

JANAINA BERTONCELO DE ALMEIDA

**RESISTÊNCIA À MICROTRAÇÃO, ESPESSURA DA CAMADA
HÍBRIDA E TIPO DE FALHA COM SISTEMAS ADESIVOS EM
DENTINA HUMANA**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para a obtenção do título de Doutor,
Programa Materiais Dentários.

**PIRACICABA
2005**

JANAINA BERTONCELO DE ALMEIDA

**RESISTÊNCIA À MICROTRAÇÃO, ESPESSURA DA CAMADA
HÍBRIDA E TIPO DE FALHA COM SISTEMAS ADESIVOS EM
DENTINA HUMANA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de Doutor, Programa Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani.

Banca Examinadora:

Prof^a. Dr^a. Andresa Carla Obici

Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges

Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho
Sinhoreti

Prof. Dr. Simonides Consani

PIRACICABA

2005

Ficha Catalográfica

Al64r	Almeida, Janaina Bertoncelo de. Resistência à microtração, espessura da camada híbrida e tipo de falha com sistemas adesivos em dentina humana. / Janaina Bertoncelo de Almeida. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005. Orientador : Prof. Dr. Simonides Consani. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Resistência à Tração. 2. Adesivos Dentinários. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (hmc/fop)
-------	---

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Tensile Strength. 2. Dentin-Bonding Agents.

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Doutor em Materiais Dentários

Banca examinadora: Andresa Carla Obibi; Gilberto Antônio Borges; Lourenço Correr Sobrinho; Mario Alexandre Coelho Sinhoreti; Simonides Consani.

Data da defesa: 15 fev. 2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 15 de Fevereiro de 2005, considerou a candidata JANAINA BERTONCELO DE ALMEIDA aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Simonides", written over a horizontal line.

PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Andresa Carla Obici", written over a horizontal line.

PROFa. DRa. ANDRESA CARLA OBICI

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Gilberto", written over a horizontal line.

PROF. DR. GILBERTO ANTÔNIO BORGES

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Lourenço", written over a horizontal line.

PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Mario", written over a horizontal line.

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

Dedico este trabalho:

...a todas as pessoas que ousaram sonhar...

...que buscaram o conhecimento sob incredulidade...

...que mesmo abatidos, ignoraram o sarcasmo...

...que fizeram de sua crença o seu caminho...

...aos que ficaram pelo caminho...

...aos que lutaram...

...aos que conquistaram...

...aos que venceram, primeiramente, a ignorância do espírito.

Agradeço a Deus por todas as pessoas maravilhosas que Ele põe no meu caminho. Aos que me guiaram nos meus primeiros passos, que me corrigiram, que me ajudaram. Aos que foram e aos que serão meus guias.

AGRADECIMENTOS

À minha família: meus pais, JAIME e EDNA, que sempre me incentivaram na busca dos meus ideais; lutaram comigo minhas primeiras batalhas; venceram adversidades; adiaram seus sonhos pelos meus. Aos meus irmãos, ÉRICA e THIAGO, por serem as pessoas boas que são, meus confidentes, minha certeza. Aos meus “pais-pela-lei”, WALDOMERO e VERA, sem a confiança, incentivo e apoio de vocês não sei se chegaria. Ao meu querido marido, DANILO, pelo suporte nos meus momentos difíceis e fonte inesgotável de idéias e ideais. À minha filha adorada, MILENA, por ter me iluminado com seu sorriso, meu maior incentivo e meu melhor presente.

Aos meus professores, todos eles, desde os que seguraram minha mão nas minhas primeiras letras até os do programa de doutorado. Todos foram fundamentais na minha formação. Como a citação de todos seria inviável, gostaria de representá-los agradecendo à primeira, Prof. EVA EVARISTO da Escola Municipal de São Jorge do Patrocínio, PR, e aos últimos, Profs. Drs. SIMONIDES CONSANI, LOURENÇO CORRER SOBRINHO, MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI e MÁRIO FERNANDO DE GÓES, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, SP. Muito obrigada.

Aos meus amigos do curso de Pós-Graduação, DANILO, ANDRESA, ALYSSON, DENISE, GILBERTO, JOHNSON, PAULO, RAFAEL, MÁRCIA, LEONARDO, GISELE, ROGÉRIO, GIOVANI, MÔNICA e DANIELA; foi gratificante

participar do cotidiano de vocês, pessoas simples, inteligentes e que me enriqueceram como ser humano.

À minha querida amiga e colaboradora ANGELA SCARPARO, que sempre orientou, apoiou e contribuiu efetivamente para a concretização do meu trabalho. Meu sincero agradecimento.

Às pessoas envolvidas diretamente com esse projeto: engenheiro MARCOS BLANCO CANGIANI e SELMA A. B. DE SOUZA SEGALLA, pela paciência e colaboração em todas as fases do meu trabalho; Prof Dra. REGINA MARIA PUPPIN-RONTANI da Área de Odontopediatria da FOP-UNICAMP, pela confiança e cessão do laboratório onde foi realizada parte dessa pesquisa. Ao Prof. Dr. ANTONIO CARLOS PEREIRA, da Área de Odontologia Social da FOP-UNICAMP, pela indicação dessa instituição e incentivo ao início do meu programa de doutorado. Meus sinceros agradecimentos.

Aos meus colegas de profissão, Profs. Drs. RUI MAZUR, EVELISE DE SOUZA MACHADO, SÉRGIO ROBERTO VIEIRA e RODRIGO NUNES RACHED, pelo apoio ao projeto e importantes colaborações científicas.

Ao meu pai, JAIME DE ALMEIDA, pelas ilustrações contidas neste trabalho. Pai, sua boa vontade e disponibilidade para me ajudar são lições que quero preservar para a eternidade. Muito obrigada, com amor.

Ao Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI, por toda orientação científica durante a idealização e a execução desse projeto. Professor, seu profundo conhecimento, gentileza e cavalheirismo tornaram meu caminho mais suave. Muito obrigada.

À coordenadora da creche da FOP-UNICAMP, CÁTIA HELENA ZAMBELLO SANTOS, pela sensibilidade e solidariedade demonstradas durante a aceitação da minha filha no maternal. Pessoa sem preconceito e de bom coração, que sua bondade seja reconhecida e você abençoada. Minhas preces sempre te incluem. De uma mãe que te fala, muito obrigada.

Aos professores doutores MARCELO MESQUITA, CECÍLIA GATTI GUIRADO E MARCELA ROCHA DE OLIVEIRA CARRILHO, membros da comissão avaliadora durante minha qualificação, pelo tempo despendido, valiosa contribuição científica e gentileza. Meus sinceros agradecimentos.

À CAPES, pelo suporte financeiro que viabilizou esse projeto.

SUMÁRIO

RESUMO	1
<i>ABSTRACT</i>	3
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DA LITERATURA	9
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAIS E MÉTODO	41
5 RESULTADOS	55
6 DISCUSSÃO	83
7 CONCLUSÃO	93
REFERÊNCIAS	95
BIBLIOGRAFIA	101
ANEXOS	103

RESUMO

Os objetivos deste estudo *in vitro* foram avaliar a resistência da união adesiva à microtração (μT) de 4 sistemas adesivos: Scotchbond MP Plus (SBMP) como controle, Single Bond (SB), OptiBond Solo Plus (OSP), Clearfil SE Bond (CSE), a espessura de suas camadas híbridas (CH) em dentina humana sadia antes e após termociclagem e o tipo de fratura. Setenta e dois terceiros molares recém extraídos armazenados em cloramina 0,5% foram usados. Para μT 48 dentes tiveram o esmalte oclusal removido e as superfícies polidas com lixa d'água granulação 600; 6 dentes foram usados aleatoriamente em cada grupo. Os materiais foram utilizados de acordo com o fabricante e a porção oclusal foi reconstruída com a resina composta Filtek Z250. Após 24 horas de armazenagem à 37°C em água destilada os dentes foram cortados para formar palitos que foram tracionados à velocidade de 0,5 mm/min (5 palitos por dente). Para CH 3 dentes por grupo foram restaurados como descrito e cortados em 4 fatias (cada) para medições em MEV (5 por fatia) em 3300X. Após o armazenamento os grupos termociclados foram submetidos à ciclos entre 5 e 55°C e cortados para μT e CH. O tipo de fratura foi classificado como: coesiva em dentina ou resina, adesiva e mista. Análise de Variância e teste de Tukey-Kramer a 5% de nível de significância mostraram: μT (MPa): SB (37,34) = SBMP (35,98), SBMP = CSE (28,59) > OSP (18,49) e SB (47,85) > SBMP (29,91), SBMP = CSE (34,17) > OSP (17,63); para CH (μm): SBMP (2,81) > SB (2,31) = OSP (2,28) e SBMP (2,89) = SB (2,73) > OSP (2,25), sem e com termociclagem respectivamente. CH não foi detectada para CSE. *μT não foi correlacionada com CH. SB teve μT e CH aumentadas após termociclagem. Termociclagem não teve efeito negativo sobre os grupos. Os tipos de fraturas predominantes foram do tipo adesiva e mista*

ABSTRACT

The objectives of this *in vitro* study were to evaluate the microtensile bond strength (μ TBS) of 4 adhesive systems: Scotchbond MP Plus (SBMP) as a control, Single Bond (SB), OptiBond Solo Plus (OSP), Clearfil SE Bond (CSE), their hybrid layer width (HL), to sound human dentin, before and after thermocycling and type of failure. 72 freshly extracted third molars stored in 0,5% chloramine were used. For the μ TBS 48 teeth had their occlusal enamel removed and surface polished with 600 grit SiC paper; 6 teeth were randomly assigned to each group. The adhesive systems were used according to manufacturer instructions and each occlusal was rebuilt with the resin composite Filtek Z250. After 24 hours storage at 37°C in distilled water, teeth were sectioned to form sticks that were tensioned at a crosshead speed of 0,5 mm/min (5 sticks *per* tooth). For de HL measurements 3 teeth *per* group were restored as described and sectioned to lend 4 slices to SEM measurements (5 *per* slice) at 3300X. For the thermocycling groups after the 24 hours storage teeth were submitted to 500 cycles between 5 and 55°C and sectioned to μ TBS or HL. Failure was classified as: cohesive in dentin or resin, adhesive and mixed. ANOVA and Tukey-Kramer's test at 5% significance level showed: **μ TBS** (Mpa): SB (37,34) = SBMP (35,98), SBMP = CSE (28,59) > OSP (18,49) and SB (47,85) > SBMP (29,91), SBMP = CSE (34,17) > OSP (17,63); for **HL** (μ m): SBMP (2,81) > SB (2,31) = OSP (2,28) and SBMP (2,89) = SB (2,73) > OSP (2,25), without and with thermocycling respectively. HL could not be detected for CSE. *μ TBS could not be correlated to HL width; SB had μ TBS and HL increased after thermocycling. Thermocycling had no negative effect on groups. Adhesive and mixed types of failures were predominant.*

1 INTRODUÇÃO

A manutenção da saúde bucal tem sido objetivo dos estudiosos de Odontologia por séculos. Desde os primórdios têm-se relatos pela busca de condições ideais não somente de função como também de estética pelos mais diferentes povos. Os avanços alcançados nas últimas cinco décadas, no entanto, trazem a certeza de que a Odontologia do futuro depende, principalmente, da capacidade dos materiais interagirem, como já observado por Kramer & McLean em 1952, e de se integrarem de forma eficaz e duradoura às estruturas bucais. A evolução baseia-se na certeza de que um profundo conhecimento dos substratos se faz necessário não só para o desenvolvimento de novos produtos como também para a utilização de maneira mais eficaz dos materiais existentes.

Um marco na Odontologia adesiva se deu em 1955, quando Buonocore relatou que o condicionamento ácido do esmalte dentário humano havia aumentado a energia de superfície do substrato, melhorando a capacidade de umedecimento da resina utilizada. Com o sucesso obtido nesse procedimento, Buonocore *et al.*, em 1956, tentaram promover adesão usando como substrato a dentina, com resultados considerados promissores para a época. Com a descoberta por Bowen, na década de sessenta, do bis-GMA e utilização dos chamados monômeros superfície-ativos, um novo salto se deu na direção da adesividade (Bowen, 1963 e 1965). Atualmente, a Odontologia restauradora ainda possui como maior desafio o desenvolvimento de uma união efetiva dos materiais às estruturas dentárias, assegurando função e longevidade aos procedimentos realizados. Essa união tem sido extensivamente discutida na literatura, tanto pela sua complexidade quanto pela expectativa de simplificação da técnica de união (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Carvalho *et al.*, 2004).

Desde a possibilidade de se promover uma camada intermediária entre estruturas dentárias e restauração, descrita por Nakabayashi *et al.* em 1982 como *camada híbrida*, pela utilização da técnica do condicionamento ácido total (Fusayama *et al.*, 1979), a Odontologia adesiva ganhou novo enfoque, e os substratos dentários passaram a ser considerados individualmente durante o processo restaurador, pois o esmalte e a

dentina apesar de possuírem componentes semelhantes apresentam grande discrepância entre suas proporções; e a dentina por apresentar maior quantidade de água e de substância orgânica que o esmalte é o substrato dentário que mais desafia o processo adesivo (Tay *et al.*, 1998; Pereira *et al.*, 1999; Pashley *et al.*, 2000; Nakajima *et al.*, 2000).

A descoberta da camada híbrida ampliou o entendimento do processo adesivo, no entanto, a interação entre o material e o dente se mostrou limitada e falível, pois sua efetividade de união (Sano *et al.*, 1995) e degradação hidrolítica (Sano *et al.*, 1999; De Munck *et al.*, 2003) impuseram novos desafios aos materiais. Perdigão *et al.*, em 2000, relataram que apesar de haver diferença na espessura da camada híbrida formada entre sistemas adesivos diferentes, também verificado por Marshall *et al.*, em 1998 e por Hashimoto *et al.*, em 2000 com diferentes tempos de condicionamento, uma correlação não pode ser estabelecida entre essa espessura e a resistência adesiva quando da utilização de dente bovino como substrato. A análise morfológica da interface mostrou ainda que o tipo de fratura se correlacionava com a força adesiva.

A incessante busca por uma adesão eficiente levou ao desenvolvimento de produtos com características distintas e a comunidade científica inicialmente classificou os sistemas adesivos pelo termo *geração* (Barkmeier & Cooley, 1992; Kugel & Ferrari, 2000), portanto, hoje, aproximadamente cinquenta anos após o primeiro relato de uma adesão a um substrato dentário, feito por Buonocore, em 1955, os sistemas adesivos podem estar em sua sétima geração.

Com o surgimento em 1990 do conceito da “parede elástica” (Kemp-Scholte & Davidson, 1990a e 1990b) partículas de carga passaram a ser adicionadas a alguns sistemas adesivos, porém os resultados foram variados (Miyazaki *et al.*, 1995; Braga *et al.*, 2000; Gallo *et al.*, 2001).

Cada novo material apresentado ao mercado proclama efetividade e simplicidade durante o processo adesivo restaurador, na tentativa de diminuir o erro humano em decorrência das dificuldades técnicas envolvidas no processo (Miyazaki *et al.*, 2000). Entretanto, os critérios para a utilização desses novos produtos, bem como seu

comportamento com o tempo, não estão bem estabelecidos, e uma comparação direta entre os diversos sistemas disponíveis comercialmente se faz necessária.

Os métodos atuais empregados laboratorialmente para a averiguação da eficiência dos sistemas adesivos variam desde a utilização de testes de microinfiltração marginal (Ferrari *et al.*, 2000), muito questionado quanto ao seu significado clínico, até os testes de tração, com diversos estudos publicados na literatura e largamente utilizados por fabricantes para a divulgação da qualidade de seus produtos. Os testes de tração tiveram seus mecanismos de ação estudados ao longo dos anos, sendo reportadas diferenças de resultados dependentes das muitas variáveis envolvidas.

A dificuldade em correlacionar resultados clínicos e laboratoriais desafia pesquisadores na minimização das discrepâncias, principalmente quanto ao substrato dentinário utilizado nos testes de tração e meios de armazenamento (Goodis *et al.*, 1993). Por causa de tratamentos preventivos e pela alta capacidade de recuperação dentária possível na Odontologia atual, o número de dentes extraídos, fonte de substratos humanos para pesquisa, vem diminuindo sensivelmente. Como uma alternativa para analisar pequenas porções do substrato e maximizar o aproveitamento do dente humano em estudos laboratoriais, foi proposto por Sano *et al.*, em 1994, a utilização do teste de microtração, onde diversos corpos-de-prova poderiam ser obtidos de um único dente e onde as menores áreas ensaiadas forneceriam altos valores de adesão, como tem sido demonstrado (Phrukkanon *et al.*, 1998; Shono & Terashita, 1999).

Um outro teste muito empregado laboratorialmente como coadjuvante em testes de tração é a termociclagem. Acredita-se que o estresse térmico das amostras, mesmo quando não reproduzindo temperaturas médias comuns ao ser humano, leva a um envelhecimento precoce, o que facilitaria o entendimento do material em longo prazo. Gale & Darvell, em 1999, publicaram uma extensa revisão de literatura sobre os métodos laboratoriais de termociclagem empregados para testar materiais de uso odontológico, relatando que a grande variação entre os testes torna difícil uma comparação direta entre os diversos estudos, mas que é muito comum um mesmo estudo ensaiar amostras com e sem termociclagem.

Com base nessas considerações seria oportuno avaliar diferentes sistemas adesivos disponíveis comercialmente em relação à espessura da camada híbrida formada, tipo de fratura e capacidade de adesão ao substrato dentinário humano por meio do teste de microtração com e sem termociclagem.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ADESÃO À DENTINA

Nakabayashi & Pashley, em 2000, descreveram que dentre os pioneiros na tentativa de obtenção de união entre substratos dentários e materiais restauradores está o químico suíço Oscar Hagger, que trabalhava para uma companhia inglesa, a Amalgamated Dental Company, e que teria desenvolvido na década de quarenta, logo após o fim da Segunda Guerra Mundial, um ácido glicerofosfórico dimetacrilato capaz de interagir com a dentina.

Em 1952, Kramer & McLean, durante uma análise *in vivo* do efeito de vários materiais acrílicos restauradores sobre a polpa, verificaram em cortes histológicos a presença de uma zona de dentina que havia sido alterada por um dos materiais testados, o Sevriton, da Amalgamated Dental Company, utilizado em conjunto com um “adesivo” da mesma empresa, considerado segredo industrial pelos próprios autores, mas que possuía como diluente um líquido monomérico, provavelmente o ácido metacrílico. Os cortes histológicos mostraram que quando esse adesivo era aplicado à cavidade antes da inserção da resina acrílica restauradora (Sevriton) tanto a matriz dentinária quanto as fibrilas adjacentes à restauração, com espessura de 3 μm , impregnavam-se de maneira exacerbada de corante quando comparadas à cortes histológicos utilizando outros produtos restauradores ou o próprio Sevriton sem o adesivo. Os autores concluíram que apesar dessa alteração na dentina margeando a restauração não havia diferença na resposta pulpar com relação aos outros materiais ensaiados.

