimos materiais restauradores aos substratos dentais. Essa adesão abrange três diferentes mecanismos: Adesão química – baseada nas forças de valência primárias, tais como: covalente ou iônica; adesão física – que depende das forças de valência secundárias (Forças de Van der Waals) e adesão mecânica que depende da penetração de um material num outro diferente em nível microscópico. Assim, a dentina hibridizada é considerada como uma forma de adesão micromecânica, no sentido de que polímeros ficam embricados entre as fibrilas de colágeno (Nakabayashi-Pashley, 1998).

Essa união é conseguida pela aplicação de um agente intermediário denominado de adesivo dental. Adesivos dentais são combinações de monômeros resinosos de diferentes pesos moleculares e viscosidades. A diluição dos monômeros de modo a se atingir a fluidez necessária para aplicação clínica é conseguida pela adição de diluentes resinosos, solventes orgânicos como a acetona e o etanol, além da água que está presente em várias formulações. Os adesivos são constituídos de monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos. Os monômeros hidrofílicos permitem que o adesivo seja compatível com a umidade natural do substrato dentinário, principalmente quando a técnica úmida é empregada, porém, conferem ao material maior propensão à sorção de água, o que pode ser prejudicial para sua estabilidade ao longo do tempo. Os monômeros hidrofóbicos, normalmente de maior peso molecular e mais viscosos, são incorporados para conferir maior resistência mecânica e estabilidade ao produto. Os adesivos dentais da atualidade desenvolvem um mecanismo de retenção micromecânica à dentina, por meio de um processo de hibridização desses substratos. Embora existam evidências de que alguns monômeros possam reagir quimicamente com elementos do substrato dental, sugerindo um adicional mecanismo de retenção química (Carvalho *et al.*, 2004; Yoshida *et al.*, 2004).

Os adesivos dentinários podem ser classificados em convencionais (que utilizam um condicionamento ácido prévio) ou autocondicionantes (que não utilizam um condicionamento ácido prévio) (Carvalho *et al.*, 2004; Peumans *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2005; Proença *et al.*, 2007; Breschi *et al.*, 2008). Van Meerbeek *et al.*, em 2003, sugeriram uma classificação dos sistemas adesivos de acordo com o número de passos clínicos empregados. Desta forma os adesivos convencionais são divididos em duas categorias: em adesivos de 3 passos, que compreendem os passos de condicionamento ácido, aplicação do *primer*, que é o agente promotor da união, e aplicação do adesivo, ou resina de baixa viscosidade, todos aplicados separadamente. O condicionamento ácido é realizado geralmente com o ácido fosfórico,

seguido de lavagem. O *primer* é uma solução de monômeros resinosos diluídos em solventes orgânicos que podem ou não conter água nessa formulação. O *primer* neste tipo de adesivo é responsável por permitir formação da camada híbrida com as fibrilas de colágeno, quer seja pelo preenchimento completo dos espaços interfibrilares ou pelo revestimento das fibrilas para posterior infiltração da resina adesiva hidrofóbica (Carvalho *et al.*, 2004). O único momento em que se pode dispensar a utilização do *primer* para os sistemas adesivos convencionais de 3 passos é quando o substrato dentário exposto seja exclusivamente formado por esmalte. O passo 3 deste sistema corresponde a aplicação do adesivo que é a porção mais hidrofóbica, desprovida de solventes orgânicos ou água em sua formulação. E na tentativa de simplificar ainda mais os sistemas adesivos convencionais os mesmos podem ainda ser encontrados com a formulação de 2 passos, no qual manteve-se a aplicação do condicionamento ácido de forma isolada, seguida pela aplicação de uma única solução denominada de *primer/adesivo*. Nessa versão simplificada, os componentes do *primer* hidrofílico foram misturados com os monômeros resinosos hidrofóbicos do adesivo, permitindo que a única solução fosse compatível com o substrato naturalmente úmido da dentina. Assim como no *primer* dos sistemas de 3 passos, os adesivos de 2 passos podem ou não conter água em sua composição e funcionam simultaneamente como agente de formação da camada híbrida e ligação com o material restaurador aplicado posteriormente.

A partir da década de 90, foram desenvolvidos sistemas adesivos com o intuito de eliminar a etapa de condicionamento dos substratos com ácido fosfórico e diminuir o número de passos durante o procedimento restaurador, reduzindo os problemas relacionados à técnica, e conseqüentemente, às possíveis falhas na adesão, além de praticamente eliminar os problemas de sensibilidade pós-operatória (Andrade *et al.*, 2008). Foram introduzidos os então denominados sistemas *self-etching primer* ou adesivos com *primer* autocondicionante. Nesses sistemas adesivos, houve a introdução de monômeros acídicos ao *primer*. Os adesivos

que tiveram a introdução desses monômeros junto ao adesivo são os denominados *self-etching adhesives*. Nesta nova formulação, apesar da maioria dele apresentar um menor poder de descalcificação do que o ácido fosfórico dos sistemas convencionais há uma desmineralização da estrutura dentária com concomitante infiltração dos outros constituintes do sistema adesivo. Assim, na técnica de aplicação, o condicionamento ácido e a aplicação do *primer/adesivo* são realizados simultaneamente (Lodovici *et al.*, 2003).

Da mesma forma que os adesivos convencionais, os autocondicionantes são também classificados de acordo com o número de passos operatórios, e por isso são divididos em adesivos de 2 passos ou de passo único (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Peumans *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2005; Hiraishi *et al.*, 2007; Breschi *et al.*, 2008). Como os adesivos autocondicionantes não exigem um prévio condicionamento ácido e o mecanismo de autocondicionamento da estrutura dental depende da acidificação da solução no momento da aplicação, todo sistema autocondicionante deve conter água em sua formulação, além dos necessários solventes orgânicos e diluentes (monômeros de baixo peso molecular) que tornam a solução fluida o suficiente para infiltrar-se nos tecidos dentais. Nos adesivos autocondicionantes de 2 passos, o caráter ácido e fluido é encontrado no *primer* do material – primeira solução a ser aplicada e responsável pela formação da camada híbrida. Já no segundo passo ocorre a aplicação de uma resina de baixa viscosidade (adesivo) com características hidrofóbicas e que não contém solventes ou água. Os adesivos autocondicionantes de 2 passos cujo o *primer* é a solução acidificada pode também ser chamado de “*primer* autocondicionante” (Carvalho *et al.*, 2004). Contudo, na tentativa de simplificar ainda mais os passos operatórios, os fabricantes uniram o *primer* ácido com a resina adesiva dos sistemas de 2 passos, de forma que uma única solução fosse aplicada sobre a superfície dentinária não condicionada. Essa solução composta por monômeros ácidos, solventes, diluentes e água desempenha a função de desmineralização, infiltração e posterior ligação com material

restaurador. Os adesivos de passo único também são conhecidos por “adesivos autocondicionantes”. E como se faz necessária a presença de água nesta formulação para deflagrar o processo de acidificação, os monômeros hidrofóbicos deixaram de ser parte integrante desses materiais (Carvalho *et al.*, 2004; Hiraishi *et al.*, 2007).

Os adesivos autocondicionantes são classificados ainda de acordo com o pH de sua solução em ‘moderado’ ou ‘forte’. Os adesivos autocondicionantes ‘forte’ são aqueles que possuem um pH muito baixo (≤ 1) e exibem um mecanismo de adesão e interface morfológica da dentina parecido com o produzido com os adesivos que utilizam o condicionamento ácido prévio. Os sistemas adesivos autocondicionantes ‘moderado’ (pH =2) dissolvem a superfície dentinária somente parcialmente, de forma que uma grande quantidade de cristais de hidroxiapatita permanecem no interior da camada híbrida (Tay *et al.*, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2003; De Munck *et al.*, 2005; Peumans *et al.*, 2005; Andrade *et al.*, 2008; Furuse *et al.*, 2008).

Uma avaliação da efetividade dos diferentes sistemas disponíveis atualmente, pode-se considerar que em dentina, a RU dos adesivos convencionais de 3 passos ultrapassou todos os adesivos de aplicação simplificada. De forma que a resistência adesiva desses adesivos foi significativamente mais alta do que os adesivos de 2 passos, tanto convencionais quanto autocondicionantes (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Carvalho *et al.*, 2004; De Munck *et al.*, 2005). Em geral, os adesivos autocondicionantes apresentam efetividade adesiva significativamente menor, porém alguns adesivos autocondicionante de 2 passos têm alcançado RU muito aproximada aos adesivos que utilizam o condicionamento ácido. Em contrapartida, os adesivos convencionais de 3 passos e os à base de álcool- água são considerados “padrão-ouro” em relação a durabilidade de união. (De Munck *et al.*, 2005). E em geral os adesivos de 2 passos convencionais apresentam um desempenho clínico bem menos favorável quando comparado com o de 3 passos (Peumans *et al.*, 2005).

2.3-O papel dos solventes no estabelecimento da hibridização dentinária e na durabilidade da união

O condicionamento ácido em dentina promove a eliminação do conteúdo mineral da porção mais superficial – *smear layer* – abrindo os orifícios dos túbulos dentinários, aumentando a permeabilidade dentinária e expondo uma trama fibrosa rica em colágeno. Esta região mais úmida e com menor conteúdo mineral tem baixa energia livre de superfície, ou seja, menor capacidade de interagir com monômeros resinosos hidrofóbicos. De forma, que o sucesso da técnica adesiva estaria comprometido, já que não seria possível promover a formação da camada híbrida. Porém, o desenvolvimento de soluções constituídas de monômeros hidrofílicos, denominadas *primers*, possibilitou o aumento da interação entre as fibrilas de colágeno e a resina fluida (Reis *et al.*, 2001; Aguilar *et al.*, 2002; Carvalho *et al.*, 2004).

Os *primers* apresentam em sua composição os solventes orgânicos, nos quais são adicionados monômeros hidrofílicos, que têm a função de deslocar a água presente entre as fibrilas de colágeno, permitindo a infiltração dos monômeros resinosos. A remoção da água se faz por um processo de desidratação química, liderada pelos solventes anidros contidos nos sistemas adesivos (Carvalho, 1998). Após a saturação da superfície, a mistura de solvente com água será perdida por evaporação, desde que seja permitido o tempo necessário para que isso ocorra.

Basicamente três tipos de solventes são empregados na composição dos *primers*: água (inorgânico), etanol e acetona (orgânicos) (Perdigão, Frankerberger, 2001; Sadek *et al.*, 2003). A escolha do tipo de solvente a ser empregado depende freqüentemente da solubilidade dos mesmos nos monômeros resinosos. O monômero mais comumente empregado nos adesivos atuais é o HEMA (Hidróxi-etil-metacrilato) que é solúvel nos três solventes, embora seja mais

freqüentemente misturado à água (Kanca, 1998; Carvalho *et al.*,1998). Os solventes são responsáveis pelo deslocamento do fluido, penetram nas microporosidades criadas, participam na evaporação da água e deixam os monômeros hidrofílicos em contato com as fibrilas de colágeno. Quando há a polimerização dos monômeros, estes envolvem as fibrilas formando a camada híbrida ou zona de interdifusão resinosa (Nakabayashi *et al.*, 1982; Carvalho *et al.*, 2002, 2004).

A manutenção dos espaços interfibrilares, depois que os cristais de hidroxiapatita foram removidos, em uma condição expandida representa um grande desafio para obtenção de uma adesão favorável. A matriz dentinária desmineralizada, composta principalmente por colágeno, pode colapsar facilmente se o colágeno for desnaturado durante o condicionamento, causando uma diminuição no espaçamento interfibrilar e perda da permeabilidade para monômeros resinosos. A função do *primer* é manter a matriz de dentina desmineralizada em uma condição expandida, evitando o colapso das fibrilas e eventual prejuízo da infiltração dos monômeros resinosos. (Nakabayashi-Pashley, 1998).

A umidade residual do substrato dentinário, previamente à aplicação dos sistemas adesivos, tem papel fundamental na infiltração dos monômeros resinosos na dentina condicionada. O colágeno exposto pelo condicionamento ácido, sem a sustentação rígida promovida pelos cristais de hidroxiapatita, se colapsa na ausência de umidade, conforme já mencionado. Desta forma, a permeabilidade dentinária fica reduzida e a infiltração dos monômeros resinosos hidrofílicos nos espaços interfibrilares prejudicada, comprometendo, subseqüentemente, a formação da camada híbrida Os estudos têm mostrado melhores valores de resistência adesiva quando o substrato dentinário é mantido visivelmente úmido antes da aplicação do sistema adesivo. Todavia, o excesso de água ou *overwet* também afeta negativamente a infiltração do adesivo, pois atua como barreira física e, além de impedir a penetração do adesivo, também causa a diluição e emulsão de seus componentes, separando-

os em fases hidrofóbicas e hidrofílicas, dificultando a polimerização dos monômeros dentro da camada híbrida (Tay *et al.*, 1996a). E a forma mais comum de remoção do excesso de água da dentina desmineralizada, após a lavagem do ácido, é por meio de leves “jato de ar”. Sendo também esse o método mais indicado pela maioria dos fabricantes dos sistemas adesivos. Porém, para uma padronização da umidade residual o uso de papel absorvente ou bolinhas de algodão parece ser uma ótima opção para a remoção do excesso de água, permitindo desse modo uma remoção mais homogênea (De Góes *et al.*, 1997; Pereira *et al.*, 2001; Reis *et al.*, 2001; Carvalho, 2002; Garcia, 2005).

Porém, a realização de uma secagem excessiva da dentina desmineralizada ou *overdry*, ocasiona em contra partida, o colapso das fibrilas de colágeno e obliteração dos espaços criados após o condicionamento (Tay *et al.*, 1996a; Pashley-Carvalho, 1997), e conseqüentemente, diminuição da permeabilidade do substrato dentinário, que por sua vez, terá dificultada a permeação dos monômeros resinosos.

Contudo, após executar a sua função de carrear os monômeros resinosos nos espaços interfibrilares, os solventes devem ser evaporados, pois a permanência de solventes residuais interfere na ideal polimerização dos sistemas adesivos (Santerre *et al.*, 2001; Carvalho *et al.*, 1998, 2004). A taxa (velocidade) de evaporação de qualquer substância é determinada por uma propriedade dos líquidos denominada de pressão de vapor. Essa propriedade está diretamente relacionada com uma maior ou menor capacidade do solvente em deslocar a água presente entre as fibrilas de colágeno e de sua permanência na superfície dentária. Para qualquer substância pura ou misturas, a taxa de evaporação será maior quanto maior for a sua pressão de vapor, assim, líquidos que evaporem mais rapidamente, ou seja, são mais voláteis, têm uma pressão de vapor maior. A acetona, por exemplo, possui baixa temperatura de ebulição (56,5°C) quando comparada ao etanol (78,3°C) e à água (100°C), sendo por isso

mais volátil, conseguindo efetivamente remover água da dentina previamente condicionada (Carvalho, 2003; Sadek *et al.*, 2003)

Vários são os fatores que podem alterar a taxa de evaporação de diferentes substâncias, entre eles, o mais comum é a temperatura. Em uma temperatura constante, substâncias simples mantêm sua taxa de evaporação e pressão de vapor constante ao longo do tempo necessário para a completa evaporação. Clinicamente, a mistura de diferentes soluções determinará um novo valor de pressão de vapor. Este é proporcional ao volume de cada agente. Um determinado volume d'água terá sua pressão de vapor elevada quando adicionado certa quantidade de um solvente com alto valor de pressão de vapor, favorecendo a evaporação da solução em um menor intervalo de tempo. Este fenômeno ocorre durante a aplicação de sistemas adesivos sobre a dentina úmida. Os solventes orgânicos se misturam à água e permitem uma maior evaporação nos períodos imediatos à sua aplicação. A concentração de monômeros resinosos aumenta de acordo com a redução do volume ocupado pela água, devido aos baixos valores de pressão de vapor dos primeiros. Entretanto, o aumento gradual da concentração dos monômeros reduz a pressão de vapor de toda a mistura, impedindo a evaporação total da água dentro do tempo clínico adequado, como demonstrado em 1998 por PASHLEY e colaboradores.

Desta forma, a combinação dos fenômenos de colapso parcial da matriz e da redução de pressão de vapor observados durante a aplicação dos sistemas adesivos demonstra que, quando estes não são polimerizados no tempo clínico recomendado, existe uma probabilidade muito grande de que resíduos de solventes e água remanesçam na camada híbrida. Isso tem um efeito significativo na durabilidade da união, uma vez que os espaços ocupados pelos resíduos de solvente ou água representarão porosidades na interface, comprometendo a polimerização adequada dos monômeros resinosos (Carvalho *et al.*, 2005; Yiu *et al.*, 2006; Furuse *et al.*, 2008). Assim, a polimerização incompleta da camada de adesivo pode ter efeitos

imediatos no comprometimento da união, resultando em sensibilidade pós-operatória, além de se configurar uma camada mais susceptível à degradação no meio bucal (Carvalho *et al.*, 2004). Portanto, a eliminação do excesso de água e solventes residuais da camada do adesivo é fundamental para garantir adequada polimerização e conseqüentemente adequado desempenho do material.

Com o objetivo de melhor determinar os efeitos da água na obtenção de adesão dentinária, Jacobsen; Söderholm, em 1995, realizaram um estudo para verificar se a RU obtida com *primers* à base de HEMA é afetada pelo tipo de solvente empregado, água ou acetona, pelo tempo de aplicação destes *primers* e a taxa de conversão de adesivos contaminados por água. Empregando-se 32 incisivos centrais bovinos divididos em quatro grupos com oito espécimes cada, foram realizadas restaurações em dentina aplicando-se como *primer* uma solução de HEMA/acetona ou HEMA/água por 30 ou 120 segundos, as quais posteriormente foram testadas quanto à RU ao cisalhamento. Para avaliar a taxa de conversão dos adesivos, preparou-se um adesivo misturando-se 37,1% por peso de HEMA com 61,0% por peso de água, 0,3% por peso de canforoquinona; 0,025% por peso de Hidroxitolueno Butilado (BTH) e 0,675% por peso de Dimetilaminoetilmetacrilato. Uma quantidade de 1 mL de adesivo foi gotejado em vários recipientes e em seguida, foi adicionada água em quantidades variáveis individualmente; 0,05; 0,10; 0,20; 0,40 e 0,80 mL. Para cada variação da quantidade de água adicionada, foram confeccionados 6 espécimes. Estes, após serem misturados em ultra-som, foram analisados em espectrofotometria infravermelha transformada de Fourier (FTIR). Os dois grupos (30 e 120 segundos, respectivamente) tratados com *primer* à base de acetona apresentaram valores de RU maiores ($22,2 \pm 2,1$ MPa e $21,5 \pm 3,2$ MPa) do que os grupos tratados com *primer* à base de água ($7,0 \pm 3,3$ MPa e $16,2 \pm 4,8$ MPa). Nestes últimos, observou-se que a resistência aumentou quando o *primer* foi aplicado em um tempo maior; porém, este valor não chegou a ser o mesmo que o observado

para os grupos que empregaram *primers* à base de acetona. Com relação à taxa de conversão do adesivo, esta foi de 53,5%, diminuindo para aproximadamente 25% quando 0,2 mL ou mais de água foi aplicada por mL de resina. Os autores concluíram que se comparando a acetona e a água, como solventes de *primers* à base de HEMA, a água confere uma RU menor do que a acetona e requer um tempo de manutenção do *primer* na superfície mais prolongado. Isso poderia ser explicado, segundo eles, pela capacidade da água em interferir com a ideal polimerização dos adesivos.

Considerando que para o sucesso observado com a técnica úmida de adesão, o estado de hidratação das fibrilas de colágeno, que permite a preservação da integridade morfológica, é uma condição fundamental, TAY *et al.*, em 1996a, realizaram um estudo em que o objetivo foi o de avaliar as diferenças micromorfológicas entre as técnicas de adesão úmida e seca. Empregando um sistema adesivo cujo *primer* consistiu de apenas um componente, à base de álcool e não apresentou água na sua composição e um sistema adesivo experimental cujo *primer* apresentou-se na forma de dois componentes, à base de acetona e também não possui água na sua composição. Para o experimento, utilizou-se 24 dentes humanos, terceiros molares, a partir dos quais foram preparados 24 discos de dentina de 1-1,5 mm de espessura. Os discos foram divididos em quatro grupos e condicionados com ácido fosfórico 10% na forma de gel durante 20 segundos e em seguida lavados com água por mais 20 segundos. Dois grupos de dentes serviram para testar a condição seca da dentina e os outros dois, para condição úmida, e neste caso, somente o excesso de água sobre a dentina foi eliminada com papel absorvente de forma que a superfície permanecesse visivelmente úmida antes do procedimento adesivo. Nos grupos para avaliar a condição seca, as superfícies foram desidratadas com jato de ar durante 30 segundos, previamente ao procedimento adesivo. Após realizar o procedimento adesivo, os discos de dentina de cada grupo foram unidos com resina, formando três pares de disco por grupo. Cada disco foi posteriormente seccionado ao meio e

metade foi preparada para se analisada em MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) e a outra metade em MET (Microscopia Eletrônica de Transmissão). Nos grupos que serviram para analisar a condição úmida, observou-se a manutenção dos espaços interfibrilares e um completo molhamento dessa rede de colágenos pela resina, resultando na formação de uma camada híbrida de aproximadamente 5µm de espessura. Nos outros grupos, verificou-se a presença de uma camada híbrida muito fina sobre a superfície dentinária, ao longo das paredes dos túbulos e ao longo dos prolongamentos laterais dos túbulos. A ausência das fibrilas de colágeno e dos espaços interfibrilares nestas áreas sugeriu que existe uma matriz de dentina colapsada que restringiu a penetração da resina na matriz intertubular subsuperficial, produzindo uma camada não infiltrada completamente, denominada pelos autores de “região hibridóide”.

No que tange à técnica úmida, Tay e colaboradores, em 1996b, relataram que para se conseguir valores efetivos de RU e um bom selamento à dentina, é necessário uma quantidade suficiente de água; sendo que o excesso de água pode atuar como um fator prejudicial. Assim, considerando que a umidade superficial da dentina é, portanto um assunto que precisa ser melhor compreendido, os autores realizaram um trabalho para testar a hipótese nula de que o grau de umidade superficial da dentina não é um fator importante para que os sistemas adesivos apresentem uma efetividade adesiva. Para tanto, foram utilizados 24 dentes humanos, terceiros molares, e confeccionados 24 discos de dentina de aproximadamente 1.0 a 1,5 mm de espessura. Em seguida, os espécimes foram divididos em 3 grupos. Em todos os grupos, os espécimes foram condicionados com ácido fosfórico a 10% durante 20 segundos, em seguida lavados com água e restaurados com All-Bond 2. A diferença entre os grupos era que no grupo 1, a superfície dentinária foi seca com ar por 3 segundos a uma distância de 20cm, sem deixar sinais visíveis de água; no grupo 2, o excesso de água foi removido com pequenos pedaços de papel absorvente e a superfície dentinária apresentava-se visivelmente

úmida; e no grupo 3 para simular um supermolhamento, foram gotejados 40 μ L de água destilada sobre a superfície dentinária. Os discos foram tratados com o sistema adesivo de forma que um par de discos foi aderido um contra o outro. Desta forma, os espécimes foram preparados para serem analisados em microscópio óptico. Os resultados apresentados revelaram que quando foi deixado um excesso de umidade sobre a superfície da dentina, formaram-se espaços, semelhantes a uma bolha na interface dentina/*primer*. Abaixo desses espaços, existiam túbulos que não estavam completamente selados. Além disso, havia a formação de glóbulos de *primer* sobre a superfície dentinária. Ou seja, a presença de bolhas microscópicas na interface dentina/*primer* pode servir de resposta às observações de uma menor resistência adesiva quando o sistema adesivo All-Bond 2 é aplicado com excesso de umidade superficial. A relevância do trabalho é que provavelmente, deve existir uma quantidade de água limite necessária para deixar a rede de colágeno desmineralizada estável de forma que se possa usufruir dos benefícios da “técnica úmida”. Particularmente com o All-Bond 2, os autores comentam que a quantidade de água presente no material ou em sistemas semelhantes, pode ser um fator negativo para aqueles que já têm praticado a técnica úmida.

Por outro lado, quando a matriz de dentina é desmineralizada e seca com ar ela poderá contrair-se de 65% do seu volume. Durante a desidratação, as fibrilas de colágeno ficam bem próximas, facilitando uma fraca associação entre as cadeias polipeptídicas, o que não ocorre na presença de água. O colapso reduz os espaços interfibrilares que sevem como canais de difusão para infiltração do adesivo. A água é o solvente com maior capacidade de estabelecer ligações químicas do tipo pontes de hidrogênio (P-H) com os peptídeos colágenos, quebrando pontes de hidrogênio intermoleculares (Carvalho, 2002; Garcia, 2005). E um modo para superar o problema do colapso é o re-umedecimento da superfície da dentina com água antes da aplicação do adesivo. Alguns adesivos são à base de água e outros usam álcool ou acetona como solvente. Para a dentina desmineralizada e seca a sua re-expansão é necessária para

otimizar a adesão da resina. Desta forma, Carvalho e colaboradores, em 2003, realizaram um estudo para testar a resistência adesiva da mistura do solvente/HEMA (Hidróxi-etil-metacrilato) como *primer* aplicado sob superfície de dentina desmineralizada e seca. As superfícies de dentina foram condicionadas com ácido fosfórico 37% por 20 segundos e secas com ar por 30 segundos. As superfícies secas foram depois preparadas com 20mL de 35% de HEMA/ 65% solução de solvente. Os solventes utilizados foram: água (controle), metanol, álcool e propanol. Em seguida, as superfícies foram deixadas em repouso por 60 segundos e depois secas suavemente com ar por 5 segundos e subseqüentemente aplicado o agente adesivo (Amalgambond, Parkell, Farmingdale, NY, USA) sem usar o *primer* do kit adesivo. Em seqüência desenvolvida a estrutura coronária com resina composta (RC) Z100 (3M ESPE). Foram preparados 12 dentes divididos em 4 grupos. E depois armazenados a 37°C em água destilada por 24 horas antes de testados. Os dentes foram cortados em forma de palitos com espessura aproximada de 0.8mm². A resistência adesiva de cada palito foi realizada pelo ensaio mecânico de microtração. O *primer* HEMA/álcool e HEMA/propanol produziram as mais altas e mais baixas resistências adesivas, respectivamente (47.9 e 16.1 MPa). Para os autores as resistências adesivas estão diretamente correlacionadas com a amplitude dos espaços interfibrilares e com a habilidade do *primer* em realizar a re-expansão da matriz colapsada de dentina desmineralizada. Dessa forma, os resultados mostraram que o tipo de solvente da solução do *primer* afetou significativamente a RU resina/dente.

Por conseguinte, tanto a eliminação dos excessos de água quanto do solvente residual do interior dos espaços interfibrilares é de extrema importância para promover adequada durabilidade da união. Por isso tem-se estudado os mecanismos que possam otimizar o processo de evaporação. Com esse objetivo Klein-Junior e colaboradores, em 2008, pesquisaram sobre o efeito da temperatura com o aumento da RU da interface dente/resina. Para o estudo foram utilizados 20 terceiros molares livres de cárie, divididos em 2 grupos.

Após remoção da superfície oclusal e padronização da *smear layer* do substrato dentinário, os mesmos foram condicionados com ácido fosfórico e em seqüência foi iniciada aplicação dos sistemas adesivos Single Bond e Prime&Bond, segundo o fabricante. Após a sua aplicação, o solvente foi evaporado utilizando-se duas temperaturas (20 e 60°C - frio e quente, respectivamente) por 10 segundos a uma distância de 20 cm. Em seguida o adesivo foi polimerizado e coroas de RC foram confeccionadas. Após armazenamento em água destilada por 24h os dentes foram submetidos ao teste mecânico de microtração. Os resultados dos testes mostraram que para ambos adesivos houve aumento da média de RU, porém só foi estatisticamente significante para o Single Bond quando o aumento da temperatura foi avaliado.

2.3 - Testes mecânicos

Os produtos odontológicos são desenvolvidos muito rapidamente e o conhecimento de suas propriedades mecânicas é extremamente importante para uma adequada indicação e, sobretudo para avaliar seu desempenho em longo prazo (Wang, *et al.* 2003). Apesar dos lançamentos freqüentes de produtos representarem uma evolução da tecnologia e, principalmente da aplicação dos conhecimentos tecnológicos, apresentam-se também como um grande desafio aos pesquisadores que se encarregam de testá-los. De forma que os dados analisados, principalmente clínicos, geralmente não conseguem acompanhar a velocidade de renovação e substituição dos produtos. Isso acontece porque as pesquisas clínicas demandam mais tempo para que os resultados sejam estabelecidos e exigem uma avaliação mais complexa de todos os fatores associados. Já, os estudos laboratoriais nos permitem divulgar resultados mais imediatos, porém, não fornece uma análise mais global e uma extrapolação direta para a previsão do desempenho clínico dos materiais. Desta forma, os testes mecânicos

utilizados para avaliação da união de sistemas adesivos à estrutura dentária, geralmente, são fundamentados na aplicação de forças de deslocamento sobre a união, na tentativa de simular os mesmos esforços sofridos pela restauração durante sua função no meio bucal. Apesar disso, nenhum teste mecânico é capaz de simular adequadamente a natureza complexa do ambiente bucal e suas forças intrabucais (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Contudo, os testes laboratoriais são bastante interessantes aos fabricantes que, num curto período de tempo, podem avaliar seus produtos, corrigir possíveis deficiências e implementar melhorias (Garcia *et al.*, 2003). E mesmo que os testes mecânicos não tenham alcançado o nível da simulação clínica, como já referido, eles nos oferecem um importante parâmetro de análise. E o conhecimento dos principais testes laboratoriais é muito relevante para avaliação dos materiais odontológicos, respeitando evidentemente as características e parâmetro de cada teste (Wang *et al.*, 2003).

Dos vários testes mecânicos utilizados para a avaliação da RU resina/dente *in vitro*, podem-se destacar os que se baseiam na aplicação de força de deslocamento nos substratos diretamente na interface ou à distância desta. Os testes de tração (Oilo, 1993; Kato, Nakabayashi, 1998; Cardoso *et al.*, 1998; Pashley *et al.*, 1999; Youssef *et al.*, 2001; Garcia *et al.*, 2002; De Munck *et al.*, 2005; Burmann *et al.*, 2007) e cisalhamento (Oilo, 1993; Kato, Nakabayashi, 1998; Cardoso, 1998; Pashley *et al.*, 1999; Youssef, 2001; Garcia *et al.*, 2002; De Munck *et al.*, 2005; Burmann *et al.*, 2007) são os mais utilizados por serem menos complexos na sua utilização técnica e de fácil preparação dos corpos-de-prova.