O primeiro relato de um experimento bem sucedido de adesão, considerado um marco para a Odontologia adesiva, foi em 1955 quando Buonocore estudou a retenção de resina acrílica ao esmalte dentário. De acordo com o autor, algumas alternativas estavam sendo pesquisadas na época para aumentar a adesão, tais como o desenvolvimento de novas resinas com propriedades adesivas; a modificação de materiais

existentes para torná-los adesivos; o uso de materiais intermediários na interface material restaurador e dente; e a alteração da superfície dentária através de tratamentos químicos para a obtenção de um substrato onde os materiais restauradores pudessem se aderir, objetivo do estudo. Testes laboratoriais iniciais utilizaram uma solução de ácido oxálico a 10% usado em conjunto com um reagente contendo fosforomolibdato a 50%, associado a tungstato de sódio, e uma solução de ácido fosfórico a 85%. Após o tratamento das superfícies, uma gota de resina acrílica foi aplicada e as amostras foram armazenadas em água. Periodicamente, as amostras eram testadas para a verificação da adesão, através de pressão exercida com o polegar sobre a gota acrílica. As amostras que tiveram suas superfícies tratadas com os ácidos apresentaram resultados superiores quando comparadas ao controle, que não havia recebido tratamento. Os resultados laboratoriais promissores levaram à realização do experimento *in vivo*, e dos ácidos estudados o fosfórico a 85% apresentou maior duração da adesão quando comparado ao oxálico. O autor ressaltou que apesar da expectativa de uma mudança química da superfície do esmalte com os diferentes tratamentos, o que provavelmente tenha ocorrido foi um aumento na área disponível para adesão.

Em 1956, Buonocore *et al.*, após testarem várias resinas acrílicas disponíveis, sugeriram a resina acrílica Sevriton como a que se destacava com os resultados mais promissores. O sistema Sevriton continha metilmetacrilato, monômero e polímero, um catalisador e um líquido “selante” cavitário. Segundo o fabricante, o líquido selante era o ácido glicerofosfórico dimetacrilato e deveria ser aplicado à cavidade antes da colocação da resina acrílica. Os autores ensaiaram laboratorialmente a infiltração marginal e a resistência à tração da dentina humana, úmida, quando a resina acrílica era aplicada com ou sem esse selante, denominado, então, resina adesiva. Os grupos também foram ensaiados de acordo com o tratamento recebido pelas superfícies dentinárias, com condicionamento pelo ácido clorídrico a 7% por um minuto ou sem. Os resultados mostraram aumento significativo na força adesiva de 53 kg/cm² ou 5,19 MPa, para os grupos com condicionamento ácido e a resina adesiva, comparados aos grupos sem

condicionamento. Após cinco meses de imersão em água foi verificada uma diminuição na força adesiva para 28 Kgf/cm² ou 2,74 MPa, o mesmo valor inicial verificado para as amostras sem condicionamento ácido. Durante a avaliação da infiltração marginal notou-se que a dentina permeada por resina adesiva não apresentava corante, ao contrário da própria resina acrílica restauradora que se mostrava pigmentada. Nesse estudo os autores relataram que outras amostras foram submetidas à água fervente e gelada durante uma hora, e que mesmo assim certa adesão permanecia. Os autores concluíram que a resina acrílica poderia ser firmemente aderida à dentina humana úmida e que a adesão era aproximadamente o dobro quando o condicionamento ácido prévio do substrato era realizado; porém essa adesão era reduzida pela metade após o armazenamento das amostras em água.

Bowen, em 1963, destacou os esforços praticados na busca por um material restaurador mais estável dimensionalmente, com menor solubilidade nos fluidos bucais e menos sensível a perda de água do que os então disponíveis. Esse estudo comparou o resultado de vários testes como, contração de polimerização, resistências à tração e compressão, solubilidade, absorção de água, coeficiente de expansão térmica, estabilidade de cor, toxicidade, módulo de elasticidade e dureza, entre cimentos de silicato e resinas acrílicas sem adição de carga, materiais restauradores estéticos utilizados na época, e um material restaurador novo, utilizando um monômero orgânico desenvolvido pelo autor. Ao monômero foram adicionados co-monômeros diluentes e partículas de sílica tratadas com silano para melhorar as propriedades. Esse monômero ou polímero orgânico, produto da reação por adição do bis (4-hidroxifenil) dimetilmetano e glicidil metacrilato, foi denominado bis-GMA, e mais do que um novo polímero esse estudo relata o surgimento das resinas compostas. Os resultados mostraram que o novo material apresentava propriedades semelhantes ou que superavam os materiais existentes.

Bowen, em 1965a descreveu um novo dispositivo utilizado para testar a adesão, através da resistência à tração de amostras submersas em água, tido como o principal fator na degradação da união entre material restaurador e dente.

Utilizando esse dispositivo, Bowen, em 1965b, verificou a adesão utilizando um agente de união, o NPG-GMA (N-2-hidroxi-3-metacrilóiloxipropil-N-fenilglicina), um agente denominado comonômero superfície-ativo. Teoricamente o NPG-GMA, produto da reação por adição entre o *N*-fenilglicina que através de um grupamento anfotérico seria capaz de promover a quelação com o cálcio da dentina, e glicidil metacrilato capaz de copolimerização com a resina restauradora, seria o agente de união ideal entre substrato e material restaurador. Como material restaurador foram testadas resinas epóxica e acrílica. Os resultados mostraram que os valores obtidos quando o agente de união foi utilizado com a resina acrílica foram maiores; a interface entre a resina epóxica e a dentina após o teste se apresentava com aspecto pegajoso, o autor ressaltou que uma inibição na polimerização da resina epóxica, iniciada por uma reação ácido-base, pode ter ocorrido devido à capacidade tampão da dentina ou por causa da umidade inerente ao substrato. O autor concluiu que o NPG-GMA como agente de união entre resina acrílica e dentina era capaz de promover união estável entre 1,02 e 2,20 MPa e que essa união não parecia sofrer influência quando da imersão das amostras em água pelo período de uma semana.

Fusayama *et al.*, em 1979, verificaram a adesão ao esmalte, à dentina sadia e à cariada, com e sem condicionamento pelo ácido fosfórico a 40% por um minuto, dos sistemas adesivos Clearfil System-F (Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japan), Adaptic Total System (Johnson & Johnson Co., Ltd., New Brunswick, N.J., U.S.A.), Concise Enamel Bond (3M Co., Ltd., Saint Paul, Minnesota, U.S.A.) e Palakav (Kulzer Co., Ltd., Bad Homburg, Germany). A face vestibular de incisivos centrais superiores humanos foram preparadas para fornecer uma superfície plana em esmalte onde os sistemas adesivos foram aplicados. Para o teste em dentina, molares humanos tiveram as oclusais

preparadas da mesma forma; para o teste em dentina cariada, a face proximal de dentes com a lesão tiveram a camada superficial de cárie removida, tornados planos e então testados. Os resultados mostraram maiores valores médios de adesão para o sistema adesivo Clearfil com o condicionamento ácido prévio, esmalte (10,92 MPa) e dentina (6,10 MPa), e para a dentina cariada (1,64 MPa) sem condicionamento. A adesão em esmalte para o mesmo sistema adesivo aumentou com o tempo de armazenamento em água, e ao final de três meses esse valor foi de 13,85 MPa. Esse conceito de condicionamento ácido, de todas as superfícies dentárias, passou a ser denominado de condicionamento ácido total.

Nakabayashi *et al.*, em 1982, testaram a efetividade da união entre discos de acrílico e dentinas bovina e humana condicionadas com uma solução de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3%, solução 10-3, e tratadas com 4-META. Através de MEV foi verificada a formação de uma zona mista, composta por fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido e pela infiltração de monômeros hidrófilos e hidrófobos do 4-META. Verificou-se que essa zona era ácido-resistente e a responsável em grande parte pela resistência adesiva entre material restaurador e substrato dentário, anteriormente creditada à imbricação mecânica nos túbulos dentinários. Essa zona foi denominada de camada híbrida. Esse estudo revolucionou o conceito de adesão ao substrato dentinário pela ênfase dada à necessidade de se evitar o colapso das fibras colágenas após o condicionamento ácido, permitindo dessa maneira a penetração dos monômeros resinosos nos espaços interfibrilares.

Pashley, em 1990, em um estudo sobre as conseqüências clínicas da microinfiltração, afirmou que a permeabilidade dentinária é variável de acordo com a localização no dente, que a parte central da parede pulpar é menos permeável do que a área ao redor dos cornos pulpares, e que a parede pulpar é menos permeável do que a axial. O autor afirma ainda que a permeabilidade da dentina radicular é muito menor do que a da coronal, e que todas essas variações têm conseqüências na resistência da união

adesiva. A permeabilidade dentinária é ainda dependente do equilíbrio existente entre a quantidade de líquido tissular que sai dos canalículos dentinários com a quantidade de fluido da cavidade oral que tenta penetrar o dente em direção da polpa, e que em condições normais de saúde esse equilíbrio deve ser mantido. O autor afirma que a *smear layer* não pode ser a base para a adesão por sua baixa resistência coesiva e que o *smear plug* é mais eficiente que a *smear layer* no bloqueio dos agentes agressores à polpa.

Kanca, em 1992, em um estudo utilizando um sistema adesivo convencional de três passos testou a resistência adesiva ao substrato dentinário seco a ar ou mantido úmido após o condicionamento com ácido fosfórico em dentina. Os resultados mostraram um desempenho estatisticamente superior do sistema adesivo quando a dentina foi mantida úmida após o condicionamento. O autor sugere que por causa da natureza hidrófila do *primer* os resultados foram melhores para a dentina úmida, o que teria levado a uma maior integração entre as fibras colágenas desmineralizadas e o material adesivo, reforçando o aparecimento da teoria do *wet bonding*, ou adesão úmida.

Sano *et al.*, em 1995, analisaram *in vitro* a infiltração marginal na interface entre sistemas adesivos convencionais de três passos e um autocondicionante em cavidades com término em esmalte ou dentina em molares humanos. Os resultados mostraram que a maioria dos materiais testados não promoveu fendas no esmalte, no entanto o agente corante utilizado para o teste, o nitrato de prata, foi detectado em paredes dentinárias independentemente da presença de fendas. Na análise por MEV foi possível detectar áreas de intensa concentração do corante na base da camada híbrida para alguns sistemas adesivos. Os autores sugeriram que alguns sistemas poderiam deixar uma área porosa sob a camada híbrida, o que permitiria a entrada de fluidos orais nessa interface e degradaria a união. Essa infiltração dentro da camada híbrida foi denominada de nanoinfiltração. Os autores concluíram que mesmo na ausência de fendas, todos os sistemas adesivos testados apresentaram variados graus de nanoinfiltração nas cavidades com término em dentina.

Tay *et al.*, em 1998, avaliaram a relação entre a presença ou não de água na superfície dentinária, através de secagem por trinta segundos com ar, três segundos com jato a 20 cm de distância da superfície, e excesso de água removido com papel absorvente, utilizando a forma comercial de um adesivo a base de acetona e álcool (All-Bond 2, Bisco, Inc., Itasca, IL) com 5% de água na sua composição original e duas outras variações do mesmo sistema, onde a água foi totalmente removida (0%) ou acrescida até 17%. As interfaces entre sistema adesivo e dentina foram avaliadas por meio de Microscópio Eletrônico de Transmissão (MET). Os resultados mostraram que para os corpos-de-prova secos durante trinta segundos a hibridização não foi possível na região mais próxima à dentina quando os sistemas com 0% e 5% de água foram utilizados; o sistema com água a 17% produziu melhor hibridização, mas com áreas não homogêneas e presença de longos prolongamentos resinosos dentro dos túbulos dentinários, os *tags*. Os resultados mostraram que para os corpos-de-prova secos por três segundos a 20cm utilizando o sistema com 0% de água, o *primer* ficou a 1µm da superfície dentinária; as composições com 5 e 17% de água produziram ótima hibridização, porém um aumento no número e no tamanho de bolhas, com formações internas de esferas polimerizadas de *primer*, puderam ser verificadas com o sistema a 17% de água e quando a superfície dentinária teve apenas o excesso de água removido por papel absorvente. Onde a hibridização foi considerada ótima pelos autores verificou-se a presença de pequenos prolongamentos resinosos nos túbulos dentinários, apenas na embocadura afunilada produzida pelo condicionamento ácido, os chamados *plugs*. Os autores mostraram que o re-molhamento de superfícies é possível com restrições para o tempo de secagem da dentina e quanto ao tipo de agente utilizado, e que o uso de sistemas adesivos com alta hidrofiliabilidade não é garantia de ótima hibridização e depende da quantidade de remoção prévia de água da dentina. Os autores sugeriram que o uso de materiais contendo HEMA (hidroxietilmetacrilato), como os mais indicados para promover o re-molhamento de dentina desmineralizada.

Marshall *et al.*, em 1998, testaram a interface entre a dentina humana e três sistemas adesivos: Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) que utiliza três passos durante sua aplicação, OneStep (Bisco, Itasca, IL, USA) um sistema de frasco único que combina o *primer* ao adesivo e necessita condicionamento ácido prévio, e Clearfil Liner Bond II (J. Morita U.S.A., Tustin, CA) um sistema autocondicionante, onde o *primer* está combinado com o ácido e o adesivo é aplicado seguidamente. Foram avaliadas as espessuras das camadas híbridas, ou zonas de interdifusão dentina-sistema adesivo através de MEV. Microscopia Tomográfica por raios-X (MTX) foi utilizada para avaliar a interface das amostras de forma não destrutiva antes do teste de adesão por cisalhamento, e Microscópio por Força Atômica (MFA) modificado para testes mecânicos foi utilizado para medir módulo de elasticidade e dureza da dentina, da camada híbrida e do sistema adesivo. Os resultados mostraram que existe diferença estatística na espessura das camadas híbridas, sendo a maior verificada para o Scotchbond Multipurpose Plus e a menor para o sistema autocondicionante Clearfil Liner Bond II. O teste de adesão não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas adesivos. Tanto o módulo de elasticidade quanto a dureza da camada híbrida mostrou valores mais próximos aos valores obtidos para os sistemas adesivos do que para a dentina mineralizada. Os autores relataram que o resultado era esperado, pois a dentina desmineralizada (colágeno) contribuiria pouco para a dureza ou módulo de elasticidade.

Pereira *et al.*, em 1999, avaliaram através do teste de microtração em molares humanos a adesão dos sistemas adesivos OneStep (Bisco) de frasco único, e Clearfil Liner Bond II (Kuraray) um sistema autocondicionante em amostras com e sem pressão pulpar simulada e em dentina seca. As medições foram realizadas em três locais: próximo ao corno pulpar, no centro e na periferia da amostra. Os resultados mostraram que para o OneStep, apesar da força de adesão ter sido maior que para o Clearfil no centro e na periferia para as amostras sem pressão pulpar simulada, a força de adesão foi significativamente menor na região do corno pulpar tanto para as amostras com ou sem

pressão pulpar simulada. Para o Clearfil não houve diferença estatística com relação à variação regional. A força de adesão nas amostras com dentina seca foi menor para os dois sistemas. Os autores mostraram que a quantidade de umidade, que é dependente das diversas regiões do dente, podia alterar a resistência à adesão de alguns sistemas adesivos, e que os sistemas que utilizavam forte condicionamento ácido prévio, promoviam desmineralização maior e geravam diferenças regionais na adesão, tornando-as menos homogêneas em contraste com os autocondicionantes.

Sano *et al.*, em 1999, avaliaram o sistema adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond II (Kuraray) *in vivo* através de cavidades Classe V em molares e pré-molares de um macaco adulto. Os dentes foram avaliados nos períodos de um ano, seis meses e imediatamente após a colocação das restaurações através do teste de microtração e análise das interfaces fraturadas por lupa estereoscópica e MEV. Os resultados mostraram não haver diferença estatística na resistência da união adesiva nos diferentes períodos testados. A análise da interface mostrou, entretanto, aumento em porosidades observadas nos espaços interfibrilares nos períodos de seis meses e um ano, que diferiram estatisticamente das interfaces ensaiadas imediatamente após a restauração, sugerindo perda de material resinoso por degradação hidrolítica. Foi sugerido que a degradação ocorria devido à incompleta polimerização dos monômeros no ambiente úmido e pela degradação do silano.

Pashley *et al.*, em 2000, estudaram a absorção de soluções de HEMA a 100% por cubos de dentina mineralizados, dentina desmineralizada e molhada, dentina desmineralizada seca em ar (estado colapsado), e dentina desmineralizada tratada com acetona para enrijecimento e seca em ar (estado expandido). Os cubos de dentina com os diversos tratamentos foram imersos em HEMA a 100% pelos tempos de um, dez, cem e mil minutos. Os resultados mostraram que a absorção de HEMA foi maior para a dentina desmineralizada tratada com acetona para enrijecimento das fibras colágenas em seu estado expandido; apenas um minuto de imersão mostrou resultados semelhantes

estatisticamente à dentina desmineralizada molhada imersa em HEMA por cem minutos. A dentina desmineralizada seca em ar, com as fibras colágenas colapsadas, apresentou os menores valores de absorção de HEMA, e com o tempo de imersão de mil minutos não diferiu estatisticamente dos cubos de dentina mineralizados. Os autores concluíram que a dentina com fibras colágenas colapsadas reduziu o seu potencial para absorção de HEMA em 97,3% quando comparada à dentina desmineralizada e molhada.

Miyazaki *et al.*, em 2000, compararam a variação em adesão com diferentes operadores utilizando o sistema com condicionamento total de dois passos Single Bond e o sistema autocondicionante Imperva Fluoro Bond em dentina bovina. Três grupos de operadores foram avaliados: (1) professores do departamento de dentística com experiência em confeccionar corpos-de-prova para testes de adesão; (2) dentistas participantes de um curso de atualização sem experiência alguma com confecção de corpos-de-prova e (3) alunos do último ano do curso de Odontologia, todos da Nihon University School of Dentistry. Os resultados mostraram que o grupo dos professores foi estatisticamente superior aos outros dois grupos, que não diferiram entre si. Os autores ressaltaram que a possível causa do desempenho inferior dos dentistas com relação aos professores seja a provável falta de compreensão das novas técnicas de adesão, e que a redução nos passos não necessariamente ajuda na obtenção de melhor resistência adesiva.

Tanumiharja *et al.*, em 2000, compararam a resistência da união adesiva entre sistemas adesivos convencionais de dois e três passos e um autocondicionante ao substrato dentinário humano utilizando o teste de microtração. Os resultados mostraram o maior valor médio de resistência para o sistema autocondicionante, Clearfil Liner Bond 2V, e a análise do tipo de fratura, feita em MEV com aumentos de 20 e 60X, mostrou a predominância do tipo de fratura mista, com falha parcial entre o adesivo e a dentina e falha coesiva no adesivo. Os autores concluíram que os sistemas adesivos convencionais de dois e três passos apresentaram resistência à união adesiva muito similar, exceto pelo

sistema PermaQuik (Ultradent), que não diferiu estatisticamente do Clearfil Liner Bond 2V.

Bouillaguet *et al.*, em 2001, compararam a resistência da união adesiva utilizando sistemas adesivos com condicionamento total de três e dois passos e sistemas autocondicionantes pelo teste de microtração em dentina radicular bovina. Os resultados mostraram valores mais altos para o sistema Scotchbond MP Plus do que para os outros sistemas testados. Durante a análise do sítio de fratura os autores verificaram que o Scotchbond MP Plus produzia uma zona de infiltração da camada desmineralizada homogênea, entre 2 e 4µm, coberta por uma camada adesiva de aproximadamente 30µm. Os autores observaram que as fraturas ocorriam geralmente no topo da camada híbrida e que camadas adesivas mais espessas estavam mais associadas com fraturas do tipo mista. O estudo concluiu que apesar da simplificação na técnica que outros sistemas apresentavam, o sistema convencional de três passos foi o que produziu os melhores resultados em dentina radicular bovina.