O teste de tração é considerado um teste relativamente simples de entender e interpretar, sendo também o mais utilizado. Nesse tipo de avaliação, uma amostra do material é esticada em uma direção uniaxial numa máquina de tração. O teste é realizado com uma taxa de tração constante, isto é, com uma velocidade de extensão constante, e a carga é medida através de uma célula de carga (Van Noort, 2004). Contudo, um dos principais problemas com esse modo de teste é a manutenção do alinhamento do corpo-de-prova durante o ensaio, evitando a

orientação inadequada da força devido a uma geometria interfacial incorreta (Oilo, 1993). Devido a essa preocupação, vários dispositivos têm sido sugeridos com o objetivo de manter a reprodutibilidade dos ensaios sempre dentro do requerido alinhamento. Entretanto, a despeito do alerta e das constantes recomendações encontradas na literatura, a falta de padronização nos testes de resistência adesiva é rotina nos diferentes estudos. Isso se deve principalmente à falta de similaridade de dispositivos e equipamentos disponíveis nos diversos laboratórios de pesquisa; muitas vezes por motivos de economia e conveniência, cada laboratório adapta seus métodos de acordo com sua disponibilidade (Garcia *et al.*, 2002; Terada, 2001). E com o objetivo de diminuir a presença das variáveis no teste de tração que foi desenvolvido o teste de microtração por Sano e demais colaboradores, em 1994 (Carvalho *et al.*, 1994; Shono *et al.*, 1999a; Garcia *et al.*, 2002). De Munck e colaboradores em 2005, avaliaram os métodos clínicos e laboratoriais para testar a durabilidade da RU dos sistemas adesivos disponíveis naquela época. Os autores citam o teste de microtração como os meios mais usuais para testar a RU apresentando valores em torno de 40 MPa. O teste de microtração juntamente com os métodos utilizados para acelerar o envelhecimento das restaurações *in vitro*, como a ciclagem mecânica e armazenamento dos corpos-de-prova em água a 37°C, tentam prever o comportamento destas restaurações e predizer a longevidade dos adesivos com os ensaios mecânicos.

Uma das principais vantagens encontrada no teste de microtração é a possibilidade de determinação do local de falhas quase que exclusivamente adesivas na interface, permitindo uma análise da real RU entre o material e a estrutura dentária. Entre outras vantagens, pode-se destacar a possibilidade de obtenção de vários espécimes de um único dente e cálculo da sua média e do seu desvio-padrão, permitindo comparações intra e interdentas e a possibilidade de avaliação da resistência adesiva em áreas diminutas, o que favorece a mensuração da resistência adesiva em substratos clinicamente relevantes como dentina afetada por cárie ou

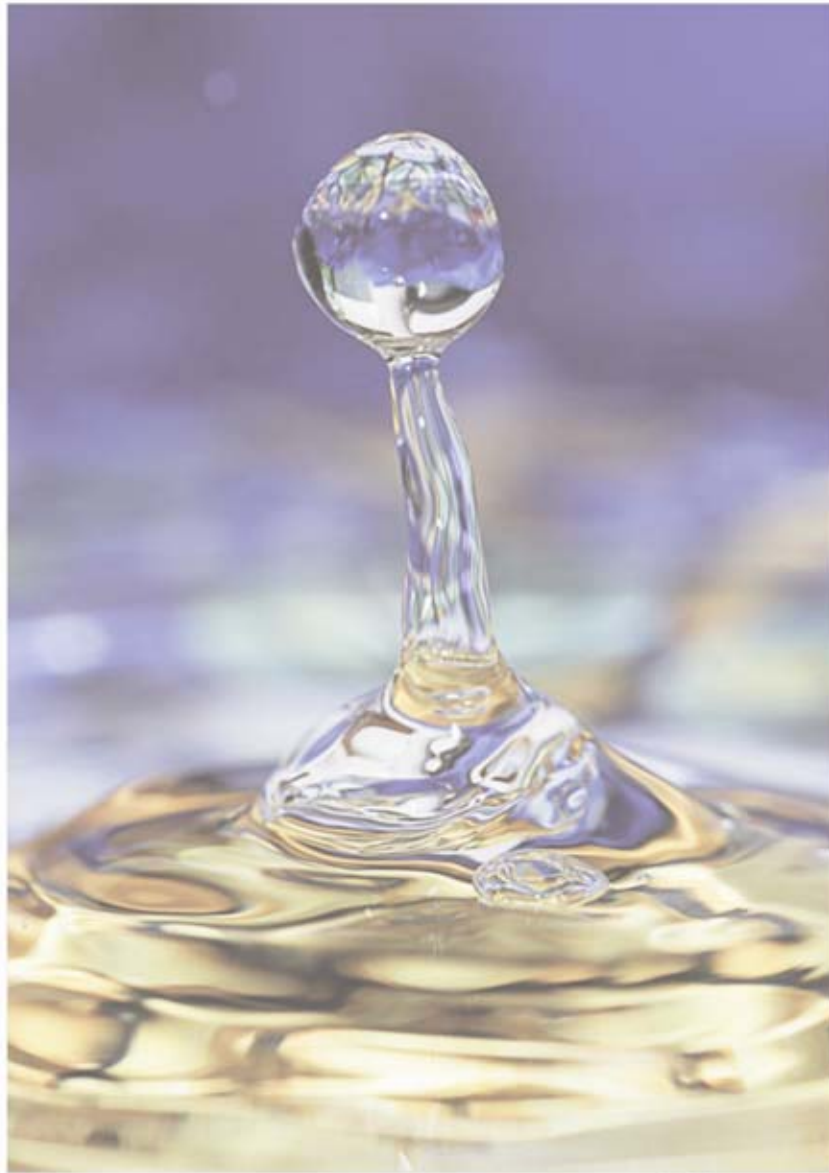
dentina esclerótica. Porém, a mais comum desvantagem relatada sobre o teste de microtração se refere à execução trabalhosa da técnica, que para tal exige um adequado treinamento prévio do operador além de necessitar de equipamento especial ou outros adaptados de acordo com a disponibilidade de cada laboratório (Pashley *et al.*, 1995; Terada, 2001; Garcia *et al.*, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Todavia, os testes de microtração possibilitam determinar o tipo e local de falha. E para tal procedimento uma criteriosa avaliação das superfícies fraturadas deve ser realizada, quer seja a olho nu, microscopia óptica ou eletrônica. Contudo, a escolha do método de observação dependerá dos objetivos e hipóteses levantadas no estudo. A classificação visual é de grande auxílio para proporcionar uma descrição global do modo de fratura, particularmente se a fratura é coesiva no adesivo, no material restaurador ou na dentina. O importante é que qualquer estudo que avalie a resistência adesiva de um determinado material a um substrato, deve sempre considerar o modo de fratura dos espécimes para avaliar não somente se essa foi adesiva, coesiva ou mista, mas também para que, através dessa análise, se possa avaliar criticamente a eficácia do método empregado para o teste e as conclusões obtidas (Garcia *et al.*, 2002).

Os testes de RU são freqüentemente utilizados para classificar os adesivos. É importante observar que os valores de RU não podem ser considerados como uma propriedade do material. Os dados registrados dependerão em grande parte de fatores experimentais, como, por exemplo, o tipo de compósito utilizado, valor do estresse, tamanho e geometria da amostra e do próprio método de ensaio (De Munck *et al.*, 2005).

Nestes testes de microtração também são permitido avaliar a resistência adesiva de espécimes reduzidos com formato de “palitos” (Pashley *et al.*, 1999), os quais apresentam um largo espectro de dimensões na área de secção transversal que pode variar de 0,3 a 15 mm², entretanto, a maioria dos estudos esta área varia entre 0,8 e 1,5 mm² (Pashley *et al.*, 1999;

Shono *et al.*, 1999b; Santos, 2008). E o número de espécimes obtido de um mesmo dente normalmente varia entre 4 a 10, sendo constatadas consideráveis diferenças entre os valores de forças adesivas obtidos. Já a quantidade de “palitos” testado por grupo varia entre 15 a 30, obtidos de um número de 3 a 5 dentes, em média (Pashley *et al.*,1999; Shono *et al.*, 1999b; Santos, 2008).



PROPOSIÇÃO

3 - Proposição

☉ objetivo geral do estudo foi avaliar o efeito da temperatura na RU dos sistemas adesivos convencionais à dentina.

Objetivo específico

Testar as seguintes hipóteses nulas:

1. A temperatura não irá influenciar os valores de RU imediata à dentina
2. O tipo de sistema adesivo empregado não irá influenciar os valores de RU.



MATERIAIS E MÉTODO

4 - Materiais e Método

A pesquisa foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília – UnB, em 30 de Maio de 2008, sob protocolo de número 029/2008 (Anexo 1)

4.1 – Seleção da amostra

Os dentes foram doados por pacientes da livre demanda do Centro Cirúrgico do Hospital Universitário de Brasília. Sendo selecionados terceiros molares hígidos, totalmente ou semi inclusos e com indicação para exodontia proferida por um cirurgião buco-maxilo-facial. Os pacientes foram esclarecidos sobre o projeto de pesquisa e da destinação a qual seriam submetidos os dentes. Todos os pacientes concordaram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido no qual, foi garantido aos pacientes total acesso aos resultados desta pesquisa. Para este experimento foram utilizados 30 terceiros molares.

4.2 – Preparo da amostra

4.2.1 – Aquisição da amostra

Os dente recém-extraídos foram imediatamente armazenados em frascos individualizados contendo solução fisiológica em timol a 0.09% (Giannini *et al.*, 2003), com a finalidade de inibir o crescimento bacteriano. O período máximo de acondicionamento dos dentes foi de 3 meses.

Os dentes foram divididos em 2 grupos, de acordo com a temperatura empregada durante o processo de evaporação do solvente. Para o grupo I a temperatura utilizada foi de 21°C e para o grupo II a temperatura padronizada foi de 38°C. Para ambos os grupos foram utilizados três sistemas adesivos – cujas características são apresentadas no Quadro 1. Para cada sistema adesivo empregado foram testados 5 dentes em cada temperatura considerada.

Sistema Adesivo	Primer	Adesivo	Nº do Lote e Validade
Adper Scotchbond Multi-Purpose (SBMP) 3M/ ESPE	Solução aquosa de 2-hidroxietilmeta-crilato (HEMA) e um copolímero do ácido polialcenóico	Solução de Bisfenol diglicidil dimetacrilato (Bis-GMA), 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) e canforoquinona Frasco 3.5 (Catalisador): Bis-GMA e HEMA	7RB 09/10
Adper Single Bond 2 (SB) 3M/ ESPE		Bis-GMA, HEMA, diuretano dimetacrilato, copolímero do ácido polialcenóico, canforoquinona, água, etanol e glicerol 1.3 dimetacrilato, 10% em peso de nanopartículas de sílica (5 nanômetros).	7MN 08/10
Prime & Bond 2.1 (PB) DENTSPLY		Resina dimetacrilato elastoméricas, penta (Monofosfato de Dipentaeritritol Pentacrilato), fotoiniciadores, estabilizadores, hidrofluoreto de cetilamina, acetona.	2496 07/10

Quadro 1- Composição dos sistemas adesivos

Os sistemas adesivos foram selecionados de acordo com o solvente utilizado em cada formulação. Sendo que o solvente utilizado para o SBMP, o SB e o PB são à base de água, etanol/água e acetona, respectivamente.

4.2.2 – Preparo da coroa em resina composta

O esmalte oclusal de todos os dentes foi removido através de um desgaste perpendicular ao longo eixo do dente utilizando-se uma máquina de corte, com o objetivo de removê-lo totalmente e expor o tecido dentinário subjacente. O corte foi realizado com disco com alta concentração de diamante (EXTEC Diamond Wafering Blade, High Concentration - 0.35mm de espessura, 4 mm de comprimento de ponta ativa e diâmetro de 12,7mm) sob refrigeração à água. Em seguida foi realizado o aplainamento da superfície dentinária com lixa d'água de granulação número 220 e 400 (3M) com a finalidade de remover o esmalte remanescente e permitir a confecção de uma área plana e uniforme. A confirmação da ausência total de esmalte foi constatada com auxílio de uma lupa com aumento de 40x. Na eventual existência de áreas contendo esmalte, um novo desgaste era feito até conseguir-se sua total remoção.

Após a obtenção de uma superfície dentinária plana e perpendicular ao longo eixo do dente, procedeu-se à confecção das coroas de RC. Inicialmente foi realizada a padronização da *smear layer*. Para tal procedimento a superfície dentinária foi levemente abrasionada com uma lixa d'água número 600 (3M) sob refrigeração durante 60 segundos em movimentos de vai-e-vem, até criar uma lama dentinária uniforme sobre a área. Em seguida a região foi lavada com jato de água abundante e imediatamente seca com jato de ar. Posteriormente a superfície foi condicionada com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos e após lavada com seringa tríptica pelo dobro do tempo, totalizando 30 segundos. A composição do ácido utilizado está apresentada no Quadro 2.

Nome do Produto	Fabricante	Composição	Nº do Lote e Validade
Condac 37	FGM	Ácido fosfórico a	090708
		37% e Digluconato	07/10
		de Clorexidina a 2%	

Quadro 2- Composição do ácido

O excesso de água foi removido com pequenos pedaços de papel absorvente deixando a superfície com aspecto úmido e brilhante. A superfície de dentina exposta de cada grupo de dentes foi tratada com o sistema adesivo apropriado, seguindo-se as recomendações do fabricante (Quadro 3). Todos os procedimentos adesivos foram realizados em um mesmo ambiente com temperatura controlada do ar em torno de 21^o C.

A seguir a superfície dentinária foi evaporada com jato de ar por 5 segundos na temperatura de 21^oC – para o grupo I - utilizando a seringa tríplice do equipo odontológico (Dabi Atlante – Mult Car[®]). Já para o grupo II foi utilizado um dispositivo para evaporar o solvente muito semelhante a uma turbina de alta rotação (Fig. 1) Esse aparelho (A-dec, Newberg, Oregon, USA) foi conectado na mesma conexão da caneta de alta rotação acoplada ao equipo. Após o seu acionamento o ar frio entra no aparelho por pressão que força o ar seco a passar no interior do aparelho por duas correntes de ar distintas. A pressão contra a corrente de ar agita as moléculas gerando calor, que sairá pelo orifício do aparelho. A temperatura do ar que sai da ponta do dispositivo é muito elevada (38 a 45^oC), mas gradualmente esfria longe do orifício. Para este estudo foi padronizada a evaporação a 38^oC, que era mantida deixando a ponta do dispositivo distante cerca de 2 cm e com pressão constante. Para o controle da temperatura e manutenção da mesma a 38^oC foi utilizado um termômetro (Medfebre[®] - China), e a conferência era realizada antes da evaporação do solvente.

Sistema adesivo	Aplicação Técnica
Adper Scotchbond Multi- Uso Plus – 3M /ESPE	1- Condicionar a superfície de dentina por 15 segundos, lavar por 15 segundos, remover o excesso de água com papel absorvente e deixar a superfície úmida. 2- Aplicar o <i>primer</i> com microbrush e um leve jato de ar por 5 segundos 3- Aplicar uma camada do adesivo com um microbrush saturado pelo adesivo. 4- Polimerizar com luz visível por 10 segundos.
Adper Single Bond – 3M/ ESPE	1- Condicionar a superfície de dentina por 15 segundos, lavar por 30 segundos, remover o excesso de água com papel absorvente e deixar a superfície úmida. 2- Aplicar duas camadas do adesivo com um microbrush saturado pelo adesivo. 3- Aguardar o tempo de evaporação – 15 segundos 4- Aplicar um leve jato de ar por 2-5 segundos. 5- Polimerizar com luz visível por 10 segundos
Prime & Bond 2.1 – DENTSPLY	1-Condicionar a superfície de dentina por 15 segundos, lavar por 30 segundos, remover o excesso de água com papel absorvente e deixar a superfície úmida. 2- Aplicar uma camada do adesivo com um microbrush saturado pelo adesivo. 3- Aguardar o tempo de evaporação – 20 segundos 4- Aplicar um leve jato de ar por 5 segundos no máximo. 5- Polimerizar com luz visível por 10 segundos.

Quadro 3 – Instruções para aplicação dos sistemas adesivos



Figura 1 – Dispositivo utilizado para evaporar o solvente a 38°C

Após o tempo de evaporação do solvente, cada sistema adesivo foi polimerizado utilizando o aparelho Curing Light XL 1500, da 3M, com densidade de potência de 400 W/cm², seguindo o tempo recomendado por cada fabricante (Quadro 3), sendo a densidade de potência sempre aferida utilizando-se um radiômetro (Curing Radiometer Model 100 (Demetron Research Corporation) – USA). Posteriormente foi confeccionada uma coroa de RC empregando a técnica incremental com incremento de 1 mm, totalizando 4 mm de altura. Foi utilizada a resina Z350 3M/ESPE, cor A2 e a fotopolimerização de cada incremento de resina foi realizado por 20 segundos – de acordo com as recomendações do fabricante - com aparelho anteriormente citado. Uma polimerização adicional por 40 segundos foi realizada ao término da confecção da “coroa” de resina em torno do dente.

As especificações da RC utilizada são apresentadas no Quadro 4.

Resina Composta	Fabricante	Composição parte Orgânica	Composição parte Inorgânica	Tamanho da Partícula	Volume em Peso	Nº do Lote e Validade
Filtek Z350	3M ESPE	Bis- GMA UDMA TEGDMA Bis- EMA	Zircônia /Sílica	0,6 a 1,4 µm	78,5%	7GH-08/09

Quadro 4 – Composição da resina composta

Em seguida, o dente foi imediatamente armazenado em frasco, individualizado e identificado, contendo água destilada e acondicionado em estufa a 37°C por 24h.

4.2.3– Preparo dos espécimes

Após o período de armazenamento (24h), cada dente foi adaptado na base móvel da máquina de corte utilizando-se Godiva de baixa fusão (Godiva Extra – DFL - Lote: 08070977). Os cortes foram realizados com disco com alta concentração de diamante (EXTEC Diamond Wafering Blade, High Concentration), sob abundante irrigação, primeiramente em sentido sagital atravessando toda a espessura do dente. Após o primeiro corte, a base de sustentação foi movida 1 mm lateralmente para a realização do corte seguinte e assim sucessivamente até o término do corte do dente por completo. Posteriormente, a mesa móvel da máquina de corte foi girada em 90⁰ e os cortes em sentido sagital foram novamente realizados. Ao final da realização de todos os cortes, os espécimes necessitavam apenas de sua separação do remanescente dentário cervical. Dessa forma, foram obtidos diversos espécimes constituídos de RC e dentina, denominados palitos, unidos pela interface adesiva com área de seção transversal de aproximadamente 1mm² (Pashley *et al.*,1999).

Nas Figuras 2 e 3 estão detalhados todos os passos do preparo dos espécimes para os dois grupos do estudo.



Figura 2 – Desenho esquemático do preparo dos espécimes para o grupo I – Corte da superfície oclusal do dente, condicionamento com ácido fosfórico, aplicação do sistema adesivo, evaporação do solvente a 21°C, confecção da coroa de resina, cortes e obtenção dos espécimes em forma de palitos para o ensaio mecânico.



Figura 3 – Desenho esquemático do preparo dos espécimes para o grupo II – Corte da superfície oclusal do dente, condicionamento com ácido fosfórico, aplicação do sistema adesivo, evaporação do solvente a 38°C, confecção da coroa de resina, cortes e obtenção dos espécimes em forma de palitos para o ensaio mecânico

4.3- Teste de microtração:

Com a finalidade de se verificar a reprodutibilidade dos resultados e confrontá-los com outros disponíveis na literatura vigente, foi realizado um piloto dos ensaios de microtração

utilizando 7 dentes. Os ensaios foram executados no Laboratório de Ensaio Mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília (FT-UnB).

4.3.1 – Ensaio de microtração

Os ensaios de microtração foram realizados na máquina de ensaios universal MTS. A MTS é uma máquina servo-hidráulica com capacidade de força de 100 KN e realiza ensaios monotônicos (tração e compressão) bem como ensaios cíclicos (fadiga).

Como os espécimes apresentavam secção bastante reduzida – aproximadamente 1 mm² - foi necessário a utilização de uma célula de carga apropriada para a realização dos testes (SV 100 ALFA instrumento), que possui capacidade nominal de 100 Kg, além ainda do uso do dispositivo Bencor Multi-T. Foi confeccionada previamente a execução dos testes uma conexão para fixar a Bencor à máquina de teste (Fig. 4).

Os espécimes resina/dentina foram fixados ao dispositivo, seguindo rigoroso cuidado para manter o palito o mais alinhado possível, com adesivo à base de éster de cianocrilato, Superbond Gel (Leocite), o qual tinha sua presa acelerada após a aplicação do acelerador 7452 (Leocite) na superfície da colagem. A presa completa do adesivo ocorria após cerca de 2 minutos. Somente após este período que a máquina de teste era acionada com controle de deslocamento a uma velocidade de tração de 0,5mm/min. O teste era interrompido quando ocorria a fratura da interface dentina/resina. O ensaio de tração foi utilizado para determinar a tensão máxima suportada por essa união, que será de agora em diante denominado RU. Depois da fratura, as duas porções fraturadas foram cuidadosamente removidas do dispositivo do teste. A superfície da Bencor era devidamente limpa com solvente a base de acetona antes do posicionamento de outro espécime. Em seqüência, os espécimes fraturados tiveram suas

áreas da secção transversal mensurada. Para auxiliar o processo de medida foi utilizado um paquímetro com leitura digital eletrônica PANTEC com precisão de 0,01 mm.

A tensão necessária para causar ruptura dos espécimes foi determinada pela razão entre a carga (Kgf) no momento da fratura e a área da seção transversa do espécime em cm^2 . Os valores obtidos foram convertidos em MPa e concomitantemente passaram a se referir a RU de cada espécime testado.

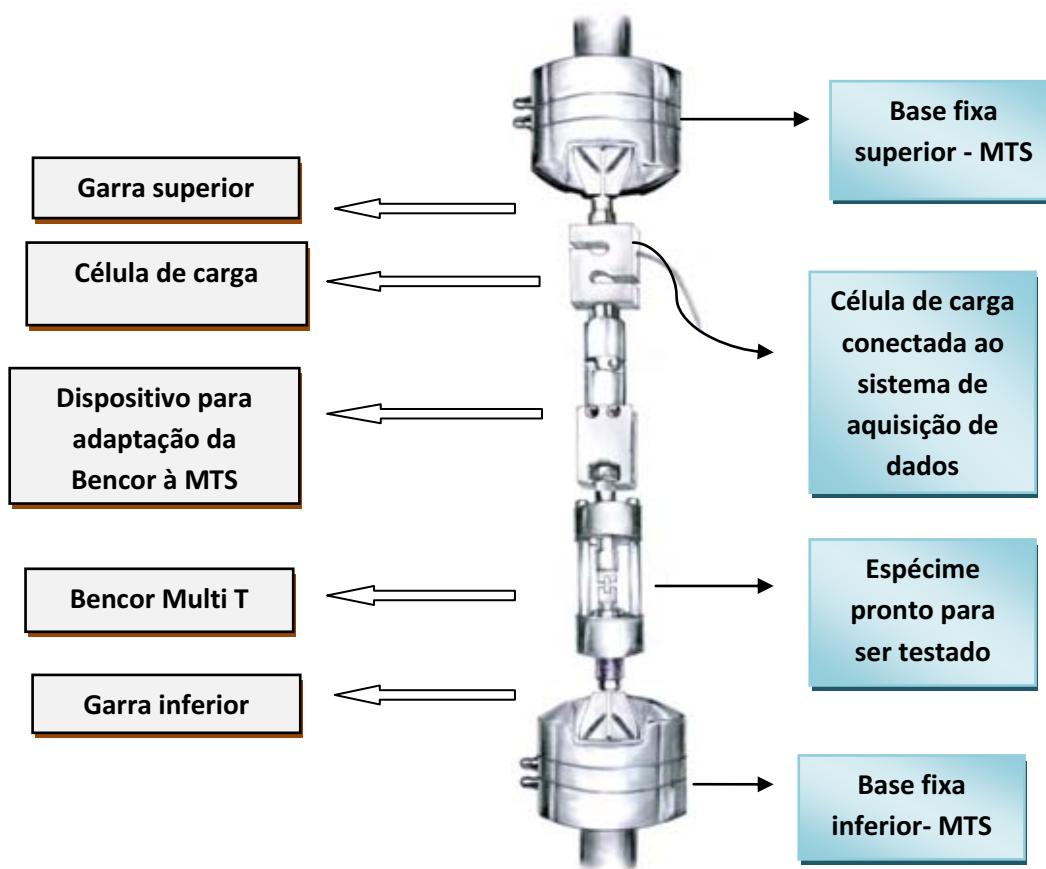


Figura 4 – Dispositivo Bencor Multi- T conectado à máquina MTS

4.3.2 – Análise da fratura

As superfícies dentinárias fraturadas foram analisadas em lupa estereoscópica com aumento de 40x. Para a classificação do tipo de fratura estabelecida após o teste de microtração. Desta forma, após análise criteriosa as fraturas foram classificadas em: adesivas (fratura na interface adesiva); coesiva em dentina (completamente dentro do tecido dentinário, com interface adesiva intacta); coesiva em resina composta (completamente dentro do material restaurador, com interface adesiva direta intacta) e mista (adesiva na interface e coesiva em dentina ou resina, ou ambas).

4.4- Análise estatística:

A partir dos dados originais (Anexo 2) foram calculados os valores de média de superfície da área transversal e da RU em função da condição experimental (temperatura). As médias das áreas obtidas para cada grupo foram submetidas à análise de variância a um critério (área).

Os dados obtidos da RU passaram pelo teste de normalidade e foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a dois critérios (Adesivo X Temperatura). O teste de Tukey foi utilizado para identificar em quais grupos a análise de variância detectou diferenças entre os fatores em estudo. Todos os testes foram realizados com nível de significância de $p < 0,05$ por meio do *software SigmaStat 3.1.* (SigmaStat Software, Estados Unidos, /www.sigmaplot.com).



RESULTADOS

5 - Resultados

Os resultados serão apresentados em duas etapas sendo a primeira correspondente aos valores obtidos com o teste de microtração e a segunda refere-se à análise da fratura dos grupos estudados.

5.1 – Análise do teste de microtração

Para análise da RU, os valores médios das áreas de superfície da seção transversal dos espécimes foram submetidos à análise de variância a 1 critério e não foi detectada diferença estatística significativa entre as áreas ($p < 0,05$). (Anexo 3) (Pashley *et al.*, 1999).

Os valores obtidos após os ensaios mecânicos para ambos os grupos e seus respectivos números de espécimes obtidos de acordo com sistema adesivo utilizado, podem ser visualizados na tabela 5.1 e no gráfico 5.1.

Tabela 5.1 - Valores de média (MPa) e desvio-padrão da RU de acordo com a temperatura de evaporação para os sistemas adesivos utilizados

Adesivo	Temperatura	
	21°C	38°C
SBMP	33,5± 11,85 (32)aB	41,1 ± 16,47 (21)bA
SB	38,8 ± 14,95 (23)aAB	42,4± 17,27 (24)aA
PB	44,3± 15,60 (22)aA	51,8± 12,64 (29)aA

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa com $p > 0,05$

N= número de espécimes ()

Letras minúsculas indicam análise por linha

Letras maiúsculas indicam análise por coluna

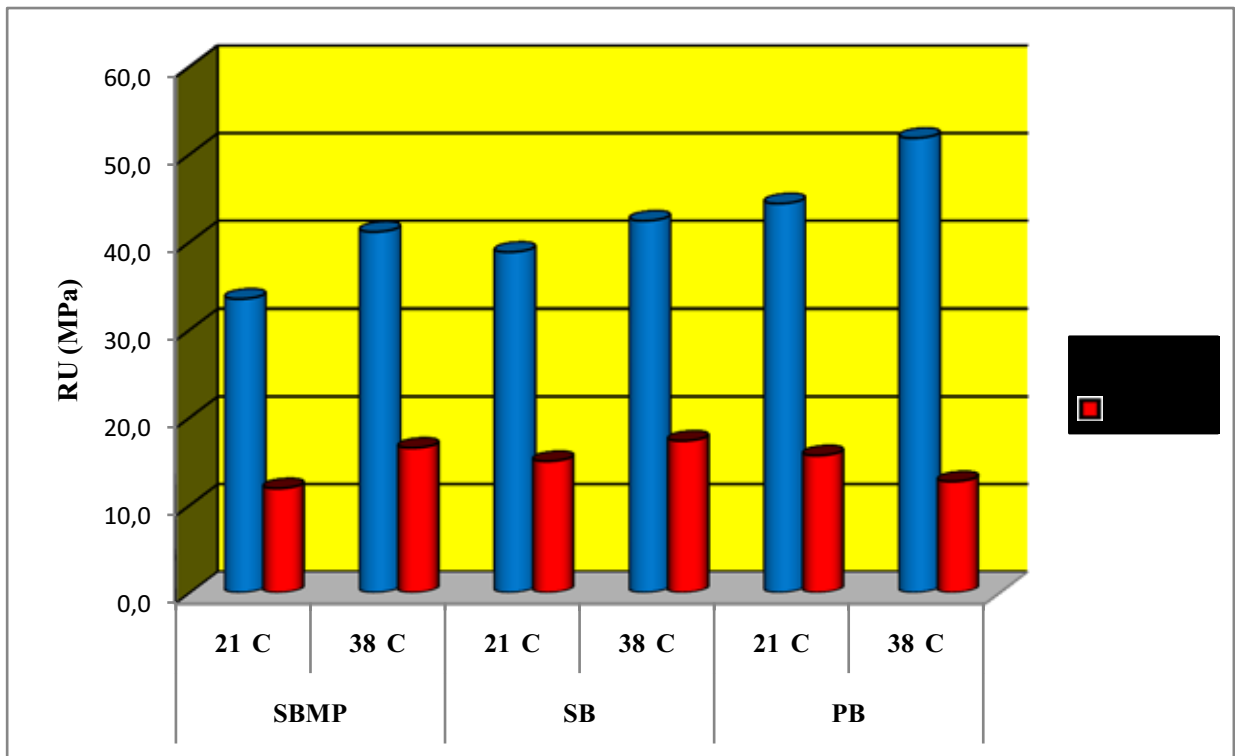


Gráfico 5.1 - Valores das médias (MPa) e desvio-padrão para cada sistema adesivo nas temperaturas de 21 e 38 °C.