Caldas, em 2001, comparou a variação entre operadores utilizando o sistema convencional de dois passos OptiBond Solo Plus e o sistema autocondicionante Clearfil SE Bond em dentina humana. Os operadores foram divididos em três grupos de acordo com o grau de formação em: (1) professores do curso de pós-graduação e alunos de segundo e terceiro ano do mestrado em dentística (IUSD, Indianápolis, IN, USA); (2) cirurgiões dentistas sem especialização e (3) alunos do último ano de odontologia da IUSD. Os resultados mostraram que o grupo de professores e alunos de pós-graduação tiveram valores para resistência da união adesiva pelo teste de cisalhamento estatisticamente superiores aos outros dois grupos que não diferiram entre si. O sistema adesivo Clearfil SE Bond apresentou valores de adesão inferiores ao OptiBond Solo Plus para o grupo dos cirurgiões sem especialização. O autor conclui que sistemas tidos como simplificados necessitam de uma curva de aprendizado mais longa, e que uma cuidadosa

leitura e execução das recomendações do fabricante é imprescindível para a obtenção de resultados satisfatórios.

Rosales-Leal *et al.*, em 2001, avaliaram a molhabilidade de sistemas adesivos convencionais de três passos em dentina humana superficial e profunda pela medição do ângulo de contato e rugosidade de superfície antes e depois do condicionamento ácido com agentes espessados por sílica ou polímero, e tentaram correlacionar os achados com resistência da união adesiva ao cisalhamento e microinfiltração marginal. Os resultados mostraram que a rugosidade de superfície aumenta após o condicionamento ácido e que a dentina profunda é mais rugosa que a superficial pela presença de maior número de túbulos, pois a dentina superficial sem condicionamento também é menos rugosa que a profunda. Os resultados mostraram que a resistência à união adesiva não foi afetada pelo tipo de espessante nos condicionadores ácidos, que promoveram rugosidade e tensão de superfície estatisticamente semelhantes, e que a microinfiltração pode ser correlacionada com os adesivos que possuíam maior ângulo de contato com a superfície dentinária. Os autores concluíram que tanto a molhabilidade da dentina quanto o tempo necessário para o completo espalhamento do adesivo em superfícies condicionadas dependem das características químicas do sistema adesivo.

Ceballos *et al.*, em 2003, testaram a resistência de união adesiva pelo teste de microtração em dentina humana cariada e sadia utilizando sistemas adesivos com condicionamento total de dois passos e autocondicionantes. Os resultados mostraram que o sistema adesivo Scotchbond 1 (Single Bond) apresentou resultados estatisticamente superiores ao sistema Clearfil SE Bond em dentina cariada, porém os resultados não diferiram em dentina sadia. Os autores concluíram que os sistemas adesivos testados mostraram valores de resistência maior em dentina sadia do que em dentina cariada, mas que esses resultados só foram estatisticamente significantes para os sistemas autocondicionantes e que os sistemas com condicionamento total foram melhores que os autocondicionantes em dentina cariada.

De Munck *et al.*, em 2003, testaram em 24 horas de armazenamento e após 4 anos a resistência à microtração de sistemas adesivos convencionais de três passos, Scotchbond Multipurpose Plus (3M) e OptiBond Dual-Cure (Kerr), com seus sucessores convencionais de dois passos, Scotchbond 1 (Single Bond) e OptiBond Solo, respectivamente. Os resultados mostraram que quando testados em 24 horas e com exposição indireta à água, os sistemas adesivos da 3M não diferiram entre si, o convencional de três passos da Kerr foi superior ao de dois passos. Em 4 anos os resultados mostraram que quando a exposição à água foi direta, palitos já cortados e armazenados, a resistência à união adesiva decresceu significativamente apenas para os sistemas convencionais de dois passos. Os autores concluíram que a interface adesiva é suscetível à degradação hidrolítica e que os sistemas convencionais de dois passos são mais suscetíveis que os de três passos e ainda que, quando a adesão é feita em esmalte circundando a dentina essa degradação é diminuída.

2.2 INFLUÊNCIA DAS CAMADAS INTERMEDIÁRIAS SOBRE A ADESÃO

Kemp-Scholte & Davidson, em 1990a e 1990b, avaliaram a adaptação marginal e a resistência adesiva em restaurações Classe V utilizando camadas intermediárias com baixo módulo de elasticidade entre o sistema adesivo e o material restaurador. Os autores justificaram a diminuição de tensões geradas durante a contração de polimerização das resinas compostas na interface devido à maior deformação dos materiais. Esse aumento na flexibilidade nas camadas intermediárias diminuiria a discrepância entre o alto módulo de algumas resinas compostas e a dentina desmineralizada. Resinas compostas com alta rigidez, pela Lei de Hooke, transmitiriam mais tensões às estruturas vizinhas do que resinas compostas com maior flexibilidade. Os autores desenvolveram a teoria da parede cavitária elástica, que daria às restaurações flexibilidade, compensando em parte a contração inerente do processo de polimerização. Para diminuir as variáveis externas, todos os sistemas adesivos foram testados a mesma resina composta restauradora (Filtek Z250 – 3M), garantindo uniformidade entre os

grupos quanto ao estresse gerado pela contração de polimerização durante a reconstrução da altura coronária dos corpos-de-prova para o teste de microtração.

2.2.1 ADIÇÃO DE PARTÍCULAS DE CARGA AO SISTEMA ADESIVO

Miyazaki *et al.*, em 1995, estudaram a influência da adição de partículas de carga na força de adesão do sistema adesivo Imperva Bond (Shofu Inc., Kyoto, Japan) com 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60 e 70 p% de micropartículas de sílica com 0,05 μ m. A temperatura durante a polimerização do sistema adesivo com as diferentes quantidades de carga também foi avaliada. Os resultados mostraram que a maior força de adesão foi obtida com o sistema acrescido de 10 p% de carga ($14,3 \pm 2,31$ MPa) seguida por 20 p% ($13,0 \pm 2,38$ MPa), e que com o aumento da quantidade acima de 30 p% a força de adesão diminuiu gradativamente até 70 p% ($5,3 \pm 2,58$ MPa). Tanto a temperatura durante a polimerização ($r^2 = 0,960$) quanto o tempo para atingir o pico dessa temperatura ($r^2 = 0,987$), foram afetados pela quantidade de carga presente indicando que sistemas adesivos com alta quantidade de partículas poderiam não completar sua polimerização nos tempos considerados normais. Os autores mencionaram que a camada intermediária entre a restauração e o substrato dentário devia possuir propriedades mecânicas capazes de suportar as tensões geradas durante a mastigação e propriedades elásticas adequadas para funcionar como “amortecedores elásticos” sob as restaurações.

Braga *et al.*, em 2000, avaliaram a resistência à tração dos sistemas adesivos OptiBond Solo (Kerr Co.), Prime & Bond NT e Prime & Bond NT Dual (Dentsply/Caulk, Milford, USA)) sistemas adesivos com adição de partículas de carga e os sistemas Prime & Bond 2.1 (Dentsply) e Single Bond (3M) que não contêm carga. Os resultados mostraram o maior valor médio de força de adesão para o Single Bond (15,6 MPa) que diferiu estatisticamente dos sistemas Prime & Bond NT Dual (8,5 MPa) e Prime & Bond 2.1 (7,1 MPa) e não diferiu do OptiBond Solo (11,8 MPa) e Prime & Bond NT (11,3

MPa). Os autores concluíram que os sistemas adesivos com adição de carga não mostraram desempenho marcadamente superior em relação aos adesivos sem partículas.

Gallo *et al.*, em 2001, compararam a resistência adesiva dos sistemas One Coat Bond (Coltene/Whaledent, Mahwah, USA), Prime & Bond NT (Dentsply/Caulk), OptiBond Solo (Kerr Co.) e PermaQuick 1 (Ultradent Products Inc., South Jordan, USA) com 5, < 8, 25 e 40 vol% de adição de partículas de carga respectivamente ao sistema adesivo sem carga Scotchbond Multi-Purpose Plus como controle. Os resultados mostraram o maior valor médio de adesão para o One Coat Bond ($25,57 \pm 3,53$ MPa) que diferiu estatisticamente dos outros sistemas, que não diferiram entre si. Os autores ressaltaram que a adição de partículas de carga para aumentar a resistência da camada híbrida e reduzir a contração de polimerização pode, em contrapartida, diminuir o umedecimento do substrato dentário pelo sistema adesivo devido ao aumento na viscosidade, diminuindo a resistência à adesão, e que a adição de partículas de carga não é um fator determinante na força adesiva.

Swift Jr. *et al.*, em 2001, avaliaram *in vivo* a retenção, a cor, o manchamento marginal, a reincidência de cáries, o contorno anatômico, a adaptação marginal e a sensibilidade pós-operatória de restaurações Classe V de lesões de erosão, abrasão ou abfração utilizando os sistemas OptiBond Solo/Prodigy (Kerr Co.) e Prime & Bond 2.1/Prisma TPH Spectrum (Dentsply Caulk). O sistema adesivo OptiBond Solo possui carga de vidro de bário e sílica ($\cong 25\%$) e o sistema Prime & Bond 2.1 não possui carga. Os resultados mostraram que após 18 meses não houve diferença estatística entre os dois sistemas dentro dos parâmetros avaliados. Os autores concluíram que os sistemas adesivos de frasco-único testados apresentaram altos índices de sucesso e que o sistema com adição de carga não apresentou resultados superiores durante o período de avaliação.

2.2.2 ESPESSURA DAS CAMADAS INTERMEDIÁRIAS

Prati *et al.*, em 1998, analisaram a resistência à união adesiva pelo teste de cisalhamento e a espessura da camada híbrida em sistemas adesivos convencionais de três e dois passos e sistemas autocondicionantes em dentina humana. Os resultados mostraram que a espessura da camada híbrida é maior na área intertubular do que na tubular e menor em dentina superficial quando comparada com dentina profunda. Entre os sistemas convencionais de dois passos o Single Bond foi o que apresentou a maior homogeneidade em espessura da camada híbrida e que a capacidade tampão da dentina deve ter influenciado na profundidade de penetração dos sistemas adesivos autocondicionantes. Os autores concluíram que não existiu correlação entre espessura de camada híbrida e resistência da união adesiva e que as camadas híbridas mais delgadas continham menor quantidade de falhas.

Choi *et al.*, em 2000, avaliaram os efeitos da espessura da camada adesiva do sistema Scotchbond Multi-Purpose (3M) na contração de polimerização da resina composta Herculite XRV (Kerr Co.). Para o teste de contração, superfícies de vidro foram jateadas com partículas de 250µm de óxido de alumínio e tratadas com o *primer* cerâmico Scotchprime (3M), onde discos metálicos contendo a resina composta foram fixados. O sistema adesivo foi aplicado sobre as superfícies tratadas do vidro, em até quatro camadas polimerizadas individualmente, para produzir diferentes espessuras. A resina composta foi colocada entre as duas camadas de adesivo em dimensões correspondentes ao Fator de Configuração Cavitária 2,0 e ao 3,0 (Fator-C, $C = d/2h$). Amostras também foram preparadas em dentes bovinos para teste de microinfiltração marginal, por nitrato de prata, com as mesmas espessuras para o sistema adesivo e nos mesmos Fatores-C 2,0 e 3,0. Os resultados mostraram que para o Fator-C = 2,0 a redução nas tensões geradas pela contração de polimerização quando duas camadas de adesivo foram aplicadas foi de 24% em relação à uma camada; não houve diferença estatística entre duas ou três camadas. Para o Fator-C = 3,0 a queda foi de 17% quando duas camadas foram aplicadas e de mais 13% quando a terceira camada foi aplicada. Para o teste de microinfiltração os resultados

mostraram que a aplicação de várias camadas de sistema adesivo diminuiu a penetração do corante. A redução das tensões geradas foi creditada ao baixo módulo de elasticidade do sistema adesivo, pois de acordo com a Lei de Hooke quanto maior a rigidez maior a tensão para uma dada deformação de contração. Foi ressaltada a facilidade de produzir espessuras uniformes de sistema adesivo em superfícies planas, entretanto fatores como a gravidade e tensão de superfície poderiam deslocar o adesivo não polimerizado para concavidades irregulares no fundo e nos ângulos em uma cavidade tridimensional. Os adesivos ficariam com espessuras mais finas especialmente nas regiões próximas às margens, onde de acordo se desenvolveriam as maiores tensões, facilitando o rompimento da união entre dente e material restaurador. No entanto, os autores alertaram para as possíveis desvantagens em haver camadas espessas de adesivo nas margens, como o aumento do desgaste e a dificuldade de diagnóstico de lesões cariosas pela radiolucidez da maioria dos sistemas.

Nakajima *et al.*, em 2000, em um estudo correlacionando espessura da camada híbrida e resistência adesiva dos sistemas adesivos de frasco-único One-Step (Bisco), Clearfil PhotoBond (Kuraray) e Single Bond (3M) todos utilizando condicionamento ácido prévio, quando testados sobre dentina úmida ou seca, reportaram que a camada híbrida ficou imperceptível sob MEV para o One-Step e o Single Bond sobre colágeno colapsado. A resistência de adesão foi estatisticamente menor para todos os sistemas quando a dentina foi seca a ar. Os resultados mostraram que a força de adesão foi maior para os sistemas quando a hibridização se apresentou mais evidente sob MEV.

Ferrari *et al.*, em 2000, testaram o papel da camada híbrida na microinfiltração marginal do sistema Scotchbond Multi-Purpose Plus/Z100 (3M) em restaurações Classe V feitas em dentes vitais de pacientes com extração dentária agendada entre 2 e 3 meses, da data da restauração, por problemas periodontais. Os dentes foram tratados como recomendado pelo fabricante: condicionamento ácido, *primer* e adesivo; ou submetidos à tratamento com NaOCl a 5% por 2 minutos após o

condicionamento ácido para a remoção das fibras colágenas desmineralizadas (desproteínização). A resistência adesiva foi verificada *in vitro* através do teste de resistência à extrusão realizado em discos onde a parte central continha resina e a periferia dentina, em espécimes tratadas com ou sem NaOCl. A análise morfológica da camada híbrida foi realizada *in vitro* em cavidades Classe V tratadas com e sem NaOCl durante o procedimento adesivo. Os resultados mostraram que a resistência não diferiu entre os grupos testados embora a microinfiltração marginal tenha sido significativamente menor para os dentes restaurados de acordo com as recomendações do fabricante, sem o uso adicional de NaOCl para a desproteínização. Os autores concluíram que a camada híbrida era fundamental durante o processo adesivo e que melhorava o selamento marginal em restaurações realizadas *in vivo*.

Hashimoto *et al.*, em 2000, testaram a relação entre a resistência adesiva e a espessura da camada híbrida formada pelo sistema adesivo Scotchbond MP Plus (3M) com diferentes tempos de condicionamento ácido utilizando teste de microtração e Microscopia Eletrônica de Varredura. O tempo de condicionamento usado como controle foi de 15 segundos, como recomendado pelo fabricante, e tempos de 60, 120 e 180 segundos. Os resultados mostraram diminuição na resistência com o aumento do tempo de condicionamento ácido e aumento na espessura da camada híbrida de 3µm (15 segundos) para 6µm (60 segundos) e 10µm (120 e 180 segundos). Os autores verificaram que não existiu proporcionalidade entre o tempo de condicionamento e a espessura da camada híbrida, indicando efeito tampão da dentina durante a dissolução ou ainda a incompleta impregnação pelos monômeros resinosos da zona desmineralizada.

Perdigão *et al.*, em 2000, testaram a espessura da camada híbrida formada com a utilização de ácidos fosfóricos nas concentrações de 37,5% (Kerr) e 35% (Ultradent e 3M) para três sistemas adesivos: OptiBond Solo, Permaquick PQI (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) e Single Bond respectivamente. Os corpos-de-prova foram confeccionados de acordo com as recomendações dos fabricantes e sub-grupos

foram testados variando os agentes condicionadores ácidos entre os sistemas. Os resultados mostraram que não houve correlação estatística entre a espessura da camada híbrida e a resistência da união adesiva e que essa espessura variou entre os diferentes condicionadores ácidos quando as outras variáveis foram mantidas constantes: para o agente da Kerr entre 4,3 e 5,4µm, para o gel da Ultradent 2,1 a 2,5µm e para o da 3M 2,8 a 3,4 µm. Os autores verificaram ainda que o tipo de fratura coesiva aumenta com o aumento da resistência da união adesiva.

Zheng *et al.*, em 2001, avaliaram a relação entre a espessura da camada adesiva e resistência à microtração do sistema adesivo de frasco único Single Bond (3M) e do sistema autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japan). Dentes molares humanos tiveram o esmalte oclusal removido através de um disco de diamante acoplado à uma serra (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) sob abundante irrigação de água, e após, as superfícies dentinárias foram polidas com uma lixa de granulação 800. Sobre a dentina foi colocada uma fita de vinil com uma abertura central de 6 mm de diâmetro e com espessura aproximada de 0.2 mm. Fitas adicionais eram colocadas dependendo da espessura testada dos sistemas adesivos. As amostras tiveram as coroas reconstruídas, para o teste de microtração, com a resina composta Clearfil AP-X, Kuraray. Os resultados da análise de regressão mostraram correlação positiva para o sistema Clearfil Liner Bond 2V ($r = 0,77$) e negativa para o Single Bond ($r = - 0,80$), ou seja, quanto maior a espessura da camada adesiva maior ou menor a resistência à microtração, respectivamente. Durante observação por MEV as camadas adesivas do sistema Single Bond acima de 25µm mostraram-se não homogêneas e com presença de porosidades nas zonas mais próximas à resina composta. Os autores especularam que, sendo o Single Bond um sistema que usa álcool e água como solventes, quanto maior a espessura mais difícil a evaporação dos dois, que deve ser simultânea e ocorre quando eles entram em azeotropia (95% etanol-5% água). Com o aumento da espessura da camada de adesivo, o etanol pode se evaporar mais facilmente na camada final, antes de atingir a azeotropia, o que facilitaria a saída de monômeros da mistura

dificultando a polimerização e gerando uma separação de fases entre o sistema adesivo e a resina composta. Os autores ressaltaram que isso poderia representar um problema durante a restauração de cavidades que não raro apresentam acúmulo de sistema adesivo em ângulos internos que podem chegar a 300µm de espessura.

Koibuchi *et al.*, em 2001, baseando-se na hipótese que sistemas adesivos autocondicionantes teriam dificuldade em promover boa hibridização devido à lama dentinária muito espessa testaram a influência da espessura da camada formada pela lama dentinária na resistência à adesão do sistema Clearfil Liner Bond II (Kuraray). Superfícies de dentes humanos foram polidos com papel abrasivo nas granulações de 180 e 600 para criar, respectivamente, lamas dentinárias rugosa e lisa. Os corpos-de-prova tiveram as superfícies tratadas com o sistema adesivo de acordo com as recomendações do fabricante e restaurados com a resina composta Clearfil Photo-Posterior (Kuraray) para a confecção de palitos para teste de microtração. Após a fratura tanto o lado da dentina quanto o da resina composta foram observados em MEV para a determinação do tipo de fratura. Os resultados mostraram que o papel abrasivo de granulação 600 promoveu lama dentinária muito mais uniforme que o papel de granulação 180 que ainda apresentou fraturas do tipo coesiva em camada híbrida muito mais evidente. Com a granulação 600 a fratura predominante foi a do tipo adesiva e a resistência à adesão foi significativamente maior (28,5 MPa) do que para a granulação 180 (10,0 MPa). Os autores sugeriram que mais testes deveriam ser realizados para a determinação da espessura da camada de lama dentinária promovida pelo uso de brocas de alta rotação para que melhor correlação entre estudos *in vitro* e *in vivo* pudesse ser feita.