A análise do gráfico 5.1 e da tabela 5.1 mostra existir uma tendência no aumento dos valores das médias de RU obtidas para cada adesivo após a variação da temperatura de evaporação para 38°C. Porém, mesmo havendo diferenças entre as médias para os 3 adesivos testados, somente o SBMP apresentou resultado estatisticamente significativo em relação à variação da temperatura ($p < 0,05$).

Pode ser observado que tanto no grupo I (21°C) quanto no grupo II (38°C) a maior média de RU foi obtida para o adesivo PB que obteve ($44,3 \pm 15,60$ e $51,8 \pm 12,64$) em comparação com o SB ($38,8 \pm 14,95$ e $42,4 \pm 17,27$) e o SBMP ($33,5 \pm 11,85$ e $41,1 \pm 16,47$), respectivamente.

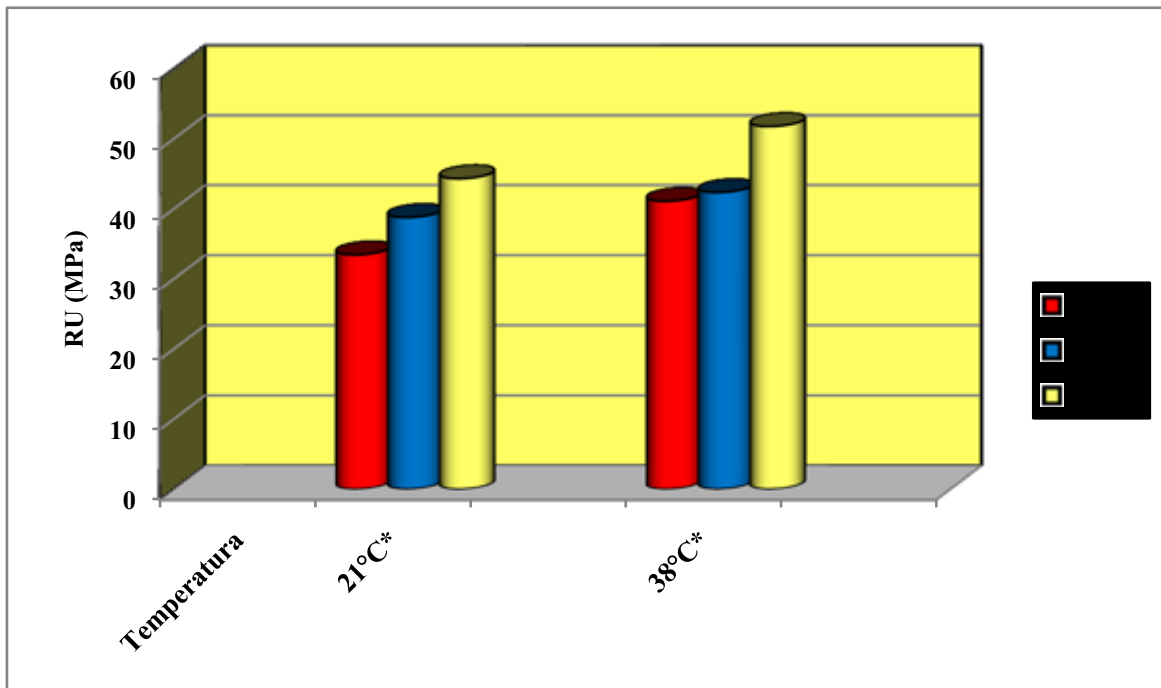


Gráfico 5.2 - Comparação dos valores médios da RU obtidos para cada temperatura com variação do tipo de adesivo

A análise do gráfico 5.2 e da Tabela 5.1 permite identificar que houve diferença estatisticamente significativa entre os adesivos utilizados para temperatura de 21°C. O valor de RU do adesivo PB apresentou diferença estatística significativa quando comparado ao SBMP ($p < 0,05$), porém este não foi diferente do SB ($p > 0,05$). Para a temperatura de 38°C não houve diferença significativa entre os valores de RU para todos os adesivos ($p > 0,05$), apesar do adesivo PB apresentar o maior valor de RU.

5.2 – Análise do modo de fratura.

A observação qualitativa do modo de fratura para todos os espécimes testados dos grupos experimentais de acordo com a temperatura de evaporação e o sistema adesivo pode ser analisada nas Tabelas 5.2 a 5.4 e nos gráficos 5.3 a 5.5. De um modo geral, a avaliação do

modo de fratura demonstrou que a maior ocorrência de falhas foi adesiva, independentemente do tipo de adesivo e da temperatura utilizados.

Para o adesivo SBMP houve predominância de falha do tipo adesiva e coesiva em RC semelhante aos apresentados pelo SB. Na tabela 5.2 e no gráfico 5.3 os resultados estão resumidos.

Tabela 5.2 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva e número de espécimes (n) para o SBMP.

Adesivo	Fratura (%)	Fratura adesiva	Fratura Coesiva em RC	Fratura Coesiva em DT	Fratura Mista
SBMP (32) - Grupo I		81,25	9,37	3,12	6,25
SBMP (21) - Grupo II		85,71	9,25	4,76	0

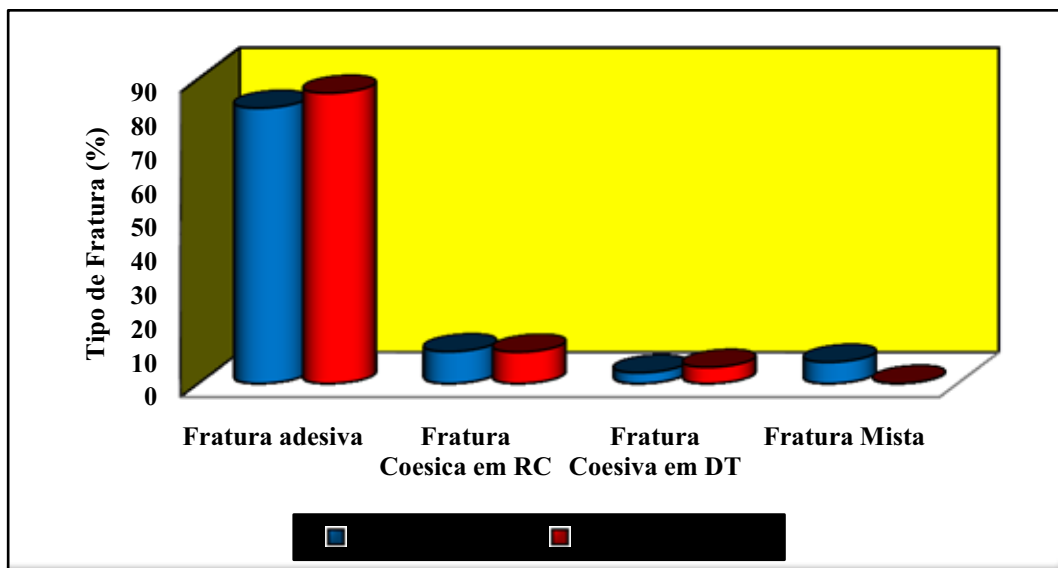


Gráfico 5.3 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva para o SBMP.

Para o SB a predominância de falha foi a do tipo adesiva com 82,6% para o grupo I, enquanto no grupo II pode-se observar que dois tipos de falhas foram mais frequentes, a do tipo adesiva e a coesiva em RC com 58,3 e 33,3% respectivamente. (Tabela 5.3 e Gráfico 5.4)

Tabela 5.3 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva e número de espécimes (n) para o adesivo SB

Adesivo	Fratura (%)	Fratura adesiva	Fratura Coesiva em RC	Fratura Coesiva em DT	Fratura Mista
SB (23) - Grupo I		82,61	8,7	4,34	4,34
SB (24) - Grupo II		58,33	33,33	0	8,33

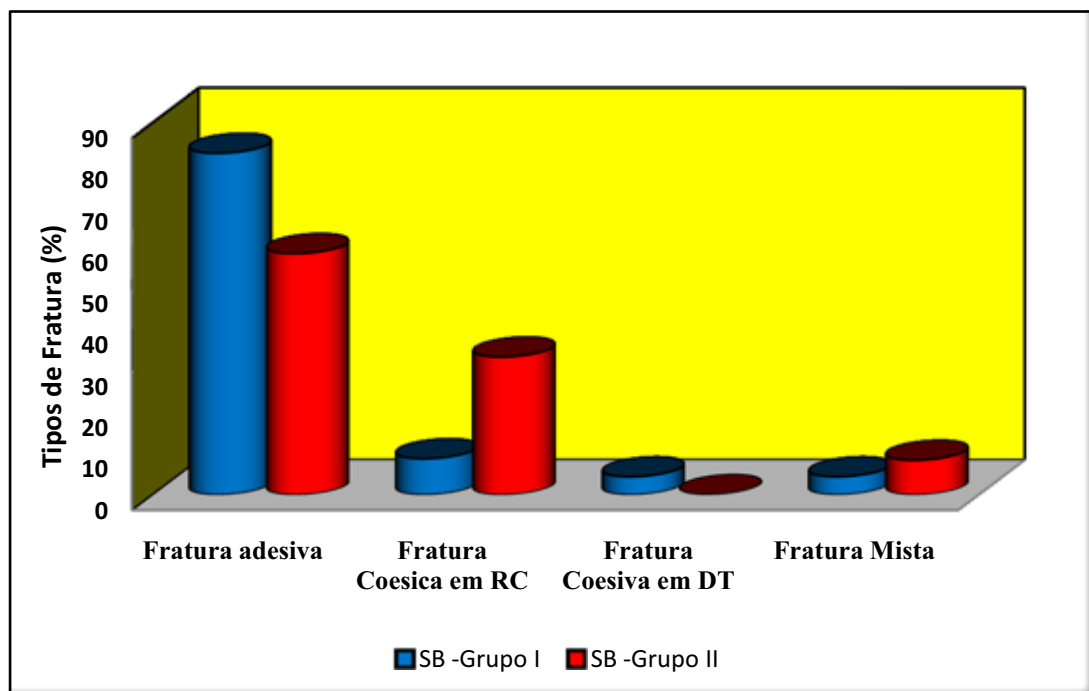


Gráfico 5.4 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva para o SB.

Para o adesivo PB foi também observada uma maior frequência de falha do tipo adesiva para ambos os grupos, porém houve concomitantemente um aumento na predominância de falhas do tipo coesiva em RC, demonstrados na tabela 5.4 e no gráfico 5.5.

Tabela 5.4 - Porcentagem (%) do tipo de fratura das interfaces adesivas e número de espécimes (n) para o PB

Adesivo	Fratura (%)	Fratura adesiva	Fratura Coesiva em RC	Fratura Coesiva em DT	Fratura Mista
PB (22) - Grupo I		77,27	22,72	0	0
PB (29) - Grupo II		65,52	34,48	0	0

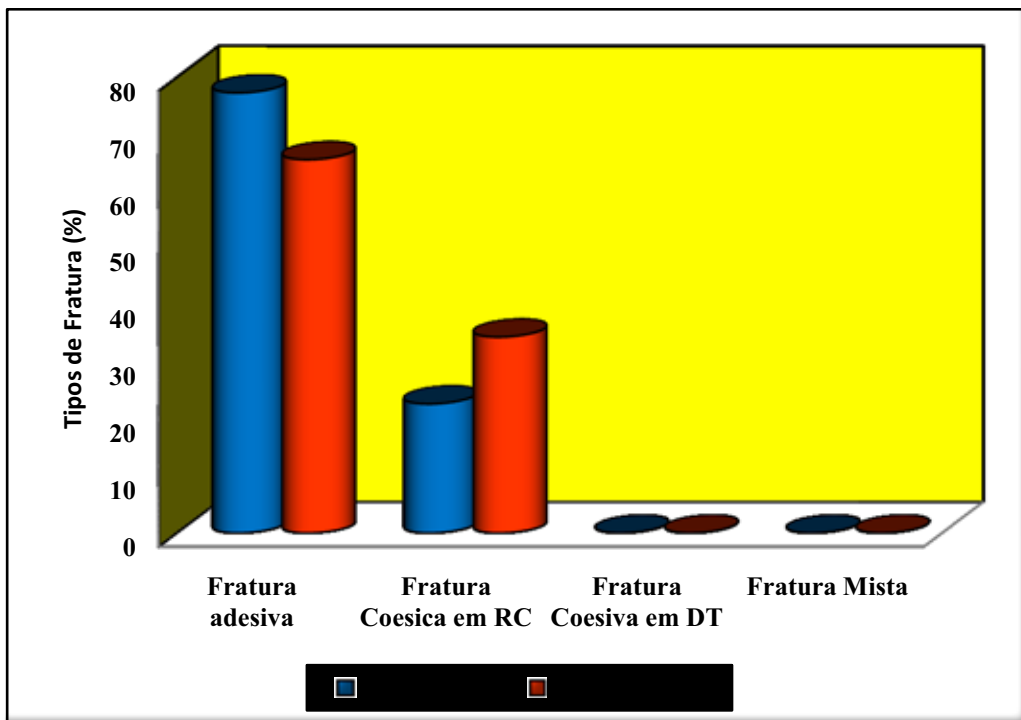


Gráfico 5.5 - Porcentagem (%) do tipo de fratura da interface adesiva para o PB



DISCUSSÃO

6 - Discussão

☉ desenvolvimento dos sistemas adesivos modificou completamente a prática da Odontologia, alterando os conceitos do preparo cavitário, possibilitando uma maior conservação da estrutura dentária remanescente sadia, sendo esta, a mais significativa conquista possibilitada pelo uso deste material. O grande impulso para a era adesiva ocorreu após o surgimento do condicionamento ácido em esmalte, proposto por BUONOCORE, em 1955, técnica que contribuiu em muito para melhorar o selamento marginal de restaurações de resina composta. Contudo, sabe-se que grande parte dos procedimentos restauradores envolve, além do esmalte, o substrato dentinário, morfológicamente heterogêneo e fisiologicamente mais dinâmico do que o esmalte (Nakabayashi, Pashley, 1998; Reis *et al.*, 2001).

Os sistemas adesivos são empregados em vários procedimentos dentro do que se convencionou chamar de odontologia adesiva. A determinação da eficácia desses materiais requer sua avaliação em diversos testes *in vivo* ou *in vitro*, embora nenhum seja capaz de, individualmente, categorizar os materiais (Oilo, 1993). Evidentemente, são os trabalhos clínicos que mostram a eficácia final dos materiais, mas a longa duração dos estudos, aliada à dificuldade de padronização dos métodos, de bioética e a evolução crescente no campo dos materiais dentários, fazem com que os testes laboratoriais, cuja obtenção dos resultados demanda menos tempo, ainda sejam necessários para o desenvolvimento e a avaliação inicial dos produtos a serem empregados na clínica (Van Noort *et al.*, 1994).