Hashimoto *et al.*, em 2002, avaliaram a resistência à microtração e a espessura da camada híbrida formada com diferentes tempos de condicionamento com o ácido fosfórico (15, 60, 120 e 180 segundos) para sistemas adesivos de dois passos com condicionamento total. Os resultados mostraram que para o sistema OptiBond Solo os valores médios de resistência obtidos com o tempo de 15 segundos, como preconizado

pelo fabricante, foram estatisticamente superiores aos valores obtidos com os outros tempos, que não diferiram entre si. Os autores mostraram que apesar do aumento da espessura da camada híbrida com maior tempo de condicionamento ácido a resistência à união adesiva não aumentou, e que as falhas foram na sua maioria coesivas dentro da camada híbrida ou, em metade dos corpos-de-prova para o sistema OptiBond solo na zona desmineralizada e não impregnada.

Walshaw *et al.*, em 2003, compararam a tenacidade da interface de união entre dentina bovina e sistemas adesivos convencionais de dois passos e um ionômero de vidro modificado por resina. Os resultados mostraram o maior valor de tenacidade para o sistema Single Bond, mas foram verificados espaços vazios em alguns corpos-de-prova na base da camada híbrida. O sistema OptiBond Solo apresentou uma camada adesiva espessa, com presença de carga, contatando a dentina, e mostrou predominância de fratura do tipo coesiva na camada adesiva ou então se soltou da dentina. Os autores concluíram que camadas híbridas mais espessas não necessariamente indicaram maior tenacidade para os sistemas adesivos testados, mas que uma camada adesiva sobre a camada híbrida com espessura muito baixa é a responsável pelas falhas que ocorreram entre essa camada e a resina composta para os sistemas sem presença de carga, e que sistemas com carga formam camadas adesivas muito espessas e se fraturam coesivamente, portanto a técnica deve ser muito criteriosa durante o procedimento adesivo.

2.3 CLASSIFICAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS DENTINÁRIOS

Barkmeier & Cooley, em 1992, em uma revisão de literatura sobre sistemas adesivos, reportaram que inicialmente, após o início da utilização do ácido fosfórico para condicionamento apenas em esmalte, se utilizava um adesivo a base de bis-GMA e imediatamente a resina restauradora; somente após a descoberta da ativação por luz visível, esses primeiros adesivos foram polimerizados antes de receberem a resina. Na

época a adesão ao esmalte já era considerada satisfatória e o tempo de condicionamento recomendado era de 15 segundos para o ácido fosfórico a 37%. De acordo com os autores, a adesão em dentina era tida como muito inferior ao esmalte e o condicionamento poderia levar a efeitos deletérios. Os sistemas adesivos dentinários eram classificados, então, pelo termo geração. Os adesivos dentinários de primeira geração não utilizavam o condicionamento ácido da dentina e o foco principal era o desenvolvimento de comonômeros ativos promotores da adesão para quelação com o cálcio. A segunda geração dos adesivos dentinários trazia grupamentos fosfato juntamente com o bis-GMA para união com cálcio; um exemplo dessa geração foi o Clearfil (Kuraray) que continha HEMA e Phenyl-P. Os sistemas adesivos de segunda geração eram conhecidos como sistemas adesivos fosfatados. Para a época, os mais novos agentes adesivos eram os considerados de terceira geração. A terceira geração dos sistemas adesivos passou a utilizar o condicionamento da dentina antes da aplicação do adesivo. O condicionamento poderia remover ou apenas modificar a lama dentinária, e antes do adesivo propriamente dito era utilizado um agente intermediário, por exemplo, o NTG-GMA e o PMDM diluídos em acetona. Os autores consideravam que os sistemas adesivos de terceira geração produziam melhores resultados em resistência adesiva e microinfiltração que os adesivos das gerações antecessoras.

Em 2000, Kugel & Ferrari revisando a literatura classificaram a evolução dos sistemas adesivos dentinários até a sexta geração. A primeira geração empregava adesivos contendo o ácido glicerofosfórico dimetacrilato após a aplicação de ácido clorídrico a 7%, insuficiente para remover a lama dentinária, ou NPG-GMA, ambas consideradas moléculas bifuncionais, na tentativa de promover união química com o cálcio do substrato. A segunda geração iniciou a utilização de ésteres como o bis-GMA ou o HEMA e postulava a ligação iônica com o cálcio, mas como a lama dentinária não era removida, a adesão se baseava na força coesiva desta com a dentina. Na terceira geração a lama dentinária passou a ser parcialmente removida pela utilização de ácidos como o nítrico e o fosfórico combinados com oxalatos, e que necessitavam serem removidos do

substrato antes da aplicação de outros produtos. Um agente denominado *primer*, composto por resinas hidrófilas como o PENTA, o 4-META, o HEMA ou o BPDM foi utilizado como componente intermediário entre o condicionamento ácido e a aplicação de uma resina sem carga. Os *primers* utilizavam solventes orgânicos como o álcool. A quarta geração tem como característica a remoção total da lama dentinária através da utilização de ácidos como o fosfórico, entre 30 e 40%, pela técnica do condicionamento simultâneo entre esmalte e dentina por 15 segundos. A adesão em dentina úmida, *wet bonding*, utiliza *primers* e adesivos separadamente e foi a geração em que foi descrita pela primeira vez a existência de uma camada híbrida entre material restaurador e dente. A quinta geração teve por objetivo a simplificação dos sistemas adesivos através da diminuição dos passos requeridos durante o processo de adesão. Surgiram os sistemas de frasco-único que empregam condicionamento prévio com o ácido fosfórico entre 35 e 37% e combinam o *primer* ao adesivo em um mesmo frasco para aplicação subsequente à remoção do ácido da superfície dentária; e os sistemas autocondicionantes que contêm um *primer* ácido (e.g. Phenyl-P a 20% mais HEMA a 30%), que não é removido das superfícies tratadas, com aplicação a seguir o adesivo. A sexta geração emprega apenas uma solução que seria capaz de condicionar a superfície do dente, promover a penetração do agente resinoso através de moléculas hidrófilas e a união posterior com a resina restauradora. Como mencionado pelos autores, testes iniciais mostraram resultados insatisfatórios devido à baixa capacidade de condicionamento do esmalte.

Van Meerbeek *et al.*, em 2003, em uma revisão correlacionando resultados laboratoriais e clínicos dos sistemas adesivos, reportaram que além da classificação pelo número de passos clínicos durante o procedimento, como um, dois ou três passos, os adesivos poderiam ser classificados de acordo com a estratégia empregada, como condiciona e lava, adesivo de ionômero de vidro e autocondicionantes. A adesão conseguida pelo método “condiciona e lava” envolveria pelo menos dois passos clínicos, tendo no modo mais convencional o condicionamento, o *primer* e a resina adesiva em três passos distintos, e no de dois passos clínicos o segundo e o terceiro passo combinados. Os

autores afirmam que o ionômero de vidro por ser o único material auto-adesivo à estrutura dentária não necessitaria nenhum tratamento prévio da superfície, mas que um ácido fraco como o polialquenoico deve ser usado para aumentar a adesão; portanto, o procedimento de adesão do ionômero envolveria um ou dois passos clínicos e os mecanismos seriam por embricamento micromecânico com a formação de uma zona bem rasa de hibridização e por posterior ligação iônica dos grupamentos carboxílicos com o cálcio da hidroxiapatita. O procedimento autocondicionante envolveria um ou dois passos clínicos e poderiam ser subdivididos em “forte”, com pH de 1 ou abaixo e que promoveria desmineralização semelhante ao ácido fosfórico, “forte intermediário” com pH de 1,5 com camada híbrida de 1µm, ou “suave”, com pH próximo a 2 e desmineralização máxima de 1µm. Os autores concluíram que testes clínicos e laboratoriais possuem correlação e que os últimos devem consistir de testes de microtração, microinfiltração marginal e fadiga; e que a classificação e surgimento de sistemas tidos como simplificados não garantem melhoria na adesão.

Carvalho *et al.*, em 2004, em uma extensa revisão da literatura com ênfase para a utilização clínica dos sistemas adesivos disponíveis, destacaram a maneira incorreta como novos produtos são classificados quando se emprega o termo geração; pois, faz-se supor que cada nova “geração” venha acompanhada de melhorias técnicas, tanto durante a manipulação quanto em desempenho clínico, o que nem sempre se é verificado em estudos. Os autores preferem classificar os sistemas adesivos de acordo com os passos envolvidos na técnica operatória e pelo modo do condicionamento ácido. Portanto, os sistemas seriam classificados como convencionais, que utilizam condicionamento ácido prévio, de três e dois passos; e autocondicionantes, que utilizam um *primer* acidificado, de dois ou um passo. Os convencionais de três passos empregam cada componente: ácido, *primer* e adesivo, em tempos operatórios distintos; os convencionais de dois passos empregam o ácido em um tempo operatório e em seguida *primer* e adesivo estão combinados em um frasco único, e são, portanto, aplicados ao mesmo tempo. Os autocondicionantes de dois passos empregam um *primer* acidificado

sobre a estrutura dental para promover a desmineralização necessária à posterior penetração dos agentes resinosos do adesivo, são os chamados “*primers* autocondicionantes”; os autocondicionantes de passo único trazem duas soluções em frascos separados que devem ser misturadas apenas no momento da utilização devido à degradação de agentes sensíveis ao meio ácido, após a mistura, e em um único passo operatório, a solução é aplicada ao substrato dentário, são os chamados “adesivos autocondicionantes”. Os autores ressaltaram que a simplificação dos passos operatórios levou a uma complexidade nas formulações dos sistemas adesivos e comprometimento de sua eficiência, principalmente para os autocondicionantes de passo único.

2.4 TESTE DE ADESÃO POR MICROTRAÇÃO

Sano *et al.*, em 1994, descreveram uma nova metodologia para testes de adesão, diferindo dos métodos mais tradicionais existentes como os testes de cisalhamento e tração. Para esse teste as superfícies oclusais de dentes molares foram cortadas planas e todo o esmalte dentário removido, passando por polimento com lixas de sílica na granulação de 600 para então receberem os sistemas adesivos que foram aplicados de acordo com a recomendação dos fabricantes. Após a aplicação do sistema adesivo em cada grupo, as coroas clínicas foram restauradas planas com alturas variando entre 3 e 5mm. Os dentes foram armazenados por vinte e quatro horas em água a 37 °C e sofreram então novo corte, dessa vez entre a dentina e a raiz, resultando em um conjunto retangular formado pela dentina e pelo material restaurador que foram novamente seccionados em espessuras entre 0.5 e 3mm. Essas amostras tiveram suas porções centrais cortadas e modeladas com pontas diamantadas para formar uma curva suave, deixando a menor área na interface material restaurador e dentina, ficando as amostras com a forma de uma ampulheta. Cada corpo-de-prova foi colado com cianoacrilato à uma máquina de teste e tracionado a uma velocidade de 1mm/min. até a fratura. As superfícies foram analisadas quanto ao modo de fratura e foi verificado que a grande maioria apresentou fratura do tipo adesiva. Os resultados mostraram a correlação inversa, estatisticamente

significante, existente entre área de superfície e força de adesão. Os autores apontaram para a possibilidade de se testar pequenas áreas em dentina, o que facilitaria a obtenção de corpos-de-prova de dentina cariada ou esclerosada, e sugeriram testes em cavidades mais complexas para avaliações regionais. O teste foi denominado de teste de microtração.

Phrukkanon *et al.*, em 1998, verificaram a influência do formato das amostras na interface dente-restauração e o efeito do tamanho dessa área nos valores obtidos para a adesão em testes de microtração. As amostras foram confeccionadas em forma de ampulheta, gerando uma interface de forma retangular, ou com o formato cilíndrico. A influência do tamanho da interface também foi testada, e áreas de $1,1 \text{ mm}^2$, $1,5 \text{ mm}^2$ e $3,1 \text{ mm}^2$ foram obtidas com o uso de brocas diamantadas, em alta rotação e com abundante irrigação, tanto para as amostras com formato cilíndrico quanto para as retangulares. Utilizando valores conhecidos para módulo de elasticidade e relação de Poisson da dentina, do sistema adesivo e da resina composta, a análise da distribuição das tensões nas amostras foi realizada através de Elemento Finito. Os resultados do teste de microtração mostraram não haver diferença estatística quando os formatos cilíndricos ou retangulares foram comparados com relação à força de adesão. As menores áreas resultaram nos maiores valores de adesão, confirmando a forte relação negativa entre as duas variáveis. A área de $1,5 \text{ mm}^2$ mostrou ser vantajosa por apresentar altos valores de adesão e pela baixa perda de amostras durante a confecção. A Análise por Elemento Finito (AEF) mostrou que as tensões se concentraram na periferia das amostras cilíndricas e nos cantos das retangulares.

Shono *et al.*, em 1999, devido à alta variação nos valores obtidos pelo teste de microtração, propuseram uma modificação na confecção dos corpos-de-prova, que ao invés de secções em formato de ampulheta foram cortados na forma de palitos, com secção transversal de $1 \times 1 \text{ mm}$. Os resultados mostraram que os valores obtidos com relação a força adesiva é comparável entre os palitos e os corpos-de-prova em forma de

ampulheta, no entanto os autores reportaram que com o uso de palitos foi possível a observação de diferenças regionais na adesão dentinária.

Shono & Terashita, em 1999, testaram a hipótese que de não haveria diferença regional dentro de um mesmo dente quanto à resistência adesiva em dentina humana utilizando o teste de microtração modificado, os chamados palitos, com seis diferentes sistemas adesivos. Os autores verificaram que os palitos se aderiam bem à base durante o corte, e não se soltavam. Outra vantagem dos palitos, além da possibilidade de verificação de resistência adesiva em pequenas e específicas áreas, seria que devido às suas pequenas dimensões o risco de torção ou indução de forças extras que não a tração seria diminuído. Os autores concluíram que a resistência adesiva não é uniforme por toda a superfície aderida e que o teste de microtração por palitos é muito útil na avaliação da resistência adesiva, sendo muito mais representativo do que uma medição única feita por testes mais tradicionais.

2.5 ARMAZENAMENTO DOS CORPOS-DE-PROVA

Goodis *et al.*, em 1993, num estudo sobre os efeitos do armazenamento de dentes humanos na permeabilidade dentinária e na resistência à adesão, estudaram as soluções de etanol a 70%, formalina a 10%, água destilada, água destilada com timol, e solução salina tamponada acrescida de timol. Após um período de avaliação de seis meses os autores concluíram que tanto a permeabilidade quanto a adesão podem ser afetados pelas condições de armazenamento, e que a solução salina foi a que mais alterou as condições da dentina, sendo portanto não indicada como meio de armazenamento em testes laboratoriais de microinfiltração ou adesão.

Um reporte técnico da ISO (International Organization for Standardization) de 1994, sobre testes de adesão às estruturas dentárias, ressaltou que para medições clinicamente relevantes o teste laboratorial deve ser realizado em dentes humanos. Assim

que coletados esses dentes devem ser imediatamente colocados em água destilada ou solução bacteriostática e bactericida de cloramina a 0,5% por no máximo uma semana e depois armazenada até o período de teste, que não deve ser superior a seis meses após a extração do dente. Antes do armazenamento os dentes devem ser limpos de qualquer sangue ou restos de tecidos aderidos e lavados em abundante água corrente.

Titley *et al.*, em 1998, ressaltaram a preocupação de pesquisadores quando da utilização de dentes, principalmente humanos, que contêm bactérias e organismos transmissores de doenças, durante testes laboratoriais. Os autores testaram a adesão em amostras de dentina submetidas a diversos meios de armazenamento durante um período de dois meses. Os meios de armazenamento testados foram: água destilada, formalina neutra a 10%, hipoclorito de sódio a 1%, cloramina T a 0,5%, timol a 0,05%, metanol a 70%, glutaraldeído a 2%, irradiação gama e congelamento das amostras em água destilada. Os resultados mostraram os maiores valores de adesão para o grupo controle, dentes testados imediatamente após a extração, seguido sem diferença estatística pelos dentes congelados em água destilada, armazenados em formalina, hipoclorito de sódio ou cloramina. Os dentes irradiados, armazenados em metanol, timol, glutaraldeído ou água destilada apresentaram estatisticamente valores mais baixos de adesão e quando comparados ao grupo controle, o modo de fratura (adesivo ou adesivo/coesivo) também diferiu. Os autores concluíram que o congelamento de dentes recém-extraídos era o método mais seguro para preservar o frescor das amostras a longo prazo, e que a imersão em certas soluções não alteram as características do substrato para testes de adesão.

2.6 TERMOCICLAGEM

Gale & Darvell, em 1999, em uma revisão da literatura, reportaram que a exposição de dentes extraídos à flutuações de temperatura durante testes laboratoriais tem sido uma manobra muito utilizada na tentativa de simular condições encontradas *in vivo*. Os autores verificaram, entretanto, que as temperaturas empregadas nos estudos avaliados

não foram justificadas com base em medições intra-orais, que além de serem variáveis para cada indivíduo devido a hábitos, varia de acordo com a localização na cavidade oral. Os estudos investigados apresentaram variações desde tempos de imersão, de transferência entre as cubas quente e fria, número de ciclos e meio onde a termociclagem foi realizada, como saliva artificial, corantes ou água. Os resultados se mostraram conflitantes, com estudos acusando aumento de fendas marginais com apenas um ciclo térmico, outros demonstrando não haver diferença entre amostras termocicladas ou não, e outro mostrando haver redução em microinfiltração marginal após a termociclagem. Os autores concluíram que a utilização de termociclagem só poderá ser legitimada quando a relevância dos testes laboratoriais como microinfiltração e resistência à tração forem reconhecidos como representativos da vida útil do material no meio bucal. E que a termociclagem pode ser apropriada quando se quer comparar o tipo de falha que está acontecendo na interface entre dente e restauração, por acelerá-la.

O reporte técnico da ISO (International Organization for Standardization) de 1994, sobre testes de adesão de curta duração às estruturas dentárias, recomenda que os corpos-de-prova fiquem armazenados por vinte e quatro horas a 37°C antes de serem testados, pois isso discriminaria materiais que não suportam meio úmido. Depois desse período os corpos-de-prova devem ser termociclados em água por quinhentos ciclos completos entre 5 e 55°C como forma de se promover um envelhecimento nas amostras. O tempo de imersão deve ser no mínimo de vinte segundos e o de transferência entre cinco e dez segundos.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* que utilizou quatro sistemas adesivos disponíveis comercialmente: Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M), Single Bond (3M), OptiBond Solo Plus (Kerr) e Clearfil SE Bond (Kuraray) teve por objetivos:

- Avaliar a resistência da união adesiva desses sistemas ao substrato dentinário humano pelo teste de microtração;
- Medir a espessura da camada híbrida formada entre o sistema adesivo e a dentina;
- Classificar os corpos-de-prova após o teste mecânico pelo tipo de fratura;
- Verificar a influência da termociclagem na resistência da união adesiva, na espessura da camada híbrida e no tipo de fratura.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Setenta e dois dentes humanos foram utilizados nesse estudo, quarenta e oito para o teste de microtração e vinte e quatro para medição da espessura da camada híbrida e os critérios foram: terceiros-molares inclusos extraídos em um período inferior há seis meses, ausência de cáries ou anomalias estruturais visíveis a olho nu, ausência de fraturas provocadas pelo processo de extração, armazenamento durante todo o período, desde a extração, em cloramina T a 0,5% de acordo com a determinação da ISO 11405 e congelados na mesma solução (Titley *et al.*, 1998), até o momento da utilização. Os dentes foram doados por pacientes atendidos por cirurgiões dentistas na cidade de Piracicaba SP, mediante um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo). O projeto deste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, sob o protocolo nº 140/2001, de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS disposto em anexo.

Os dentes coletados foram inicialmente limpos, sendo removidos remanescentes de tecidos periodontais com curetas manuais (Duflex – SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), lavados em água destilada, armazenados em cloramina T a 0,5% (ISO 11405) e congelados em frascos plásticos (Titley *et al.*, 1998). Imediatamente antes do início dos testes os dentes foram descongelados em temperatura ambiente e abundantemente lavados em água destilada. Cada dente foi posicionado com seu eixo longitudinal paralelo sobre uma placa acrílica transparente com espessura de 10 mm e com dimensões de 2 X 5 cm e fixos com cera pegajosa (Horus Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) para a remoção do esmalte oclusal com o auxílio de um disco dupla-face de diamante (Diamond Wafering Blade, Series 15 LC Diamond, No. 11-4253 - Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) acoplado a um micrótomo em baixa velocidade (Isomet 1000, Buehler Ltd), sob irrigação com água destilada. Para assegurar paralelismo entre a face oclusal e a apical, um segundo corte foi realizado no terço médio da raiz com a intenção de obter uma superfície plana e perpendicular ao longo eixo do dente, indispensável para a realização do teste de microtração.

Como método para padronização, uma lama dentinária ou *smear layer* foi criada com o uso de lixas d'água de granulação 600 durante sessenta segundos (Koibuchi, *et al.*, 2001). O processo foi realizado manualmente, sob irrigação com água destilada, utilizando movimentos circulares em forma de oito. Após o desgaste, as superfícies dentinárias foram observadas sob lupa estereoscópica com aumento de 40X para verificação da ausência de remanescente de esmalte. Os dentes foram aleatoriamente divididos em oito grupos (n = 6), como demonstrado na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. Grupos dos sistemas adesivos e tratamento térmico empregado;
Grupos CT (com termociclagem); Grupos NT (sem termociclagem).

Grupos CT	Sistemas Adesivos	Grupos ST
1	Scotchbond Multi-Purpose Plus	5
2	Single Bond	6
3	OptiBond Solo Plus	7
4	Clearfil SE Bond	8

Quatro sistemas adesivos disponíveis comercialmente foram testados nesse estudo, (Tabela 4.2 e Figuras de 4.1 a 4.4). As recomendações dos fabricantes quanto ao modo de uso (Tabela 4.3) foram estritamente seguidas durante o processo restaurador, que foi realizado por um único operador.

Tabela 4.2 - Sistemas adesivos, componentes, lote e fabricante. (HEMA = hidroxietil metacrilato; bis-GMA = bisfenil glicidil metacrilato; MDP = 10-metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato; GPDM = glicerofosfato dimetacrilato).

Sistema Adesivo	Componentes	Lote	Fabricante
Scotchbond Multi-Purpose Plus	Ácido: fosfórico 35%; <i>Primer</i> : solução aquosa de HEMA e ácido polialcenóico copolímero; Adesivo: bis-GMA e HEMA	3008	3M Dental Products; St. Paul, MN, USA
Single Bond	Ácido: fosfórico 35%; Adesivo: solução de água, etanol, HEMA, bis-GMA, dimetacrilatos, copolímero funcional de ácido poliacrílico e poliitacônico.	1105	3M Dental Products; St. Paul, MN, USA
OptiBond Solo Plus	Ácido fosfórico 37.5% Adesivo: solução de água, etanol, 15% de partículas de bário, bis-GMA, HEMA, GPDM.	009A27	Kerr Co, Orange, CA, USA
Clearfil SE Bond	<i>Primer</i> : MDP, HEMA, dl-canforoquinona, N,N dietanol-p-toluidina, água.; Adesivo: MDP, bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrófobo, dl-canforoquinona, N,N dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanizada.	51208	Kuraray Co, Osaka, Japan



Figura 4.1 - Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M)



Figura 4.2 - Single Bond (3M)



Figura 4.3 - OptiBond Solo Plus (Kerr)



Figura 4.4 - Clearfil SE Bond (Kuraray)

Tabela 4.3 Sistemas adesivos e recomendações de uso dos fabricantes.

Sistema Adesivo	Recomendações do Fabricante
Scotchbond Multi-Purpose Plus	Aplicar ácido fosfórico 35% ao substrato por 15 segundos, lavar, remover excesso de água com papel absorvente, deixar úmido, aplicar <i>primer</i> , secar gentilmente por 5 segundos, aplicar adesivo, fotopolimerizar por 10 segundos.
Single Bond	Aplicar ácido fosfórico 35% ao substrato por 15 segundos, lavar, remover excesso de água com papel absorvente, deixar úmido, aplicar duas camadas consecutivas do adesivo, secar gentilmente por 5 segundos, fotopolimerizar por 10 segundos.
OptiBond Solo Plus	Aplicar ácido fosfórico 37.5% ao substrato por 15 segundos, lavar por 15 segundos, secar levemente, aplicar adesivo ao substrato esfregando por 15 segundos, fotopolimerizar por 20 segundos.
Clearfil SE Bond	Aplicar <i>primer</i> por 20 segundos, secar com jato leve de ar, aplicar adesivo e uniformizar camada com leve jato de ar, fotopolimerizar por 10 segundos.

Os dentes tiveram suas coroas reconstruídas com resina composta híbrida Filtek Z250 (3M – Lote 1NL), na cor A3, em toda sua extensão e com altura de 5 mm. A resina composta foi adicionada em incrementos de até 2 mm e fotopolimerizadas (Curing Light 2500 – 3M) por 20 segundos de acordo com recomendações do fabricante. Antes de cada procedimento restaurador, o aparelho fotopolimerizador foi verificado quanto à emissão de luz com o uso de um radiômetro (Demetron, Danbury, CT, USA), acusando emissão de luz de 550 mW/cm² em todas verificações.

Após o procedimento restaurador, os dentes foram acondicionados em frascos escuros contendo água destilada e mantidos à temperatura de 37°C por 24 horas (ISO

11405). Em seguida, os grupos não submetidos à termociclagem foram preparados para o teste de microtração (Shono *et al.*, 1999). Os dentes foram montados em placas acrílicas transparentes (10 mm X 2 cm X 5 cm) em posição perpendicular ao seu longo eixo original. Para fixação inicial do dente à placa acrílica, cera pegajosa foi adicionada na porção apical em toda a extensão dentinária, assegurando que durante o procedimento de fixação, a cola líquida não se escoasse para a área em dentina. Em seguida foi utilizada cola a base de cianoacrilato (Super Bonder, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil) para reter o dente durante os cortes para a obtenção dos corpos-de-prova retangulares, denominados *palitos*. A cola foi aplicada na face lateral do terço apical do dente em toda extensão, de forma que todos os palitos constituídos por resina composta e esmalte permanecessem retidos na placa acrílica após o corte. Sobre a cola foi aplicada uma camada de cera pegajosa envolvendo todo o corpo-de-prova, de apical a oclusal, para diminuir a queda dos palitos durante o procedimento.

Os cortes foram feitos de mesial para distal e de vestibular para lingual, com uma distância de 1,1 mm entre os cortes em um micrótomo em baixa velocidade (Isomet 1000, Buehler Ltd). De cada dente cortado foram selecionados aleatoriamente cinco palitos para teste, totalizando 30 palitos por grupo ($n = 30$), que ficaram acondicionados em água destilada até o momento de serem fixados para o teste de microtração. O excesso de água foi então removido com um papel absorvente e a interface de adesão foi medida por um paquímetro digital (Mitutoyo Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul Americana Ltda, São Paulo, SP, Brasil) com precisão estimada pelo fabricante em 0,01 mm e a área calculada. Após a medição cada palito foi posicionado em um dispositivo confeccionado especialmente para o teste de microtração (Cometa – Gevartoski & Gevartoski Ltda., Piracicaba, SP) e fixado com cola à base de cianoacrilato em gel (Super Bonder Gel – Henkel Loctite Adesivos Ltda.), colocada a uma distância de aproximadamente 1 mm da interface de adesão. Após a aplicação da cola um acelerador de presa (Zapit Accelerator – Dental Ventures of América, Inc., Corona, CA, USA), foi pincelado, com o auxílio de um *microbrush*, sobre a superfície da cola. O dispositivo para a microtração, posicionado em uma máquina de teste universal (Instron 4411 – Instron Corp., Canton, MA, USA),

efetuou a tração do palito à velocidade de 0.5 mm/min com célula de carga de 50 Kgf. As Figuras de 5 a 12 mostram a sequência do preparo do dente para a restauração até a fixação do palito no dispositivo para tração da máquina de ensaio. Os valores obtidos para a área e os valores da força para a fratura fornecida pela máquina de teste universal foram utilizados para o cálculo da tensão ($\delta = F/A$), expressa em MPa ($\text{MPa} = \text{Kgf} \times 9,8 / \text{mm}^2$).



Figura 4.5 - Corte oclusal e radicular proporcionando duas superfícies planas e paralelas entre si.



Figura 4.6 - Reconstrução da porção oclusal com resina composta (Filtek Z250) com 5 mm de altura.

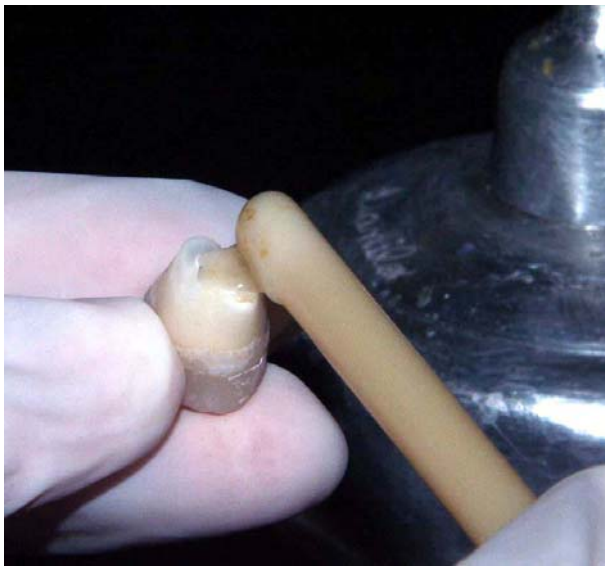


Figura 4.7 - Colocação de cera pegajosa na porção dentinária apical.

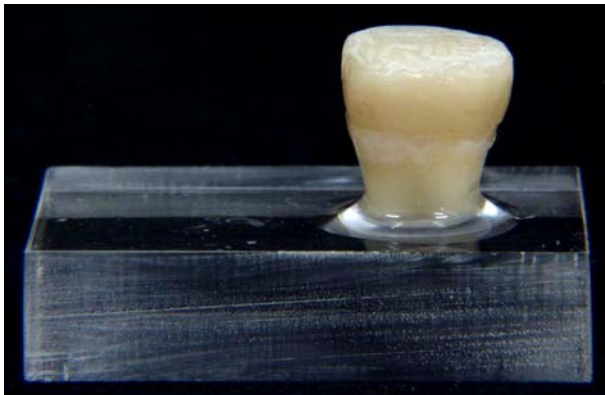


Figura 4.8 - Posicionamento do dente em placa acrílica e aplicação de cola líquida (Super Bonder) em toda periferia.

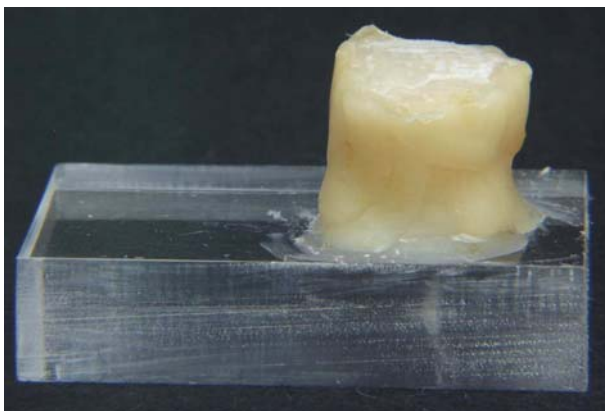


Figura 4.9 - Colocação de cera pegajosa na superfície externa do dente da porção oclusal até a placa acrílica para evitar que os *palitos* se deslocassem durante o corte.



Figura 4.10 - *Palito* obtido com corte mésio-distal e vestibulo-lingual do dente. A porção mais clara corresponde à dentina.

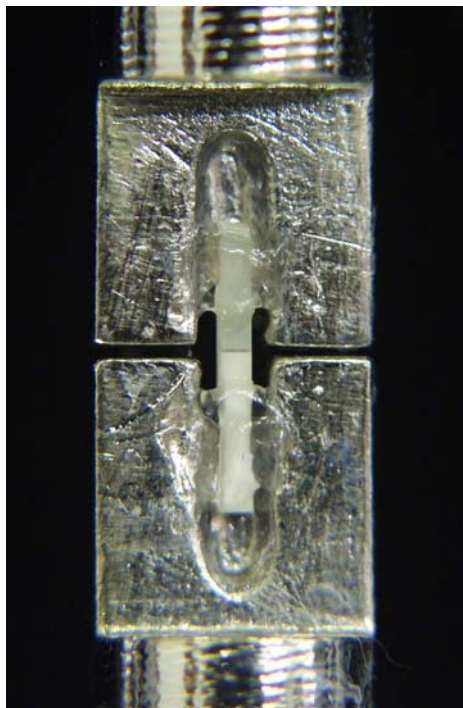


Figura 4.11 - *Palito* fixado ao dispositivo para microtração com cola em gel (Super Bonder) e sendo tracionado pela Instron.

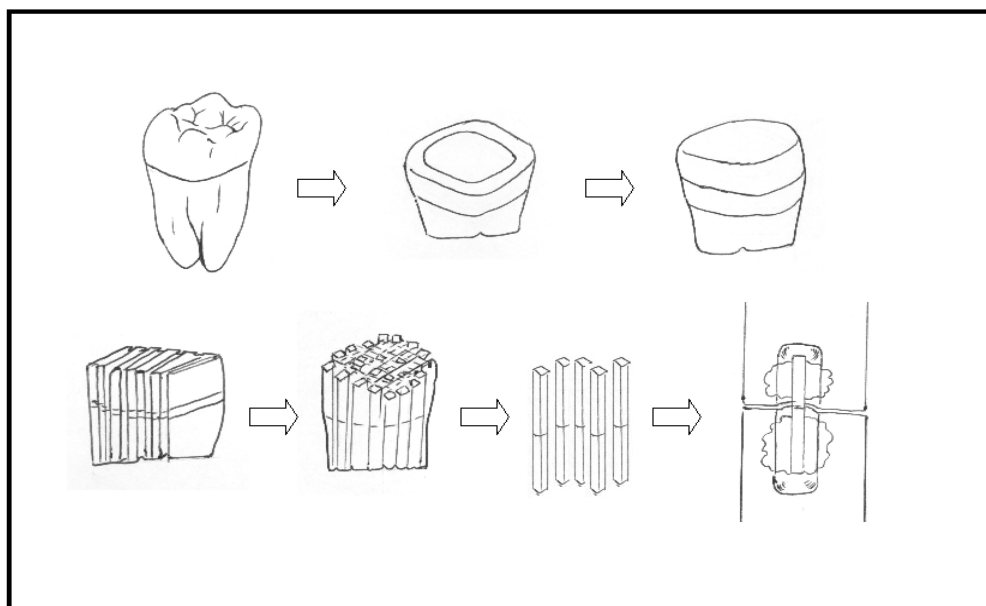


Figura 4.12 - Esquema representando os procedimentos para a obtenção dos palitos.

Após fratura, os palitos foram removidos do dispositivo e avaliados em lupa estereoscópica com aumento de 100 X para análise das regiões fraturadas, que foram classificadas em adesiva, coesiva em resina composta, coesiva em dentina ou mista (parte adesiva, parte coesiva).

Os grupos submetidos à termociclagem foram confeccionados da mesma maneira. Entretanto, depois do período de armazenagem de 24 horas a 37 °C foram submetidos a 500 ciclos completos com temperaturas entre 5 e 55 °C com tempos de imersão de 30 segundos e de transferência de 10 segundos (ISO 11405) e cortados para a obtenção dos palitos para o teste.

Todos os grupos com e sem termociclagem (n=8) foram avaliados com relação à espessura da camada híbrida formada entre o sistema adesivo e a estrutura dentinária. Para tanto, três dentes por grupo foram preparados do mesmo modo como os utilizados no teste de microtração. Após um período de armazenagem de 24 horas a 37°C os dentes foram cortados no sentido longitudinal para obtenção de quatro *fatias* que foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOL JSM – 5600 LV) operando em 15 KV, com distância de trabalho de 25mm, abertura de 17 e aumento de 3300 X. O preparo das fatias para análise no MEV está descrito na Tabela 4. A espessura da camada híbrida, na região intertubular, foi medida em cinco diferentes locais em cada fatia, totalizando 60 medições por grupo (n = 60).

Tabela 4.4 - Sequência de procedimentos e materiais utilizados para obtenção das amostras (*fatias*) analisadas no MEV para medição da camada híbrida dos diferentes sistemas adesivos.

Procedimento	Materiais utilizados
Corte (mésio-distal) das fatias	Lâmina diamantada dupla-face (Diamond Wafering Blade, Series 15 LC Diamond, No. 11-4253 - Buehler Ltd.).
*Polimento	Lixa d'água granulação 600 (Carbimet Disc Set, Buehler Ltd.) por 60 segundos; Ultrasom (USC 1400, Unique, São Paulo, SP) por 30 minutos em água destilada; Lixa d'água granulação 1000 (Microcut Disc, Buehler Ltd.) por 60 segundos; Ultrasom (USC 1400, Unique) por 30 minutos em água destilada; Pasta abrasiva 1,0 µm (Buehler Ltd.) em disco de feltro (Microcloth Polishing Cloth, Buehler Ltd.) por 60 segundos; Ultrasom (USC 1400, Unique) por 30 minutos em água destilada; Pasta abrasiva 0,5 µm (Buehler Ltd.) em disco de feltro (Microcloth Polishing Cloth, Buehler Ltd.) por 60 segundos; Ultrasom (USC 1400, Unique) por 30 minutos em água destilada.
Descalcificação	Ácido fosfórico a 50% por 06 segundos (F. Maia Ltda, São Paulo, SP); Ultrasom (USC 1400, Unique) por 30 minutos em água destilada.
Desproteínização	Hipoclorito de sódio a 10% por 05 minutos (F. Maia Ltda); Ultrasom por 30 minutos em água destilada.
Desidratação	Etanol a 25% (F. Maia Ltda) por 20 minutos; Etanol a 50%(F. Maia Ltda) por 20 minutos; Etanol a 75% (F. Maia Ltda) por 20 minutos; Etanol a 95% (F. Maia Ltda) por 30 minutos; Etanol a 100% (F. Maia Ltda) por 60 minutos.
Secagem	Hexametildisilazane (HMDS – Electron Microscopy Science, Washington, USA) por 10 minutos; Repouso por 12 horas sobre papel filtro (Melita do Brasil).
Metalização	Fixação em <i>stubs</i> metálicos (Procind Mecânica e Instalações Industriais, Piracicaba, SP) com fita de carbono dupla-face (Electron Microscopy Sciences, Washington, PA, USA); 186 segundos a 52 mA (Balzers – SCD 050 sputter coater, Germany).