Para a realização deste estudo foi padronizado como teste mecânico o de microtração (Sano *et al.* 1994), que além de permitir a determinação do local e o tipo de falhas também possibilita a obtenção de vários espécimes do mesmo dente (Pashley *et al.*, 1999; De Munck *et*

al., 2005). Em função das vantagens operacionais e principalmente dos aspectos mecânicos relacionados com a distribuição das tensões durante o teste de microtração, faz desta técnica um método mais confiável e fidedigno para a avaliação da RU de sistemas adesivos com a estrutura dentária, principalmente à dentina. Existe um consenso comum sobre a técnica de microtração, o que pode ser conferido em vários estudos que utilizaram deste teste mecânico para avaliação da RU da interface dente/resina (Oilo, 1993; Kato, Nakabayashi, 1998; Cardoso *et al.*, 1998; Pashley *et al.*, 1999; Youssef *et al.*, 2001; Garcia *et al.*, 2002; De Munck *et al.*, 2005; Burmann *et al.*, 2007).

Para o estudo em questão, a amostra foi composta por dentes hígidos totalmente ou semi-inclusos. O critério de selecionar dentes totalmente ou semi-inclusos foi com o objetivo de evitar à seleção de dentes que já tenham exercido de alguma forma a função oclusal. Pois, sabe-se que as variações morfológicas mais comumente encontradas na dentina como, por exemplo, dentina esclerótica, dentina terciária reacional, dentina terciária reparativa e a dentina afetada por cárie podem determinar padrões diferentes da qualidade de adesão (Duke *et al.*, 1991; Xu *et al.*, 1998).

A adesão ao substrato dentinário sofre influência não somente de suas características morfológicas, mas também do tipo de tratamento pelo qual foi submetida e, sobretudo do resultado da permeabilidade dentinária adquirida após o condicionamento ácido (Garcia, 2005; Santos, 2008). A dentina mineralizada não permite a interdifusão dos sistemas adesivos para o seu interior impossibilitando a formação de uma união adequada da RC a este substrato. Com o objetivo de efetivar o mecanismo de adesão à dentina foi proposto o condicionamento ácido da sua superfície (Nakabayashi *et al.*, 1982; Nakabayashi, Pashley, 1998) para diminuir a concentração de hidroxiapatita e aumentar assim a sua permeabilidade e conseqüentemente permitir uma adequada infiltração dos monômeros resinosos pelos espaços

interfibrilares caracterizando então a formação da camada híbrida (Van Meerbeek *et al.* 2003).

Porém, a qualidade da adesão à dentina não é garantida somente com o condicionamento ácido de sua superfície e aumento da permeabilidade da mesma, mas, sobretudo pela manutenção dos espaços interfibrilares expandidos, após o condicionamento, e posterior infiltração dos monômeros resinosos. Estes espaços só poderão ser mantidos num substrato adequadamente úmido (Tay *et al.*, 1996a; Pashley *et al.*, 2000). A técnica úmida requer que solventes orgânicos sejam utilizados para solubilizar os co-monômeros presentes nos sistemas adesivos e, ao mesmo tempo, facilitar a sua infiltração nos espaços interfibrilares pela evaporação da água presente nos espaços interfibrilares (Kanca, 1998). Desta forma, para esta pesquisa foi padronizada a técnica úmida de adesão. A remoção do excesso de água presente na superfície dentinária foi realizada utilizando-se papel absorvente. Esta técnica foi escolhida por proporcionar remoção mais homogênea do excesso de água da dentina e também por permitir padronização do aspecto de umidade para todos os dentes (De Góes *et al.*, 1997; Pereira *et al.*, 2001; Reis *et al.*, 2001; Carvalho, 2002; Garcia, 2005).

O mecanismo geral de remoção do excesso de água no interior das fibras de colágeno é desempenhado pelos solventes, que aplicado na superfície úmida da dentina, se misturam à água removendo-a por evaporação dos espaços interfibrilares e ao mesmo tempo infiltram para o interior da matriz de colágeno os monômeros hidrofílicos (Carvalho, 1998). Contudo, a função efetiva dos solventes na otimização da adesão dentinária só poderá ser alcançada quando for permitido tempo hábil para a realização da evaporação do solvente (Furuse *et al.*, 2008). Sendo que, a permanência de solventes residuais na interface adesiva pode interferir na ideal polimerização dos sistemas adesivos (Santerre *et al.*, 2001; Carvalho *et al.*, 1998, 2004; Nunes *et al.*, 2006; Yiu *et al.*, 2006). A taxa de evaporação dos solventes pode ser

influenciada por fatores tais como pressão de vapor, tempo de secagem e temperatura (Carvalho, 2003; Sadek *et al.*, 2003; Furuse *et al.*, 2008; Klein-Júnior, 2008).

Os sistemas convencionais são geralmente formulados com monômeros resinosos hidrofílicos e hidrofóbicos e solventes tais como água, etanol ou acetona. Desde a introdução dos sistemas adesivos convencionais, é recomendado um breve jato de ar como forma de evaporar o solvente de maneira a garantir alto valor de RU (Spreafico, 2006). O efeito da temperatura na evaporação dos solventes tem sido estudado recentemente para alguns sistemas (Klein-Júnior *et al.*, 2008). Com o intuito de elucidar essas questões, esse estudo avaliou a influência da temperatura de evaporação dos solventes na RU de sistemas adesivos simplificados à dentina. Os resultados obtidos demonstraram que o tipo de adesivo e a temperatura utilizada influenciaram de maneira parcial a RU da interface dentina/resina. Isso requer a rejeição parcial das hipóteses nulas propostas.

Independente da importância da técnica de aplicação do sistema adesivo na resultante RU, o desempenho clínico apresentado por esses sistemas pode ser associado à presença de diferentes tipos de monômeros, devido à estabilidade hidrolítica e interações químicas (Reis *et al.*, 2003). De fato a principal variação entre os adesivos pode ser determinada pela extensão da evaporação dos solventes entre os produtos testados. Os adesivos investigados nesse estudo apresentaram comportamentos diferentes em relação à temperatura utilizada para evaporação. Uma provável explicação baseia-se em uma mistura complexa de monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos dissolvidos em solventes orgânicos.

Em relação a RU, houve um aumento significativo para o adesivo SBMP, cujo solvente é a água, quando a evaporação foi realizada a 38°C. Dessa forma, um aumento de temperatura possibilitou uma maior taxa de evaporação da água (Carvalho *et al.*, 2003) cuja pressão de vapor é baixa, em torno de 23 mm/Hg, o que culminou em maiores valores de RU. Esse achado corrobora os achados de um recente estudo que demonstrou uma maior taxa de evaporação para

adesivos à base de água em um período prolongado a uma temperatura de 38°C. Um maior tempo de evaporação poderia facilitar a evaporação da água, a qual não interferiria na polimerização do adesivo, culminando em maior valor de RU (Nunes *et al.*, 2006). Paralelamente, para os outros sistemas houve uma tendência de aumento nos valores de RU quando do aumento da temperatura. Possivelmente o tempo destinado para evaporação (5s), não permitiu que fossem observados aumento significativo de RU para os outros sistemas utilizados (Spreafico *et al.*, 2006; Furuse *et al.*, 2008). O sistema PB apresentou maior valor de RU, quando comparado ao SBMP possivelmente devido a maior pressão de vapor da acetona (185mm/Hg), comparado à água (23 mm/Hg). O sistema adesivo SB apresentou valor de RU similar aos outros sistemas, provavelmente devido ao fato da mistura de solventes etanol/água, em sua composição, pode ter resultado em um valor de pressão de vapor intermediário aos solventes puros etanol (54 mmHg) e água (23 mmHg). No tempo utilizado para evaporação (5s), a acetona evaporou de maneira mais rápida que os outros solventes (água, etanol/água) (Garcia *et al.*, 2003). Caso fosse permitido um maior tempo de evaporação provavelmente haveria influência nos valores de RU para os outros sistemas (Sano *et al.*, 1998; Spreafico *et al.*, 2006; Furuse *et al.*, 2008.). A presença de solvente residual pode atuar como inibidor da infiltração e polimerização dos monômeros, o que poderia levar a um menor valor de RU (Nunes *et al.*, 2006; Paul *et al.*, 1999). Em um trabalho prévio de Garcia *et al.* (2005, comunicação pessoal), os autores verificaram que para os sistemas autocondicionantes houve um aumento significativo para RU quando da utilização de uma temperatura de evaporação a 38°C em um tempo superior a 20s. Esses resultados ratificam os achados de Klein-Junior *et al.* Os autores concluíram que para o SB, uma temperatura de evaporação a 60°C resultou em maior valor de RU. Para o sistema PB a maior taxa de evaporação ocorreu à temperatura de 21°C.

O presente estudo verificou a influência do tipo de solvente no processo de evaporação. Os resultados evidenciaram o papel da temperatura na otimização da evaporação de adesivos que contêm água em sua composição. Esses achados podem servir de base para o desenvolvimento de novos materiais e técnicas que visem a uma melhora na qualidade da união de sistemas adesivos à dentina a longo prazo.



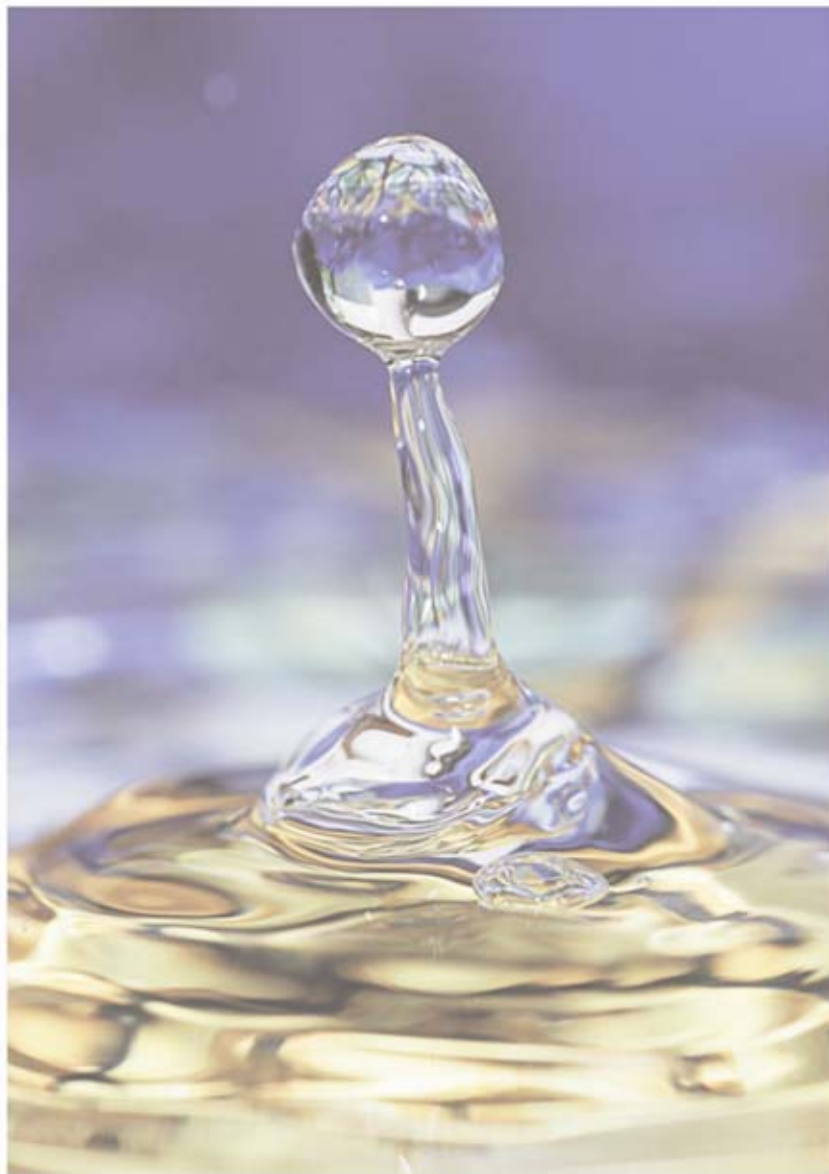
CONCLUSÕES

7 - Conclusões

Baseado nas hipóteses propostas no presente experimento é lícito concluir que:

- 1- O aumento da temperatura influenciou a RU apenas para o adesivo SBMP;
- 2- O tipo de adesivo influenciou os valores de RU na temperatura de 21 °C.

Diante do exposto, todas as hipóteses nulas foram parcialmente rejeitadas.



**REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS**

8 - Referências Bibliográficas

AGUILAR, L.T *et al.* Tensile Bond strength of adhesive systems – effects of *primer* and thermocycling. **Pesqui Odontol Bras**, v. 16, n. 1, p. 37-42, 2002.

ANDRADE, A.P. *et al.* Estudo comparativo da resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes com diferentes pHs aplicados ao esmalte e à dentina. **RGO**, v. 56, n. 2, p. 115-19, 2008.

AMAL, K. *et al.* Effect of changing application times on adhesive systems bond strength. **Am J Dent**, v. 15, p. 321-324, 2002.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res**, v. 34, n. 6, p. 849-53, Dec, 1955.

BRESCHI, L. *et al.* Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. **Dent Mat**, n. 24, p. 90-101, 2008.

BURMANN, P.A. *et al.* Influência do tipo de substrato dentinário na resistência de união a microtração - estudo “*in vitro*”. **Cienc Odontolol Bras**, v 10, n 1, p. 34-39, Jan/Mar, 2007.

CARDOSO, P.E.C.; BRAGA, R.R.; CARRILHO, M.R.O. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. **Dent Mat**, v. 14, n. 6, p. 394-8, 1998.

CARRILHO, M.R.O. *et al.* Effects of storage media on mechanical properties of adhesive systems. **Amer J Dent**, v. 17, n. 2, p. 104-8, Apr, 2004.

CARVALHO, R.M. Adesivos dentinários fundamentos para aplicação clínica. **RDR**, v. 1, n. 2, p. 62-96, Abr/Jun, 1998

CARVALHO, R.M. **As relações entre alterações dimensionais, permeabilidade e propriedades mecânicas da matriz de dentina desmineralizada. Estudos sob a óptica da teoria dos parâmetros de solubilidade.** Bauru, 2002. 92f. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

CARVALHO, R.M *et al.* Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. **Biodonto**, v. 2, n. 1, Jan/Fev, 2004.

DE GÓES M.F.; PACHANE G.C.F.; GARCIA-GODOY F. Resin bond strength with different methods to remove excess water from the dentin. **Am J Dent**, v. 10, n. 6, p. 298-301, 1997.

DE MUNCK, J. *et al.* A Critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. **J Dent Res**, v. 84, n. 2, p. 118-132, 2005.

DUKE, E.S.; LINDEMUTH, J. Variability of clinical dentin substrates. **Am J Dent**, v. 4, n. 5, p. 241-6, Oct, 1991.

FURUSE, A.Y.; PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Effect of evaporation of solvents from on-step self-etching adhesives. **J Adhes Dent**, v. 10, n. 1, p. 35-9, 2008.

GARBEROGLIO, R.; BRANNSTRÖM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*, v. 21, n. 6, p. 335-62, 1976.

GARCIA, F.C.P. *et al.* Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, v. 10, n. 3, p. 118-27, 2002.

GARCIA, F.C.P. *et al.* O paradoxo da evolução dos sistemas adesivos. **APCD**, v. 57, n. 6, Nov/Dec, 2003.

GARCIA, F.C.P. **Estudo sobre o papel dos solventes na produção de união à dentina.** Bauru, 2005. 174p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. USP.

GIANNINI M., *et al.* The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. **J Adhes Dent**, v. 3, n. 4, p. 315-24, 2001.

GIANNINI, M.; CHAVES, P.; OLIVEIRA, M.T. Effect of tooth age on bond strength to dentin. **J Appl Oral Sci**, v. 11, n. 4, p. 342-7, 2003.