*Polimento: realizado manualmente pelo tempo descrito na tabela e com movimentos circulares em forma de oito.

Os valores obtidos para resistência da união adesiva, espessura da camada híbrida e tipo de fratura foram submetidos à análise de variância a dois e três critérios e quando diferenças estatísticas foram encontradas as médias foram analisadas individualmente pelo teste de Tukey Kramer, em nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os resultados da resistência da união adesiva e espessura da camada híbrida foram avaliados pela análise de variância para dois critérios, que representam os valores médios (MPa), o desvio padrão dentro do grupo e o coeficiente de variação de Pearson. O teste de Tukey-Kramer foi utilizado quando existiu diferença entre as médias dos tratamentos. As Tabelas apresentadas são referentes aos resultados do teste de Tukey-Kramer já que os valores para o teste de variância estão dispostos em Anexo.

A Tabela 5.1 mostra os valores médios quando apenas os sistemas adesivos foram considerados, independentes da interação com a termociclagem. O adesivo Single Bond apresentou maior média de resistência que os demais sistemas. Os produtos Scotchbond MP Plus e Clearfil SE Bond não diferiram entre si e apresentaram médias estatisticamente maiores que o sistema adesivo OptiBond Solo Plus ($p < 0,05$). A Figura 5.1 mostra a representação gráfica dos valores médios para os sistemas adesivos.

Tabela 5.1 - Valores médios (Tukey-Kramer) em MPa dos sistemas adesivos, independentemente da termociclagem.

Sistema Adesivo	Valores Médios (MPa)
Scotchbond MP Plus	32,94 A
Single Bond	42,59 B
OptiBond Solo Plus	18,06 C
Clearfil SE Bond	31,38 A

Valores seguidos pela mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

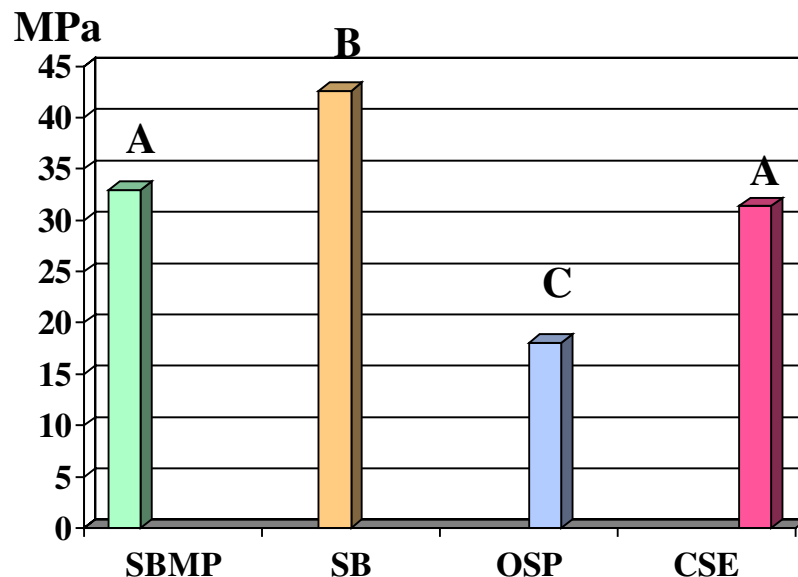


Figura 5.1 - Representação gráfica dos valores médios dos sistemas adesivos (MPa). Scotchbond MP Plus (SBMP), Single Bond (SB), OptiBond Solo Plus (OSP) e Clearfil SE Bond (CSE). Barras com mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$) pelo teste de Tukey-Kramer.

A Tabela 5.2 mostra os valores de resistência da união adesiva considerando apenas o fator termociclagem, independentemente dos sistemas adesivos. A análise estatística não mostrou diferença entre os valores médios. A Figura 2 representa graficamente esses valores.

Tabela 5.2 - Valores médios (Tukey-Kramer) em MPa considerando a termociclagem, independentemente dos sistemas adesivos.

Resistência da União Adesiva (MPa)	
Sem termociclagem	30,10 A
Com termociclagem	32,39 A

Valores seguidos pela mesma letra não diferiram em nível de significância de 5%.

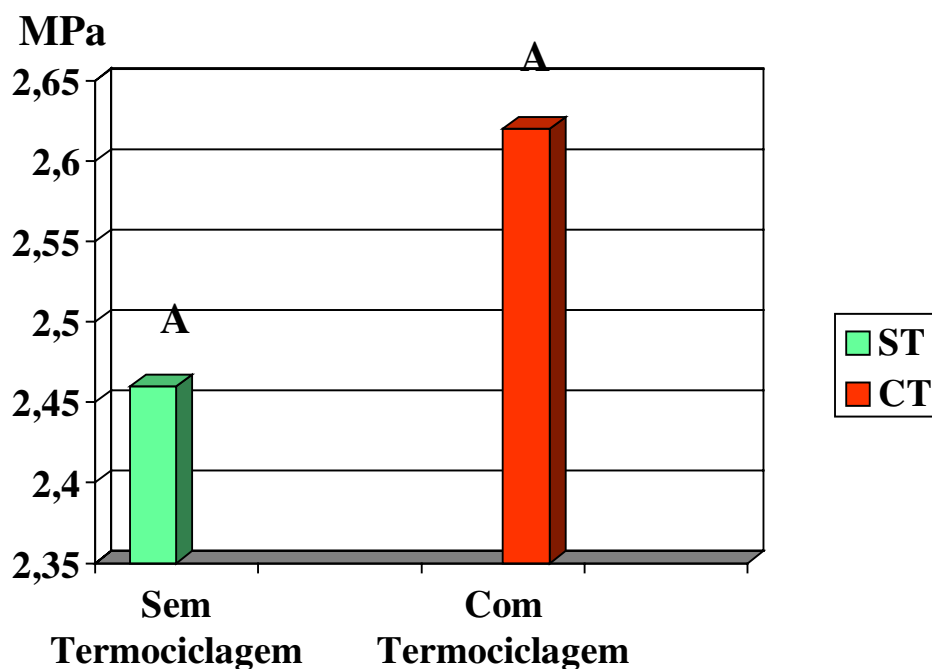


Figura 5.2 - Gráfico demonstrando valores médios para a resistência da união adesiva (MPa) após o tratamento de termociclagem quando a variável sistema adesivo não foi considerada. Grupos sem termociclagem (ST) e grupos com termociclagem (CT). Barras com mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$) pelo teste de Tukey-Kramer.

A Tabela 5.3 mostra os valores médios para resistência entre os diferentes sistemas adesivos em função da variável termociclagem. Os materiais Scotchbond MP Plus, OptiBond Solo Plus e Clearfil SE Bond não mostraram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) na resistência de adesão quando submetidos ou não à termociclagem. O sistema adesivo Single Bond mostrou aumento estatisticamente

significante na sua resistência após a termociclagem, quando comparado ao grupo não termociclado. Quando os sistemas adesivos foram comparados em relação ao fator termociclagem, os resultados mostraram que nos grupos sem termociclagem, o sistema adesivo Scotchbond MP Plus não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado com os sistemas adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond, mas foi estatisticamente diferente do sistema OptiBond Solo Plus. O sistema adesivo Single Bond foi estatisticamente diferente dos sistemas adesivos Clearfil SE Bond e OptiBond Solo Plus. O sistema adesivo OptiBond Solo Plus apresentou estatisticamente a menor média entre os sistemas adesivos sem termociclagem. Nos grupos submetidos à termociclagem, o sistema adesivo Scotchbond MP Plus foi estatisticamente diferente dos sistemas Single Bond e OptiBond Solo Plus, e não diferiu estatisticamente do Clearfil SE Bond. O sistema adesivo Single Bond apresentou diferença estatística com os demais sistemas adesivos: Scotchbond MP Plus, OptiBond Solo Plus e Clearfil SE Bond. A Figura 5.3 mostra a representação gráfica dos valores de resistência dos sistemas adesivos antes e depois da termociclagem.

Tabela 5.3 - Valores médios de resistência da união adesiva em MPa e desvio padrão (*) dos sistemas adesivos sem e com termociclagem.

Sistema Adesivo	Sem termociclagem	Com Termociclagem
Scotchbond MP Plus	35,98 (9,87) a A, C	29,91 (9,72) a A
Single Bond	37,34 (9,83) a A	47,85 (18,55) b B
OptiBond Solo Plus	18,49 (8,39) a B	17,63 (8,42) a C
Clearfil SE Bond	28,59 (8,28) a C	34,17 (9,61) a A

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

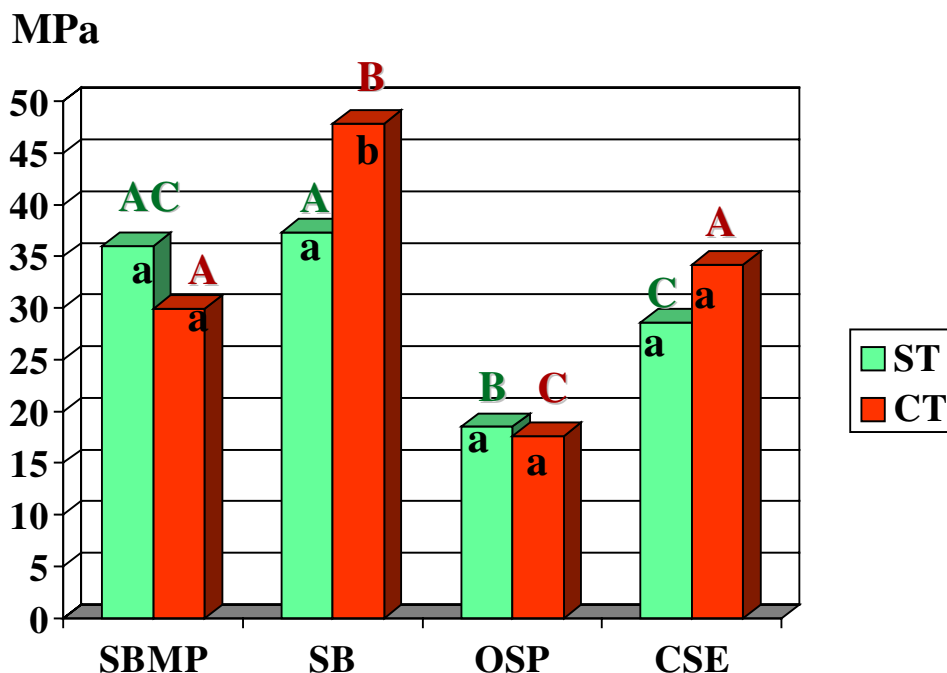


Figura 5.3 - Representação gráfica da resistência da união adesiva (MPa) dos sistemas antes e depois da termociclagem. Scotchbond MP Plus (SBMP), Single Bond (SB), OptiBond Solo Plus (OSP) e Clearfil SE Bond (CSE). Barras com mesma letra, maiúscula entre os sistemas e minúscula no mesmo sistema, não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$) pelo teste de Tukey-Kramer.

A Tabela da análise de variância com os valores da espessura da camada híbrida e o desvio padrão para cada sistema adesivo, independente da termociclagem está disposta no Anexo. O teste de Tukey-Kramer foi aplicado após a análise de variância quando existiu diferença entre as médias dos tratamentos. A Tabela 5.4 mostra os valores para esse teste quando apenas o sistema adesivo foi avaliado, desconsiderando a termociclagem. Os resultados mostraram que o sistema adesivo Scotchbond MP Plus apresentou camada híbrida estatisticamente mais espessa que os sistemas Single Bond e

OptiBond Solo Plus. O sistema adesivo Single Bond apresentou camada híbrida estatisticamente mais espessa que o OptiBond Solo Plus, que apresentou a menor espessura de camada híbrida mensurável. A Figura 4 mostra a representação gráfica com os valores médios de espessura da camada híbrida para esses sistemas.

Tabela 5.4 - Valores médios (teste de Tukey-Kramer) para espessura da camada híbrida, em μm , independente dos demais fatores.

Sistema Adesivo	Camada Híbrida (μm)
Scotchbond MP Plus	2,85 A
Single Bond	2,52 B
OptiBond Solo Plus	2,26 C
Clearfil SE Bond	Não detectável*

Valores seguidos pela mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$). *Não detectável em MEV com aumento de 3.300 X.

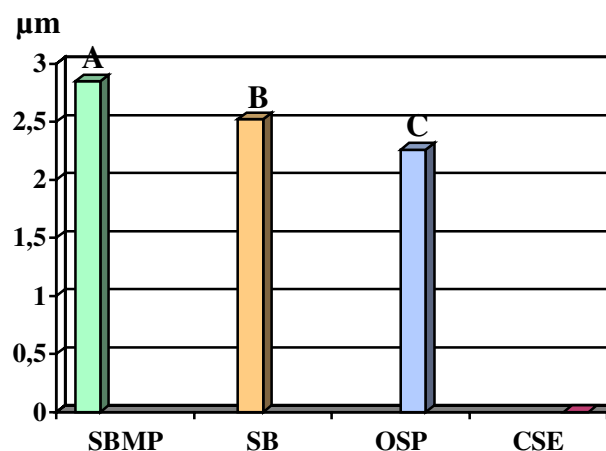


Figura 5.4 – Representação gráfica dos valores médios de espessura da camada híbrida (μm). Scotchbond MP Plus (SBMP), Single Bond (SB) e OptiBond Solo Plus (OSP). Barras seguidas pela mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$) pelo teste de Tukey-Kramer.

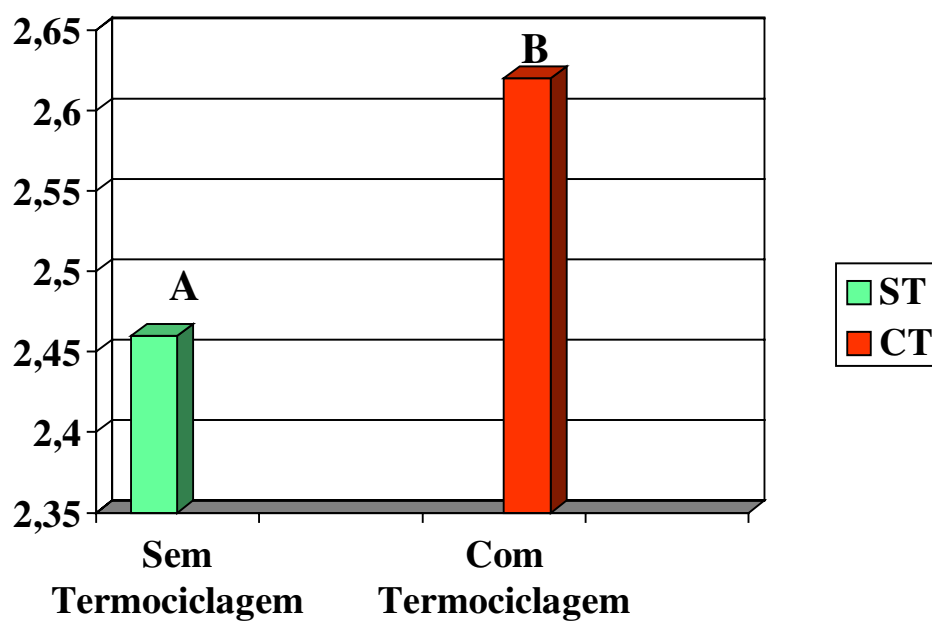
Quando apenas a variável termociclagem foi avaliada, desconsiderando os sistemas adesivos, os resultados médios demonstraram haver um aumento na espessura da camada híbrida após a termociclagem (Tabela 5.5). A Figura 5.5 mostra a representação gráfica desse aumento estatisticamente significativo.

Tabela 5.5 Valores médios (teste de Tukey-Kramer) para espessura da camada híbrida, em μm , considerando apenas a variável termociclagem.

Espessura da Camada Híbrida (μm)	
Sem termociclagem	2,46 A
Com termociclagem	2,62 B

Valores seguidos pela mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5. Gráfico demonstrando o aumento na espessura da camada híbrida após o tratamento de termociclagem quando a variável independente sistema adesivo não foi considerada. Grupos sem termociclagem (ST) e grupos com termociclagem (CT). Barras com letras diferentes diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).



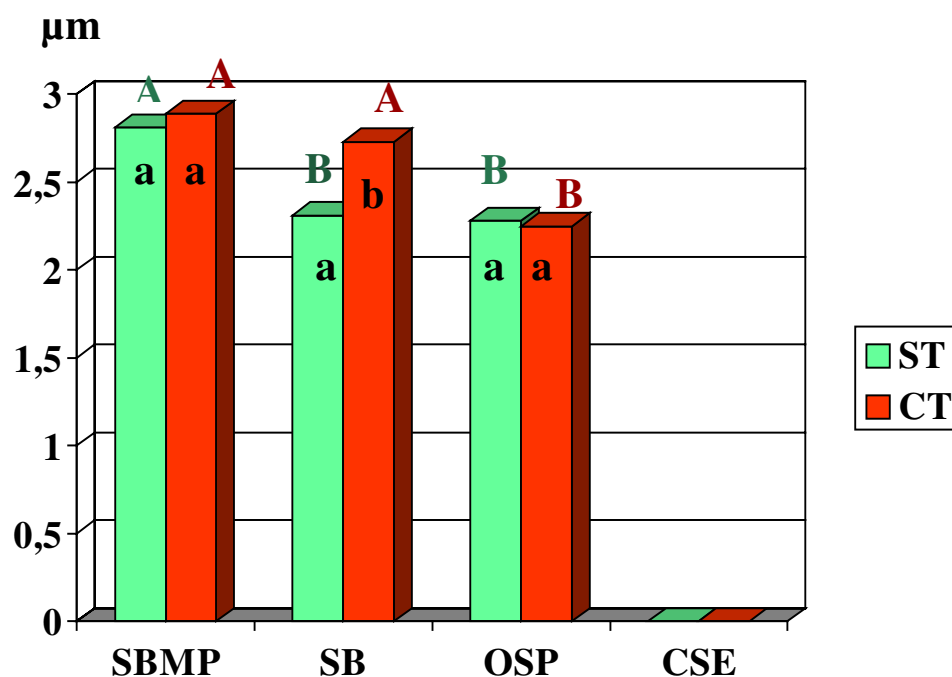
A Tabela 5.6 apresenta os valores médios, pelo teste de Tukey-Kramer, da espessura da camada híbrida (μm), dependente dos fatores sistema adesivo e termociclagem. Os resultados mostraram que dentre os sistemas adesivos, apenas o Single Bond apresentou aumento estatisticamente significativo na espessura da camada híbrida após a termociclagem. Quando os sistemas adesivos foram comparados dentro do fator sem termociclagem, o sistema adesivo Scotchbond MP Plus apresentou espessura de camada híbrida estatisticamente maior que os sistemas Single Bond e OptiBond Solo Plus, que não diferiram entre si. Nos grupos com termociclagem os resultados mostraram que a espessura da camada híbrida dos sistemas adesivos Scotchbond MP Plus e Single Bond não foram estatisticamente diferentes, entretanto, apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados ao OptiBond Solo Plus. A Figura 6.6 mostra a representação gráfica dos valores da espessura da camada híbrida (μm), dos sistemas adesivos antes e depois da termociclagem.

Tabela 5.6 - Valores médios da espessura da camada híbrida em μm e desvio padrão (*) dependente dos fatores sistema adesivo e termociclagem.

Sistema Adesivo	Sem termociclagem	Com Termociclagem
Scotchbond MP Plus	2,81 (0,73) a A	2,89 (0,80) a A
Single Bond	2,31 (0,42) a B	2,73 (0,61) b A
OptiBond Solo Plus	2,28 (0,92) a B	2,25 (0,51) a B
Clearfil SE Bond	Não detectável*	Não detectável*

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$). *Não detectável em MEV no aumento de 3.300 X.

Figura 6. Representação gráfica dos valores de espessura da camada híbrida (μm) dos sistemas adesivos antes e depois da termociclagem. Scotchbond MP Plus (SBMP), Single Bond (SB) e OptiBond Solo Plus (OSP). Barras com mesma letra, maiúscula entre os sistemas e minúscula no mesmo sistema, não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$) pelo teste de Tukey-Kramer.



As Figuras de 5.7 a 5.10 mostram imagens da Microscopia Eletrônica de Varredura das interfaces adesivas para cada sistema.

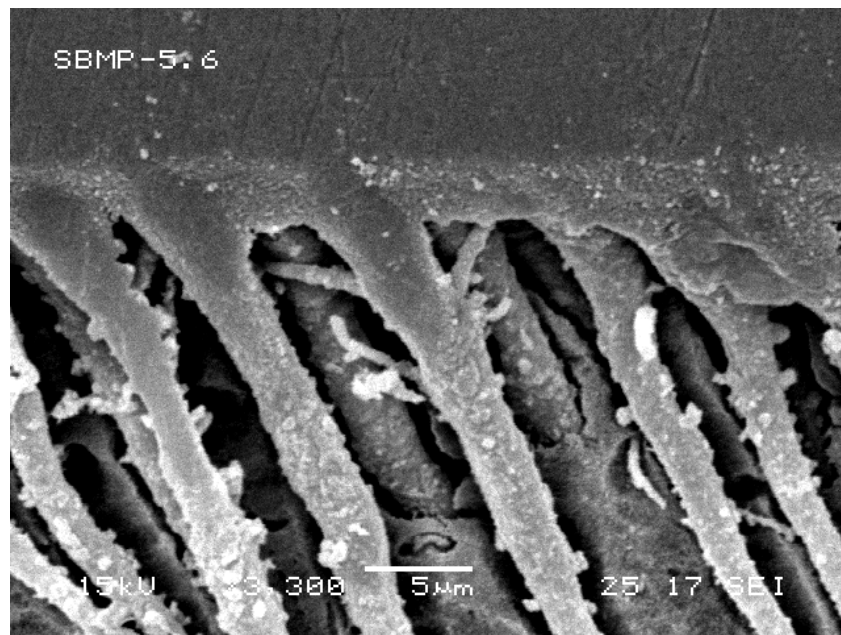


Figura 5.7 - Imagem (MEV) da interface adesiva no sistema Scotchbond MP Plus (3M).

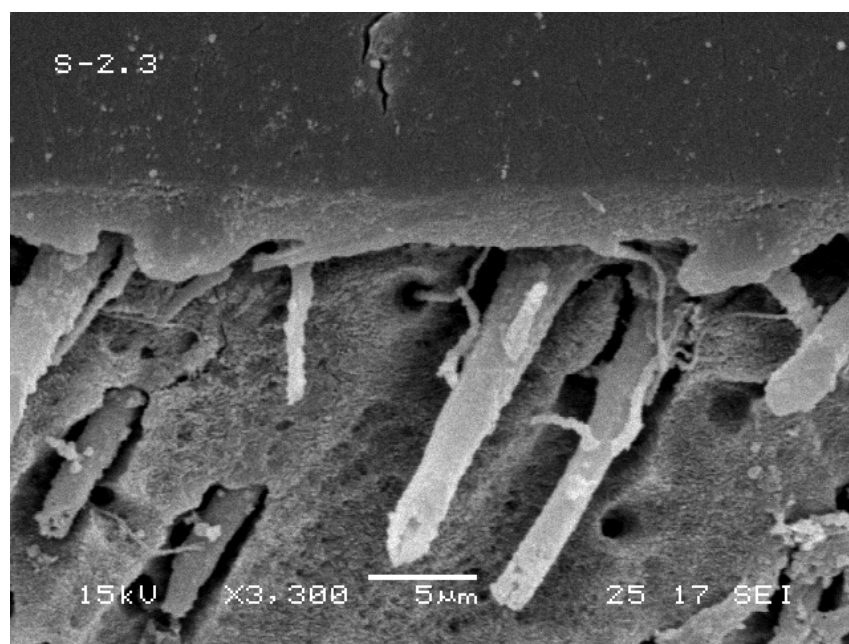


Figura 5.8 - Imagem (MEV) da interface adesiva no sistema Single Bond (3M).

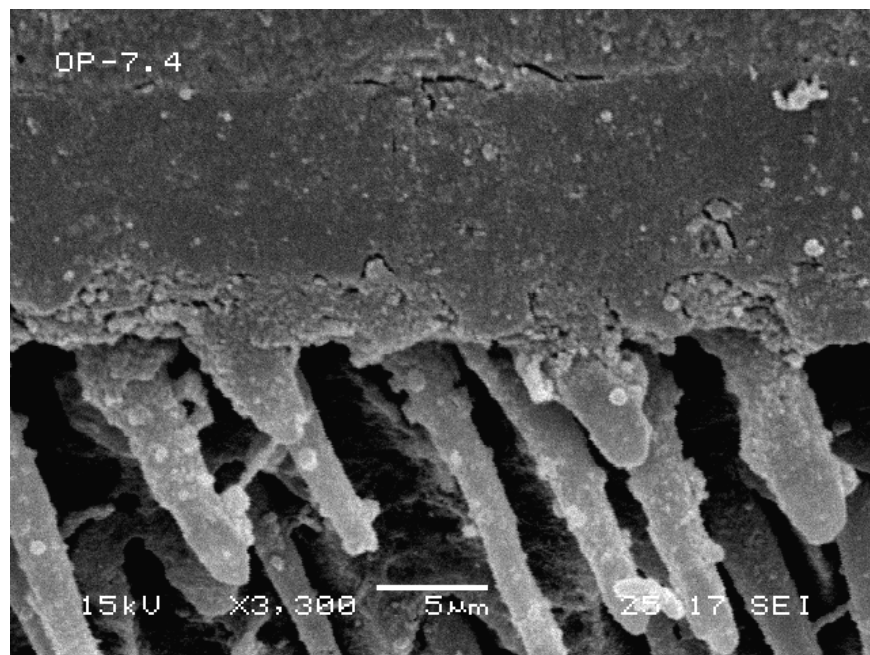


Figura 5.9- Imagem (MEV) da interface adesiva no sistema OptiBond Solo Plus (Kerr).

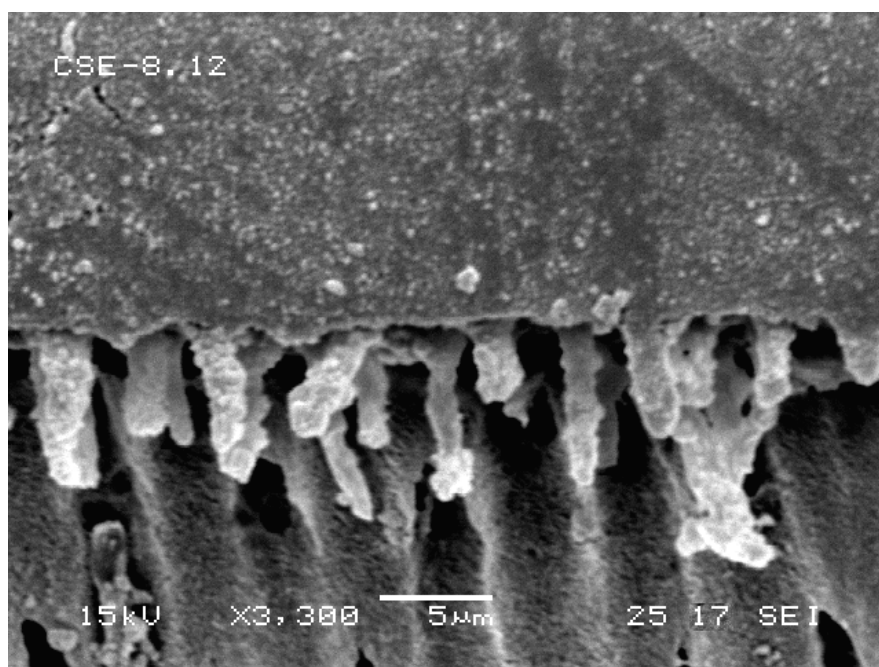


Figura 5.10 - Imagem (MEV) da interface adesiva no sistema Clearfil SE Bond (Kuraray).

Após o teste de microtração os corpos-de-prova foram analisados através de lupa estereoscópica, com um aumento de 100X, para a determinação do tipo de fratura ocorrida. As fraturas foram classificadas como disposto na Tabela 5.7. Os tipos de fratura ocorridos para cada sistema adesivo com os diferentes tratamentos térmicos estão disposto nas Tabelas 5.8 e 5.9 e as representações gráficas nas Figuras 5.11 e 5.12. Os resultados foram avaliados por meio da análise de variância para três critérios, que representam os valores médios (MPa), o desvio padrão dentro do grupo e o coeficiente de variação de Pearson. O teste de Tukey-Kramer foi utilizado quando existiu diferença entre as médias dos tratamentos.

Após a análise de variância, foi realizado o teste de regressão para a verificação da influência dos fatores sistema adesivo, tratamento térmico e tipo de fratura na variável resistência da união adesiva. Os resultados mostraram um $r^2 = 0,913$, verificando que os três fatores combinados são responsáveis por mais de 90% da resistência obtida. Em outra análise de regressão para verificação da influência do tipo de fratura na variável resistência foi verificado um $r^2 = 0,840$, indicando que o tipo de fratura ocorrido é responsável por aproximadamente 84% da resistência obtida.

Tabela 5.7. Classificação do tipo de fratura após teste de microtração.

Fratura	Tipo
Adesiva (FA)	1
Coesiva em resina composta (FCRC)	2
Coesiva em dentina (FCD)	3
Mista (FM)	4

Tabela 5.8 - Tipo de fratura para os sistemas adesivos sem termociclagem.

Sistema Adesivo	n	FA	FCRC	FCD	FM
Scotchbond Multi-Purpose	23	5	0	4	14
Single Bond	22	8	2	3	9
OptiBond Solo Plus	23	15	0	0	8
Clearfil SE Bond	22	16	0	0	6

n= número de espécimes; FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

Figura 5.11 - Representação gráfica dos tipos de fratura ocorridos nos diversos sistemas adesivos sem termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

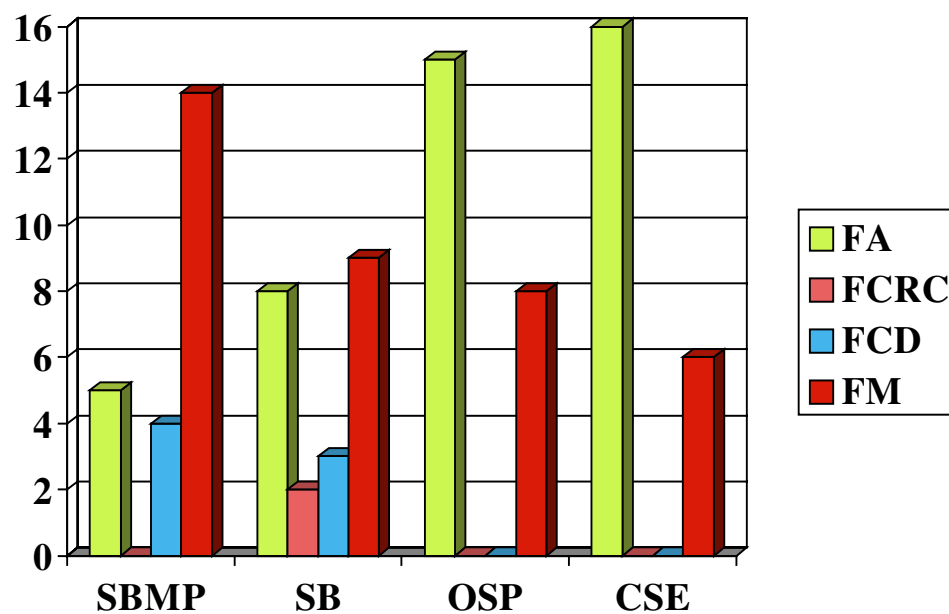
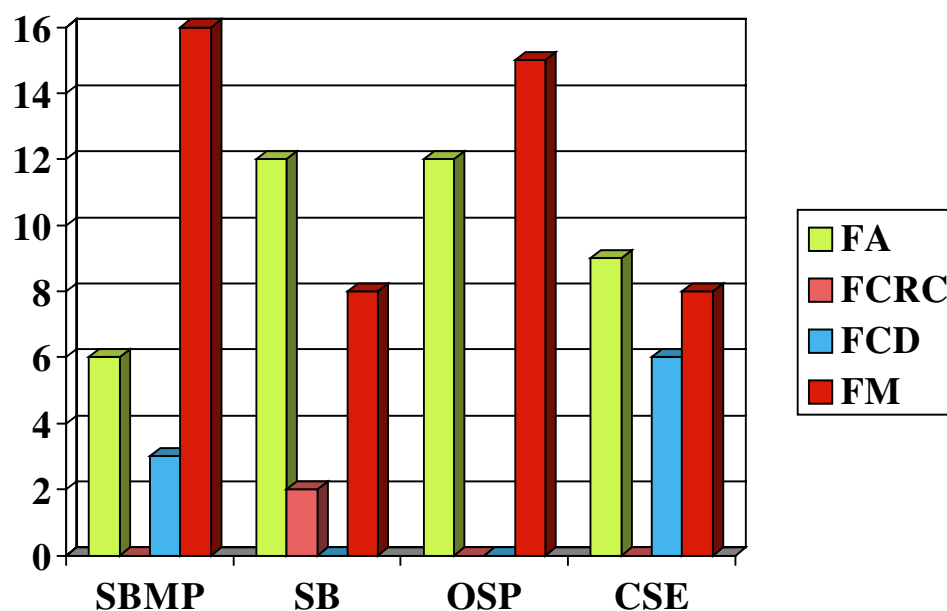


Tabela 5.9- Tipo de fratura para os sistemas adesivos com termociclagem.

Sistema Adesivo	n	FA	FCRC	FCD	FM
Scotchbond Multi-Purpose	25	6	0	3	16
Single Bond	22	12	2	0	8
OptiBond Solo Plus	27	12	0	0	15
Clearfil SE Bond	23	9	0	6	8

n= número de espécimes FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

Figura 5.12. Representação gráfica dos tipos de fratura ocorridos nos diversos sistemas adesivos com termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.



A Tabela 5.10 mostra os valores médios de adesão (MPa) e o desvio padrão, pelo teste de Tukey-Kramer, para os diferentes tipos de fratura independente dos fatores sistema adesivo e termociclagem. Os resultados mostraram que a média da resistência não

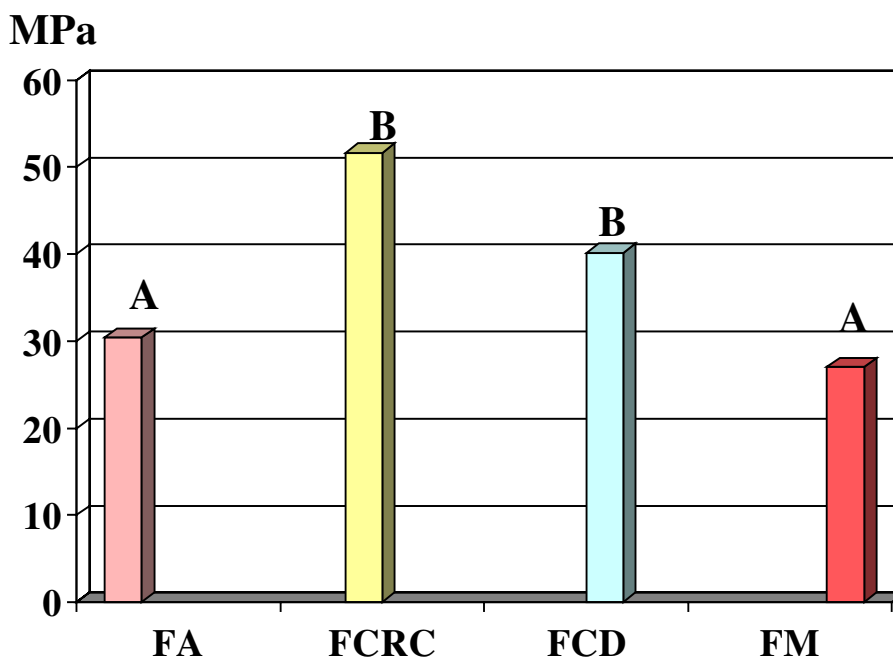
diferiu entre as fraturas coesivas em resina composta e em dentina, que foram estatisticamente maiores que as médias das resistências nas fraturas adesivas e mistas que não diferiram entre si. A Figura 5.13 mostra a representação gráfica para os valores médios de força de adesão para cada tipo de fratura ocorrido, independentemente dos fatores termociclagem e sistema adesivo.

Tabela 10. Valores médios para resistência da união adesiva (MPa) de acordo com o tipo de fratura; independente dos fatores adesivo e termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

Tipo de Fratura	Resistência da União (MPa)	Desvio Padrão
FA	30,39 A	15,49
FCRC	51,62 B	14,61
FCD	40,16 B	7,48
FM	27,00 A	12,09

Valores seguidos pela mesma letra não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.13- Representação gráfica dos valores para resistência da união adesiva (MPa) de acordo com os tipos de fratura; independente dos fatores adesivo e termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista. Barras com mesma letra não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$) pelo teste de Tukey-Kramer.