HASHIMOTO, M. *et al.* Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. **J Biomed Mater Res (Appl Biomater)**, v. 63, p. 306-311, 2002.

HASHIMOTO, M. *et al.* *In vitro* effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. **Biomaterials**, v. 25, p. 5565-74, 2004.

HIRAIISHI, N. *et al.* Technique sensitivity associated with air-drying of HEMA-free, single-bottle, one-step self-etch adhesives. **Dent Mat**, v. 23, n. 4, p. 498-505, 2007.

HOTTA, M. *et al.* Effect of *primers* on bonding agent polymerization. **J Oral Rehabil**, v. 25, p. 792-799, 1998.

IKEDA, J. *et al.* Effect of evaporation of *primer* components on ultimate tensile strengths of *primer*-adhesive mixture. **Dent Mat**, v. 21, n. 11, p. 1051-58, 2005

JACOBSEN, T.; SÖDERHOLM, K. J. Some effects of water on dentin bonding. **Dent Mat**, v. 11, n. 2, p. 136-6, 1995.

KANCA III, J. Effect of resin *primer* solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. **Am J Dent**, v.5, p. 213-215, 1992

KANCA III, J. Wet bonding: effect of drying time and distance. **Am J Dent**, v. 9, n. 6, p. 273-6, 1996.

- KANCA III, J. Effect of *primer* dwell time on dentin bond strength. **Gen Dent**, v. 46, n. 6, p. 608-12, 1998.
- KATO, G.; NAKABAYASHI, N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. **Dent Mat**, v. 14, n. 5, p. 347-52, 1998.
- KLEIN-JÚNIOR, C.A. *et al.* Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. **J Dent**, v. 36, p. 618-25, 2008.
- LUDOVICI, E. Influência do tempo de armazenamento na resistência de união à dentina de dois tipos de adesivos dentários por ensaio de microtração. **Cienc Odontol Bras**, v. 6, n. 4, p.79-86, 2003.
- MARSHALL, G.W. *et al.* The dentin substrate structure and properties related to bond. **J Dent**, v. 25, n. 6, p. 441-58, Nov,1997.
- MIYAZAKI, M. *et al.* Influence of dentin *primer* application methods on dentin bond strength. **Oper Dent**, v. 21, p. 167-172, 1996.
- MIYAZAKI, M. *et al.* Resin-modified glass-ionomers: effect of dentin *primer* application on the development to bond strength. **Eur J Oral Sci**, v. 107, n. 5, p. 393-9, 1999.
- MJÖR, I. A. Histology of the human tooth. In: Mjör, I. A; Pindborg, J.J. **Dentin and Pulp**. Copenhagen: Scandinavian University Books Ed. Munksgaard, Denmark, p. 45-76, 1973.
- NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J. Biomed Mater Res**, v.16, n. 3, p.265-73, May, 1982.
- NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. Hybridization of dental hard tissues. **Tokio, Quintessence**, 129p, 1998.
- NUNES, T.G. *et al.* Polymerization Efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI technique. **Dent Mat**, v. 22, n. 10, p. 963-72, 2006.
- OILO G. Bond strength testing – what does it mean? **Int Dent J**, v. 43, n. 5, p. 492-98, 1993.
- PASHLEY, D.H.; CIUCCHI, B.; SANO, H. Dentin as a bonding substrate. **Dtsch Zhnärztl Z**; v.49, p.1-4, 1994.
- PASHLEY D.H. *et al.* Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. **Dent Mat**, v. 11, p. 117-125, 1995.
- PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent** v. 25, n. 5, p. 335-72, 1997.
- PASHLEY, D.H. *et al.* Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. **Dent Mater**, v. 14, n. 1, p. 6-10, 1998.

- PASHLEY, D.H. *et al.* The microtensile bond test: a review. **J Adhes Dent**, v. 1, n. 4, p. 299-309, 1999.
- PASHLEY, D.H. *et al.* Permeability of demineralized dentin to HEMA. **Dent Mat**, v. 16, n. 1, p. 7-14, 2000.
- PAUL, S.J. *et al.* Effect of water content on the physical properties of model dentine *primer* and bonding resins. **J. Dent**, v. 27, p. 209-214, 1999.
- PERDIGÃO, J.; FRANKERBERGER, R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. **Quintessence Int**, v. 32, n. 5, p. 385-90, May, 2001.
- PEREIRA, G.D. *et al.* How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. **J Adhes Dent**, v. 3, n. 3, p. 257-64, 2001.
- PEUMANS, M. *et al.* Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. **Dent Mat**, v. 21, p. 864-881, 2005.
- PROENÇA, J.P. *et al.* Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesives systems. **Dent Mat**, v. 23, p. 1542-4, 2007.
- REIS, A. *et al.* Sistemas adesivos atuais. **J Bras Clin Odontol Int**, v. 5, n. 30, p. 455-466, 2001.
- REIS, A. Moisture spectrum of deminealized dentin for adhesive systems with different solvent bases. **J Adhes Dent**, v.5, p. 193-192, 2003.
- SABOIA, V. de PA; SAITO, S.K; PIMENTA, L.A. Aspectos micromorfológicos da interface adesiva em função da variação do preparo do espécime. **Pesqui Odontol Bras**, v. 14, n. 4, p. 340-44, out/dez. 2000.
- SADEK, F.T; TAVARES, A.U; CARDOSO, P.E.C. Efeito do armazenamento de adesivos de frasco único sobre a resistência de união à dentina. **Cienc Odontol Bras**, v. 6, n. 2, p. 29-34, 2003.
- SANO, H. *et al.* Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mat**, v. 4, n. 10, p. 236-240, 1994.
- SANO, H. *et al.* Effect of operator variability on dentin adhesion: students vs. dentists. **Dent Mater J**, v. 17, n. 1, p. 51-8, Mar, 1998
- SANTERRE, J. P.; SHAJII, L.; LEUNG, B.W. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 12, n. 2, p. 136-51, 2001.
- SANTOS, G.A.G.R.M. **Avaliação *in vitro* da resistência de união adesiva em dentes com anomalias de desenvolvimento.** Brasília – 2008. Dissertação (Mestrado) – 135p. Faculdade de Ciências da Saúde – Universidade de Brasília – UnB, DF.

SPREAFICO D. *et al.* The effect on the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. **J Dent**, v. 34, p. 237-244, 2006.

SHONO, Y. *et al.* Durability of resin-dentin bonds. **J Adhes Dent**, v. 13, n. 1, p. 211-218, 1999a.

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

TAY, F.R.; GWINNETT, A.J; WEI, S.H.Y. The overwet phenomenon: a optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. **Amer J Dent**, v. 9, n. 1, p. 43-8, 1996a.

TAY, F.R. *et al.* Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive *primers*. **J Dent Res**, v. 75, n. 4, p. 1034-44, 1996b.

TAY, F.R. *et al.* Bonding of a self-etching *primer* to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultra structure and microtensile bond strength evolution. **J Adhes Dent**, v. 2, n. 1, p. 9-28, 2000.

TAY, F.R. *et al.* Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. **J Dent Res**, v. 81, n. 7, p. 472-6, July, 2002.

TEN CATE, A. R. **Histologia bucal. Desenvolvimento, estrutura e função.** Rio de Janeiro, RJ, Ed. Guanabara, 439p, 2001.

TERADA, R.S.S. **Mapeamento da variação regional da resistência adesiva em superfícies planas de dentina.** Bauru - 2001. Tese (Doutorado) 176p. – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.

VAN MEERBEEK, B. *et al.* Buonocore memorial lecture: Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Oper Dent**, v. 28, p. 215-235, 2003.

VAN NOORT, R. Clinical relevance of laboratory studies on dental material: strength determination – a personal view. **J Dent**, v. 22, p. 4-8, Suppl 1, 1994.

VAN NOORT, R. **Introdução aos materiais dentários/** Richard van Noort: trad. Luiz Narciso Baratieri, Sylvio Monteiro Junior e Patrícia Rocha Kawase, - 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.

WANG, L, *et al.* Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. **J Appl Oral sci**, v. 11, n. 3, p. 162-7, 2003.

WANG, Y; SPENCER, P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. **J Dent Res**, v. 82, n. 2, p. 141-5, 2003.

XU, H.H.K. *et al.* Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. **J Dent Res**, v. 77, n. 3, p. 472-80, 1998.

YIU, C.K.Y. *et al.* Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerisation. II. Differential permeability reduction with an oxalate desensitiser. **J Dent**, v. 34, p. 106-116, 2006.

YOSHIDA, Y, *et al.* Comparative study on adhesive performance of functional monomers. **J Dent Res**, v. 83, p. 454-58, 2004.

YOSHIYAMA, M. *et al.* Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. **J Dent Res**, v. 75, n. 6, p. 1104-13, 1996.

YOUSSEF, J.A. *et al.* Resistência de união à dentina de resinas compostas associadas a sistemas adesivos com e sem carga. **Pesqui Odontolol Bras**, v. 15, n. 2, p. 157-160, 2001.



ANEXOS

9 - Anexos

Anexo 1- Protocolo de aprovação do Comitê de Ética



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 029/2008

CAAE: 0028.0.012.000-08

Título do Projeto: INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA E DO TEMPO DE EVAPORAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS SIMPLIFICADOS À DENTINA.

Pesquisador Responsável: Andréia de Aquino Maraglio

Data de Entrada: 23/04/2008

Com base nas Resoluções 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética da pesquisa em seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu APROVAR o projeto 029/2008 com o título: “Influência da temperatura e do tempo de evaporação na resistência de união de sistemas adesivos simplificados à dentina”, analisado na 4ª Reunião Ordinária, realizada no dia 08 de Abril de 2008.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 30 de Maio de 2008.

Prof. Volnei Garafin
Coordenador do CEP-FS/UnB

Anexo 2 – Resultados originais dos valores do grupo I testado com o SB

	SB			21°C					
DENTE1	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,11	1,15	9,51	1,2765	0,012765	73,085076	COESIVA RC	55,25164153	12,67
2	1,12	1,15	5,48	1,288	0,01288	41,738199	ADESIVA		MÉDIA
3	1,15	1,15	7,45	1,3225	0,013225	55,262382	COESIVA DT		
4	1,12	1,14	8,46	1,2768	0,012768	65,00047	ADESIVA		
5	1,12	1,16	5,41	1,2992	0,012992	40,849831	ADESIVA		
6	1,12	1,16	7,36	1,2992	0,012992	55,573892	ADESIVA		
DENTE2	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,12	1,14	6,38	1,2768	0,012768	49,019267	ADESIVA	45,66194252	8,19
2	1,1	1,15	4,4	1,265	0,01265	34,121739	ADESIVA		
3	1,13	1,13	6,92	1,2769	0,012769	53,164069	COESIVA RC		
4	1,1	1,12	5,82	1,232	0,01232	46,342695	ADESIVA		
DENTE3	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,13	1,13	3,95	1,2769	0,012769	30,346542	ADESIVA	34,6852716	8,17
2	1,13	1,14	6,35	1,2882	0,012882	48,35701	ADESIVA		
3	1,12	1,17	4,14	1,3104	0,013104	30,993132	ADESIVA		
4	1,09	1,15	3,13	1,2535	0,012535	24,495652	ADESIVA		
5	1,13	1,15	4,84	1,2995	0,012995	36,537437	ADESIVA		
6	1,12	1,12	4,78	1,2544	0,012544	37,381856	ADESIVA		
DENTE4	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,1	1,13	3,37	1,243	0,01243	26,596702	ADESIVA	25,33189129	6,9499827
2	1,1	1,15	4,07	1,265	0,01265	31,562609	ADESIVA		
3	1,1	1,1	2,2	1,21	0,0121	17,836364	MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC		
DENTE5	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,08	1,12	2,6	1,2096	0,012096	21,08631	ADESIVA	23,49396855	5,48
2	1,12	1,12	3,14	1,2544	0,012544	24,556282	ADESIVA		
3	1,1	1,14	2,27	1,254	0,01254	17,758134	ADESIVA		
4	1,12	1,08	3,77	1,2096	0,012096	30,575149	ADESIVA		
ADESIVA = 19									
COESIVA RC = 2									
COESIVA DT = 1									
MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC = 1									
23 Palitos									

Anexo 2.1 Resultados originais do grupo I testado com o SBMP

	SBMP			21°C					
DENTE1	Largura	Espessura	Força (Kg)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,13	1,13	3,45	1,2769	0,012769	26,505208	ADESIVA	26,70074453	7,3228794
2	1,12	1,17	2,44	1,3104	0,013104	18,266484	ADESIVA		
3	1,14	1,14	4,43	1,2996	0,012996	33,439751	MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC		
4	1,13	1,14	2,72	1,2882	0,012882	20,713554	ADESIVA		
5	1,12	1,15	4,54	1,288	0,01288	34,578727	ADESIVA		
DENTE2	Largura	Espessura	Força (Kg)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,14	1,17	2,29	1,3338	0,013338	16,84278	ADESIVA	26,25424248	6,97
2	1,16	1,19	4,73	1,3804	0,013804	33,614387	ADESIVA		
3	1,11	1,15	3,3	1,2765	0,012765	25,360752	ADESIVA		
4	1,15	1,15	3,09	1,3225	0,013225	22,920907	ADESIVA		
5	1,11	1,16	4,27	1,2876	0,012876	32,532386	ADESIVA		
DENTE3	Largura	Espessura	Força (Kg)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,12	1,13	3,71	1,2656	0,012656	28,75719	MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC	39,87608278	7,83
2	1,14	1,18	6,61	1,3452	0,013452	48,204059	ADESIVA		
3	1,13	1,13	4,89	1,2769	0,012769	37,568251	ADESIVA		
4	1,15	1,14	5,8	1,311	0,01311	43,400458	ADESIVA		
5	1,14	1,18	6,88	1,3452	0,013452	50,17306	ADESIVA		
6	1,16	1,17	5,27	1,3572	0,013572	38,092175	COESIVA RC		
7	1,14	1,16	4,44	1,3224	0,013224	32,937387	COESIVA RC		
DENTE4	Largura	Espessura	Força (Kg)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,12	1,17	7,76	1,3104	0,013104	58,093407	ADESIVA	29,96437815	15,43
2	1,14	1,28	2,35	1,4592	0,014592	15,798725	ADESIVA		
3	1,13	1,2	2,55	1,356	0,01356	18,448009	ADESIVA		
4	1,13	1,17	3,74	1,3221	0,013221	27,750851	ADESIVA		
5	1,14	1,18	3,34	1,3452	0,013452	24,35727	ADESIVA		
6	1,14	1,22	5,01	1,3908	0,013908	35,338007	ADESIVA		
DENTE5	Largura	Espessura	Força (Kg)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,13	0,98	5,13	1,1074	0,011074	45,444555	COESIVA RC	41,6846433	14,97
2	1,13	1,12	3,82	1,2656	0,012656	29,609829	ADESIVA		
3	1,03	1,1	3,51	1,133	0,01133	30,391086	ADESIVA		
4	1,09	1,16	7,9	1,2644	0,012644	61,293103	ADESIVA		
DENTE6	Largura	Espessura	Força (Kg)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,11	1,18	4,36	1,3098	0,013098	32,655062	ADESIVA	38,89695322	13,42
2	1,11	1,16	4,51	1,2876	0,012876	34,360904	ADESIVA		
3	1,11	1,15	4,17	1,2765	0,012765	32,046769	COESIVA DT		
4	1,13	1,13	4,24	1,2769	0,012769	32,574516	ADESIVA		
5	1,13	1,17	8,47	1,3221	0,013221	62,847515	ADESIVA		
32 Palitos						ADESIVA = 26 COESIVA RC = 3 COESIVA DT = 1 MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC = 2			

Anexo 2.2 – Resultados originais dos valores do grupo I testado com o PB

	PB			21°C					
DENTE 1	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,15	1,18	4,63	1,357	0,01357	33,471113	ADESIVA	43,82419114	13,99
2	1,04	1,09	3,21	1,1336	0,011336	27,778846	ADESIVA		
3	1,15	1,14	3,8	1,311	0,01311	28,434783	ADESIVA		
4	1,14	1,16	6,06	1,3224	0,013224	44,955082	ADESIVA		
5	1,16	1,17	8,03	1,3572	0,013572	58,041777	COESIVA RC		
6	1,16	1,17	7,46	1,3572	0,013572	53,921751	ADESIVA		
7	1,13	1,15	7,97	1,2995	0,012995	60,165987	COESIVA RC		
DENTE2	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,15	1,18	5,02	1,357	0,01357	36,290494	ADESIVA	40,34856356	18,16
2	1,15	1,15	9,39	1,3225	0,013225	69,652854	COESIVA RC		
3	1,15	1,15	5,65	1,3225	0,013225	41,910397	ADESIVA		
4	1,14	1,14	3,79	1,2996	0,012996	28,608726	ADESIVA		
5	1,14	1,14	2,73	1,2996	0,012996	20,607341	ADESIVA		
6	1,05	1,14	3,16	1,197	0,01197	25,897744	ADESIVA		
7	1,12	1,19	8,08	1,3328	0,013328	59,472389	COESIVA RC		
DENTE 3	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,09	1,14	7,38	1,2426	0,012426	58,263158	ADESIVA	53,34643121	10,823452
2	1,13	1,16	5,47	1,3108	0,013108	40,937366	ADESIVA		
3	1,17	1,25	9,07	1,4625	0,014625	60,838769	COESIVA RC		
DENTE 4	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,12	1,12	9,18	1,2544	0,012544	71,791932	ADESIVA	57,1076846	13,17
2	1,15	1,1	6,86	1,265	0,01265	53,198893	ADESIVA		
3	1,16	1,17	6,41	1,3572	0,013572	46,332228	ADESIVA		
DENTE 5	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,14	1,15	4,91	1,311	0,01311	36,740732	ADESIVA	31,72336069	7,10
2	1,14	1,16	3,6	1,3224	0,013224	26,705989	ADESIVA		
22 Palitos							ADESIVA = 17		
							COESIVA RC = 5		
							COESIVA DT = 0		
							MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC = 0		

Anexo 2.3- Resultados originais dos valores do grupo II testado com o SB

	SB			38°C					
DENTE1	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,17	1,18	5,13	1,3806	0,013806	36,4517601	COESIVA RC	32,82907148	10,35
2	1,18	1,18	2,13	1,3924	0,013924	15,00667912	COESIVA RC		
3	1,11	1,13	5,37	1,2543	0,012543	41,99928247	ADESIVA		MEDIA
4	1,2	1,17	4,09	1,404	0,01404	28,5775641	ADESIVA		
5	1,17	1,14	5,84	1,3338	0,013338	42,95276653	ADESIVA		
6	1,21	1,28	5,05	1,5488	0,015488	31,98637655	COESIVA RC		
DENTE2	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,16	1,17	4,08	1,3572	0,013572	29,49071618	ADESIVA	52,78388925	16,29
2	1,15	1,18	6,12	1,357	0,01357	44,24259396	ADESIVA		
3	1,28	1,14	8,17	1,4592	0,014592	54,92578125	MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC		
4	1,17	1,19	9,51	1,3923	0,013923	67,00646412	ADESIVA		
5	1,13	1,16	9,12	1,3108	0,013108	68,25389075	ADESIVA		
DENTE3	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,17	1,17	4,34	1,3689	0,013689	31,10190664	ADESIVA	46,5916885	16,31
2	1,16	1,17	9,41	1,3572	0,013572	68,01657825	ADESIVA		
3	1,16	1,17	5,15	1,3572	0,013572	37,22480106	ADESIVA		
4	1,18	1,17	7,04	1,3806	0,013806	50,02346806	ADESIVA		
DENTE4	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,16	1,18	3,94	1,3688	0,013688	28,23743425	ADESIVA	37,99630167	22,69614
2	1,16	1,2	2,2	1,392	0,01392	15,50431034	COESIVA RC		
3	1,12	1,2	3,2	1,344	0,01344	23,35714286	COESIVA RC		
4	1,17	1,07	8,93	1,2519	0,012519	69,97627606	COESIVA RC		
5	1,25	1,16	7,82	1,45	0,0145	52,90634483	COESIVA RC		
DENTE5	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,18	1,18	3,48	1,3924	0,013924	24,51795461	COESIVA RC	45,6922749	20,71
2	1,15	1,19	10,22	1,3685	0,013685	73,26138107	ADESIVA		
3	1,16	1,16	6,57	1,3456	0,013456	47,89811237	MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC		
4	1,16	1,14	5	1,3224	0,013224	37,09165154	ADESIVA		
24 Palitos							ADESIVA = 14 COESIVA RC = 8 COESIVA DT = 0 MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC = 2		

Anexo 2.4 - Resultados originais dos valores do grupo II testado com o SBMP

	SBMP			38°C					
DENTE1	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,16	1,17	3,51	1,3572	0,013572	25,37068966	ADESIVA	23,38393178	2,8097
2	1,15	1,2	3,01	1,38	0,0138	21,39717391	ADESIVA		
DENTE2	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,13	1,14	4,75	1,2882	0,012882	36,17256637	ADESIVA	48,81684034	15,92
2	1,14	1,14	8,85	1,2996	0,012996	66,80401662	ADESIVA		
3	1,14	1,14	7,63	1,2996	0,012996	57,59487535	ADESIVA		
4	1,04	1,15	4,23	1,196	0,01196	34,69590301	ADESIVA		
DENTE3	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,14	1,19	6,45	1,3566	0,013566	46,64197258	ADESIVA	58,52430572	11,65
2	1,14	1,15	9,33	1,311	0,01311	69,81487414	COESIVA DT		
3	1,18	1,15	6,34	1,357	0,01357	45,833014	COESIVA RC		
4	1,16	1,16	9,42	1,3456	0,013456	68,67583234	ADESIVA		
5	1,16	1,17	8,53	1,3572	0,013572	61,65583554	COESIVA RC		
DENTE4	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,14	1,13	4,95	1,2882	0,012882	37,6956218	ADESIVA	29,47844255	10,59
2	1,12	1,14	2,16	1,2768	0,012768	16,59586466	ADESIVA		
3	1,15	1,16	4,31	1,334	0,01334	31,69497751	ADESIVA		
4	1,1	1,14	5,92	1,254	0,01254	46,31196172	ADESIVA		
5	1,14	1,16	3,85	1,3224	0,013224	28,56057169	ADESIVA		
6	1,1	1,11	3,51	1,221	0,01221	28,2007371	ADESIVA		
7	1,12	1,15	2,27	1,288	0,01288	17,28936335	ADESIVA		
DENTE5	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,13	1,13	8,65	1,2769	0,012769	66,45508654	ADESIVA	47,58795281	17,45
2	1,12	1,14	4,17	1,2768	0,012768	32,03923872	ADESIVA		
3	1,1	1,11	5,51	1,221	0,01221	44,26953317	ADESIVA		
21 Palitos	ADESIVA = 18 COESIVA RC = 2 COESIVA DT = 1 MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC = 0								

Anexo 2.5 - Resultados originais dos valores do grupo II testado com o PB

	PB			38°C					
DENTE 1	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,1	1,18	5,03	1,298	0,01298	38,01563945	ADESIVA	51,05956827	8,89
2	1,18	1,19	7,65	1,4042	0,014042	53,44430993	COESIVA RC		
3	1,17	1,17	8,08	1,3689	0,013689	57,90401052	COESIVA RC		
4	1,12	1,17	7,33	1,3104	0,013104	54,87431319	COESIVA RC		
DENTE2	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,13	1,16	8,57	1,3108	0,013108	64,13770217	COESIVA RC	61,34286233	4,56
2	1,14	1,16	7,86	1,3224	0,013224	58,30807623	COESIVA RC		
3	1,16	1,05	6,66	1,218	0,01218	53,6408867	COESIVA RC		
4	1,12	1,04	7,38	1,1648	0,011648	62,15470467	ADESIVA		
5	1,14	1,14	8,94	1,2996	0,012996	67,4833795	COESIVA RC		
6	1,13	1,1	7,24	1,243	0,01243	57,13950121	ADESIVA		
7	1,11	1,14	8,24	1,2654	0,012654	63,88051209	ADESIVA		
8	1,11	1,16	8,4	1,2876	0,012876	63,99813607	ADESIVA		
DENTE 3	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,12	1,13	5,9	1,2656	0,012656	45,73245891	ADESIVA	40,64943228	11,08
2	1,15	1,18	4,87	1,357	0,01357	35,20611643	ADESIVA		
3	1,16	1,17	7,85	1,3572	0,013572	56,74071618	ADESIVA		
4	1,15	1,11	4,99	1,2765	0,012765	38,34853114	ADESIVA		
5	1,15	1,1	3,75	1,265	0,01265	29,08102767	ADESIVA		
6	1,11	1,18	6,73	1,3098	0,013098	50,40563445	ADESIVA		
7	1,13	1,2	6,34	1,356	0,01356	45,86681416	ADESIVA		
8	1,09	1,13	2,99	1,2317	0,012317	23,81415929	ADESIVA		
DENTE 4	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,15	1,14	8,27	1,311	0,01311	61,88306636	ADESIVA	51,60559082	16,79
2	1,17	1,19	9,18	1,3923	0,013923	64,68131868	ADESIVA		
3	1,14	1,22	6,51	1,3908	0,013908	45,91824849	ADESIVA		
4	1,15	1,18	3,4	1,357	0,01357	24,57921887	ADESIVA		
5	1,14	1,18	8,36	1,3452	0,013452	60,96610169	ADESIVA		
DENTE 5	Largura	Espessura	Força (Kgf)	Área (mm2)	Área (cm2)	RU	Tipo de Falha	Média	Desvpad
1	1,12	1,15	6,98	1,288	0,01288	53,1628882	COESIVA RC	54,37512276	8,79
2	1,15	1,12	7,7	1,288	0,01288	58,64673913	ADESIVA		
3	1,14	1,18	5,85	1,3452	0,013452	42,66168599	COESIVA RC		
4	1,16	1,17	8,72	1,3572	0,013572	63,02917772	COESIVA RC		
29 Palitos							ADESIVA = 19 COESIVA RC = 10 COESIVA DT = 0 MISTA- ADESIVA DT E COESIVA RC = 0		

Anexo 3 -Valores médios das áreas de superfície da seção transversal para o grupo I

SB		SBMP		PB		
Área	RU	Área	RU	Área	RU	
0,01277	73,085076	0,01277	26,505208	0,01357	33,471113	
0,01288	41,738199	0,01310	18,266484	0,01134	27,778846	
0,01323	55,262382	0,01300	33,439751	0,01311	28,434783	
0,01277	65,000470	0,01288	20,713554	0,01322	44,955082	
0,01299	40,849831	0,01288	34,578727	0,01357	58,041777	
0,01299	55,573892	0,01334	16,842780	0,01357	53,921751	
0,01277	49,019267	0,01380	33,614387	0,01300	60,165987	
0,01265	34,121739	0,01277	25,360752	0,01357	36,290494	
0,01277	53,164069	0,01323	22,920907	0,01323	69,652854	
0,01232	46,342695	0,01288	32,532386	0,01323	41,910397	
0,01277	30,346542	0,01266	28,757190	0,01300	28,608726	
0,01288	48,357010	0,01345	48,204059	0,01300	20,607341	
0,01310	30,993132	0,01277	37,568251	0,01197	25,897744	
0,01254	24,495652	0,01311	43,400458	0,01333	59,472389	
0,01300	36,537437	0,01345	50,173060	0,01243	58,263158	
0,01254	37,381856	0,01357	38,092175	0,01311	40,937366	
0,01243	26,596702	0,01322	32,937387	0,01463	60,838769	
0,01265	31,562609	0,01310	58,093407	0,01254	71,791932	
0,01210	17,836364	0,01459	15,798725	0,01265	53,198893	
0,01210	21,086310	0,01356	18,448009	0,01357	46,332228	
0,01254	24,556282	0,01322	27,750851	0,01311	36,740732	
0,01254	17,758134	0,01345	24,357270	0,01322	26,705989	
0,01210	30,575149	0,01391	35,338007	0,01309	44,72811	
Média	0,01267	38,793078	0,01107	45,444555	0,00065	15,34697
DP	0,00031	14,95449	0,01266	29,609829		
		0,01133	30,391086			
		0,01264	61,293103			
		0,01310	32,655062			
		0,01288	34,360904			
		0,01277	32,046769			
		0,01277	32,574516			
		0,01322	62,847515			
		Média	0,01304	33,90366		
		DP	0,00064	12,20796		

Anexo 3.1 -Valores médios das áreas de superfície da seção transversal para o grupo II

SB		SBMP		PB		
Área	RU	Área	RU	Área	RU	
0,01381	36,451760	0,01357	25,370690	0,0130	38,015639	
0,01392	15,006679	0,01380	21,397174	0,0140	53,444310	
0,01254	41,999282	0,01288	36,172566	0,0137	57,904011	
0,01404	28,577564	0,01300	66,804017	0,0131	54,874313	
0,01334	42,952767	0,01300	57,594875	0,0131	64,137702	
0,01549	31,986377	0,01196	34,695903	0,0132	58,308076	
0,01357	29,490716	0,01357	46,641973	0,0122	53,640887	
0,01357	44,242594	0,01311	69,814874	0,0116	62,154705	
0,01459	54,925781	0,01357	45,833014	0,0130	67,483380	
0,01392	67,006464	0,01346	68,675832	0,0124	57,139501	
0,01311	68,253891	0,01357	61,655836	0,0127	63,880512	
0,01369	31,101907	0,01288	37,695622	0,0129	63,998136	
0,01357	68,016578	0,01277	16,595865	0,0127	45,732459	
0,01357	37,224801	0,01334	31,694978	0,0136	35,206116	
0,01381	50,023468	0,01254	46,311962	0,0136	56,740716	
0,01369	28,237434	0,01322	28,560572	0,0128	38,348531	
0,01392	15,504310	0,01221	28,200737	0,0127	29,081028	
0,01344	23,357143	0,01288	17,289363	0,0131	50,405634	
0,01252	69,976276	0,01277	66,455087	0,0136	45,866814	
0,01450	52,906345	0,01277	32,039239	0,0123	23,814159	
0,01392	24,517955	0,01221	44,269533	0,0131	61,883066	
0,01369	73,261381	Média	0,01300	42,08427	0,0139	64,681319
0,01346	47,898112	DP	0,00050	17,35976	0,0139	45,918248
0,01322	37,091652				0,0136	24,579219
Média	0,01370				0,0135	60,966102
DP	0,00061				0,0129	53,162888
					0,0129	58,646739
					0,0135	42,661686
					0,0136	63,029178
				Média	0,01310	51,5760
				DP	0,00056	12,46697