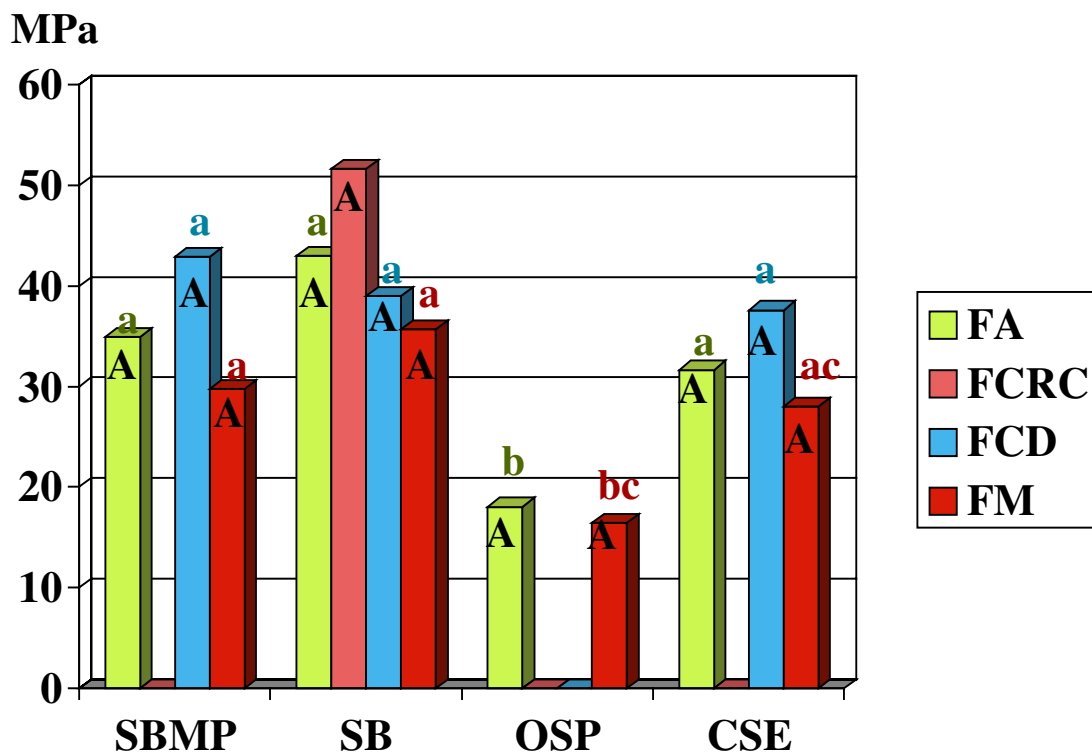
A Tabela 5.11 mostra os valores médios de resistência (MPa) para os diferentes sistemas adesivos de acordo com o tipo de fratura. Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre as médias com relação ao tipo de fratura dentro de um mesmo grupo de sistema adesivo. Na Tabela 5.11, os espaços não preenchidos por valores representam que o determinado tipo de fratura não ocorreu nesse sistema adesivo. A Figura 14 traz a representação gráfica dessas médias para cada sistema adesivo.

Tabela 5.11 - Valores médios (teste de Tukey-Kramer) para resistência da união adesiva em MPa e desvio padrão (*) para os sistemas adesivos de acordo com o tipo de fratura; independente da termociclagem. SBMP= Scotchbond Multi Purpose; SB= Single Bond; OSP= OptiBond Solo Plus; CSE= Clearfil SE Bond. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

Fratura	Sistema Adesivo			
	SBMP	SB	OSP	CSE
FA	34,91 (5,08) aA	42,99(20,53) aA	18,03 (7,80) bA	31,66 (9,71) a A
FCRC	-----	51,62 (14,61) A	-----	-----
FCD	42,88 (7,17) aA	38,97 (6,39) aA	-----	37,59 (8,42) a A
FM	29,72 (11,40) aA	35,67 (10,15) aA	16,44 (9,58) b,cA	28,02 (6,89) a,cA

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.14 - Representação gráfica dos valores médios (teste de Tukey-Kramer) para resistência da união adesiva (MPa) para os sistemas adesivos de acordo com o tipo de fratura. SBMP= Scotchbond Multi Purpose; SB= Single Bond; OSP= OptiBond Solo Plus; CSE= Clearfil SE Bond. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista. Barras com mesma letra, minúscula entre os sistemas e maiúscula no mesmo sistema, não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).



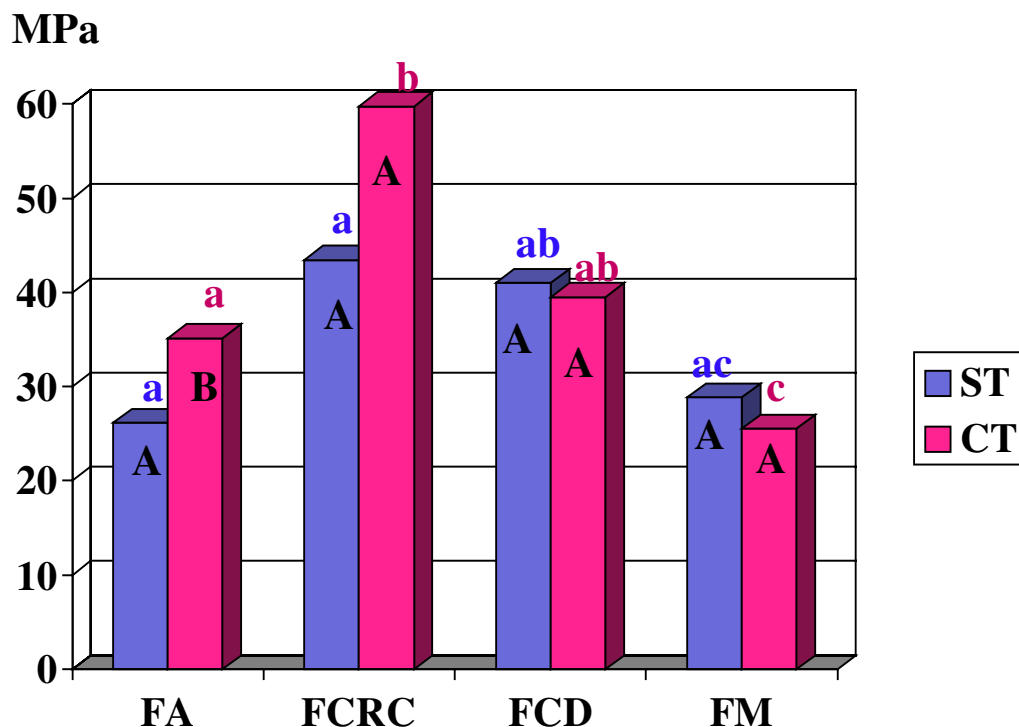
A Tabela 5.12 mostra os resultados para resistência de adesão para cada tipo de fratura com e sem termociclagem, independentemente dos sistemas adesivos. A análise mostrou que apenas os valores médios para as fraturas do tipo adesiva sofreram aumento estatisticamente significativo após a termociclagem. Para os grupos sem termociclagem os valores médios de resistência diferiram estatisticamente apenas entre as fraturas do tipo coesiva em dentina e mista. Para os grupos com termociclagem, a fratura do tipo coesiva em resina composta apresentou o maior valor médio de resistência, mas não diferiu estatisticamente do valor para fratura coesiva em dentina, que por sua vez não foi diferente do valor para fratura adesiva. O valor médio de resistência para fratura mista dos grupos termociclados foi estatisticamente menor do que para os outros tipos de fratura. A Figura 5.15 mostra a representação gráfica para os valores médios de adesão para cada tipo de fratura considerando a termociclagem, independente dos sistemas adesivos.

Tabela 5.12 - Valores médios para resistência da união adesiva em MPa e desvio padrão (*) de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem; independente dos sistemas adesivos. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista. ST= Sem Termociclagem; CT= Com termociclagem.

Termociclagem	FA	FCRC	FCD	FM
ST	26,16 (9,69) a A	43,46(16,36) A	40,99 (7,72) a,bA	28,83(13,1) a,cA
CT	35,15 (19,17)aB	59,78(10,33) bA	39,52 (7,7) a,bA	25,56(11,17) cA

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula em coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.15 - Valores médios de resistência (MPa) para cada tipo de fratura de acordo com a termociclagem; independente dos sistemas adesivos. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista. ST= Sem Termociclagem; CT= Com termociclagem. Barras com mesma letra, minúscula entre os tipos de fratura e maiúscula no mesmo tipo, não diferiram em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).



Os resultados mostraram que para os grupos sem termociclagem os valores médios de resistência dentro de um mesmo tipo de fratura só foram estatisticamente significante para a fratura do tipo mista, onde Scotchbond Multi-Purpose Plus apresentou o maior valor de resistência, porém não diferindo de Single Bond e Clearfil SE, que não diferiram de OptiBond Solo Plus, que apresentou valor médio estatisticamente menor que Scotchbond Multi-Purpose Plus; para os outros tipos de fratura os valores médios não

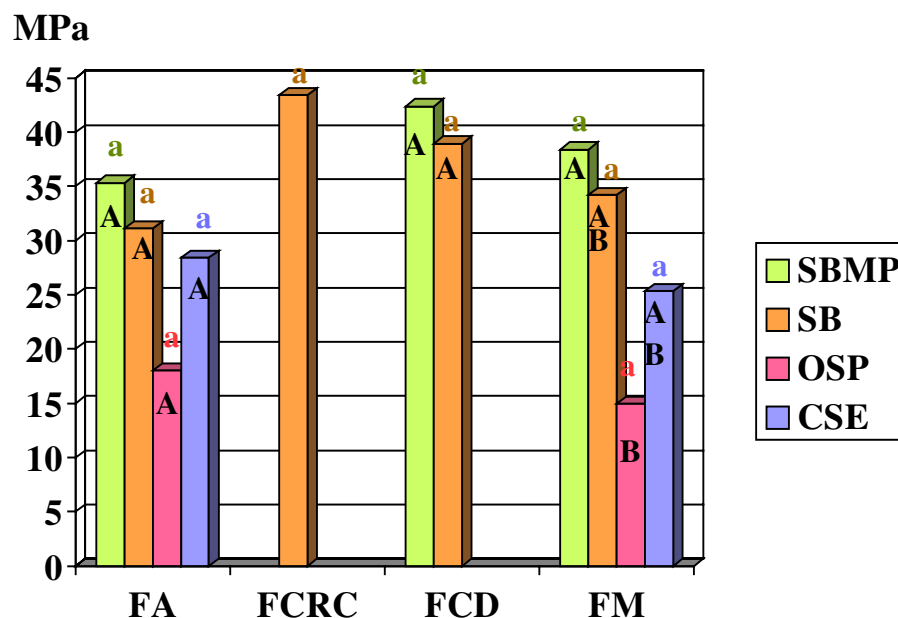
diferiram quando comparados (Tabela 5.13). A Figura 5.16 mostra a representação gráfica dos valores médios em MPa para os sistemas adesivos e os tipos de fratura para os grupos sem termociclagem.

Tabela 5.13. Valores médios para resistência em MPa e desvio padrão (*) para os sistemas adesivos dos grupos sem termociclagem de acordo com o tipo de fratura. SBMP= Scotchbond Multi Purpose; SB= Single Bond; OSP= OptiBond Solo Plus; CSE= Clearfil SE Bond. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

Sistemas	FA	FCRC	FCD	FM
SBMP	35,35 (4,55) a A	-----	42,51 (9,21)a A	34,81 (13,1) a A
SB	31,13 (7,36) a A	43,46 (16,36) a	38,97 (6,39)a A	34,21 (10,7) a AB
OSP	18,04 (8,99) a A	-----	-----	14,96 (7,5) a B
CSE	28,41 (7,09) a A	-----	-----	25,33 (7,31) a AB

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.16 - Valores médios de resistência (MPa) para cada tipo de fratura de acordo com os sistemas adesivos para os grupos sem termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista. ST= Sem Termociclagem; CT= Com termociclagem. Barras seguidas por mesma letra, minúscula entre as fraturas e maiúsculas dentro do mesmo tipo de fratura, não diferiram em nível de 5%.



Para os grupos com termociclagem, os resultados mostraram que os valores médios de resistência nas fraturas do tipo adesiva para o Single Bond e Clearfil SE foram estatisticamente maiores que para o OptiBond Solo Plus, mas não diferiram do Scotchbond Multi-Purpose que não foi diferente do OptiBond Solo Plus. Para o tipo de fratura mista, Single Bond apresentou valor médio estatisticamente maior que OptiBond Solo Plus e ambos não diferiram dos outros sistemas; a resistência adesiva foi estatisticamente a mesma para cada sistema adesivo quando os diferentes tipos de fratura foram comparados (Tabela 5.14). A Figura 5.17 mostra a representação gráfica dos

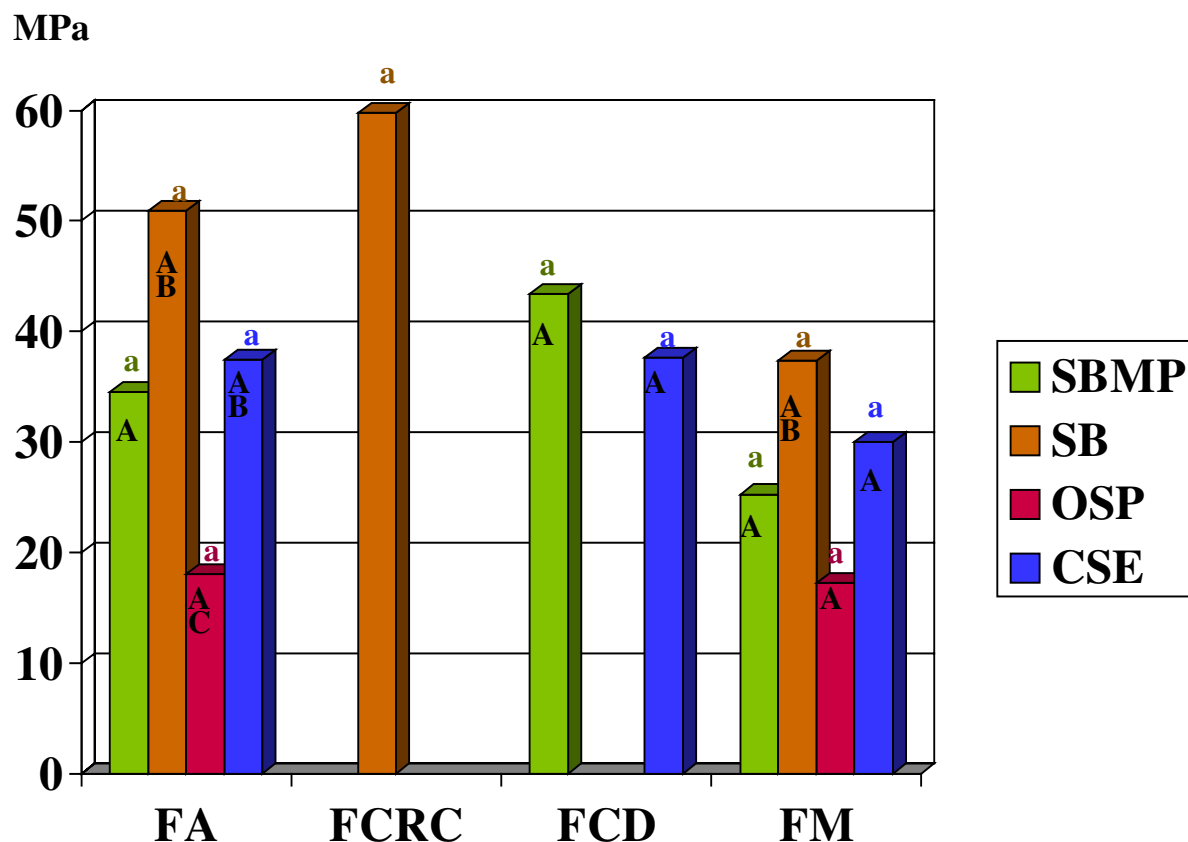
valores médios em MPa para os sistemas adesivos e os tipos de fratura para os grupos com termociclagem.

Tabela 5.14. Valores médios para resistência em MPa e desvio padrão (*) para os sistemas adesivos dos grupos com termociclagem de acordo com o tipo de fratura. SBMP= Scotchbond Multi Purpose; SB= Single Bond; OSP= OptiBond Solo Plus; CSE= Clearfil SE Bond. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

Sistemas	FA	FCRC	FCD	FM
SBMP	34,55 (5,90) a AC	-----	43,38 (5,13) a A	25,26 (7,57) a AC
SB	50,9 (22,87) a A	59,79 (10,33) a	-----	37,33 (9,95) a A
OSP	18,01 (6,39) a BC	-----	-----	17,22 (10,68)a BC
CSE	37,42 (11,41)a A	-----	37,59 (8,42) a A	30,03 (6,27) a AC

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.17 - Valores médios de resistência (MPa) para cada tipo de fratura de acordo com os sistemas adesivos para os grupos com termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista. ST= Sem Termociclagem; CT= Com termociclagem. Barras seguidas por mesma letra, minúscula entre as fraturas e maiúsculas dentro do mesmo tipo de fratura, não diferiram em nível de 5%.



As Tabelas de 5.15 a 5.18 trazem os valores médios de resistência para cada sistema adesivo individualmente, em cada tipo de fratura e comparando com e sem termociclagem. Single Bond foi o único material com diferença estatisticamente significativa para resistência na fratura tipo adesiva dependente do fator termociclagem (Tabela 5.16). As Figuras de 5.18 a 5.21 mostram a representação gráfica dessas Tabelas (5.15 a 5.18), respectivamente.

Tabela 5.15 - Valores médios para resistência em MPa e desvio padrão (*) para o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE PLUS		
FRATURA	SEM TERMOCICLAGEM	COM TERMOCICLAGEM
FA	35,35 (4,55) a A	34,55 (5,90) a A
FCRC	-----	-----
FCD	42,51 (9,21) a A	43,38 (5,13) a A
FM	34,81 (13,10) a A	25,26 (7,57) a A

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.18 - Valores médios para resistência em MPa para o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem (ST ou CT). FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

MPa

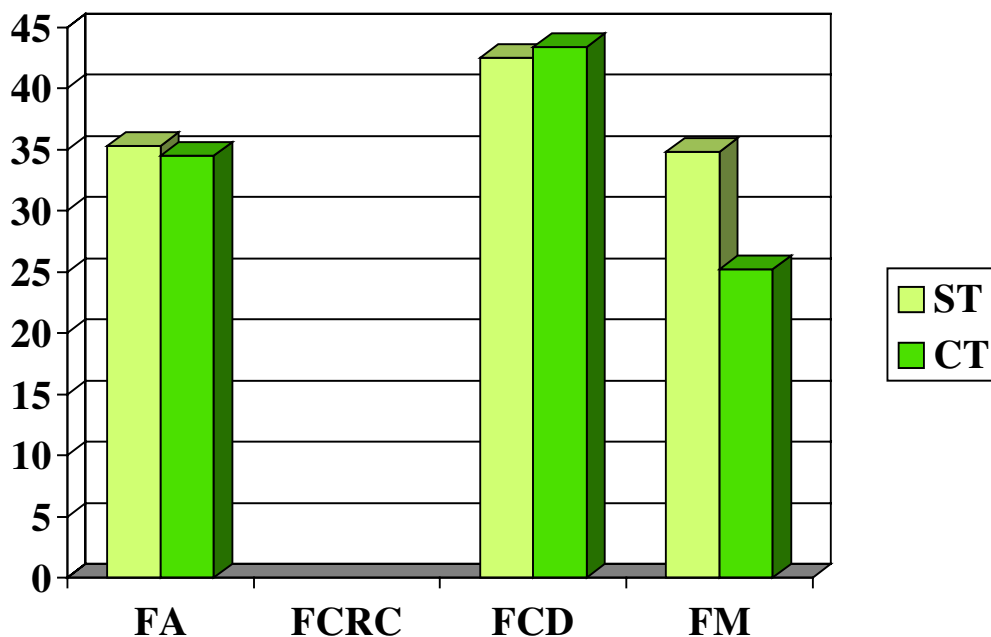


Tabela 5.16. Valores médios para resistência em MPa e desvio padrão (*) para o sistema adesivo Single Bond de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

SINGLE BOND		
FRATURA	SEM TERMOCICLAGEM	COM TERMOCICLAGEM
FA	31,13 (7,36) a A	50,90 (22,87) b A
FCRC	43,46 (16,36) a A	59,79 (10,33) a A
FCD	38,97 (6,39) A	-----
FM	34,21 (10,70) a A	37,33 (9,95) a A

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.19 - Valores médios para resistência em MPa para o sistema adesivo Single Bond de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem (ST ou CT). FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

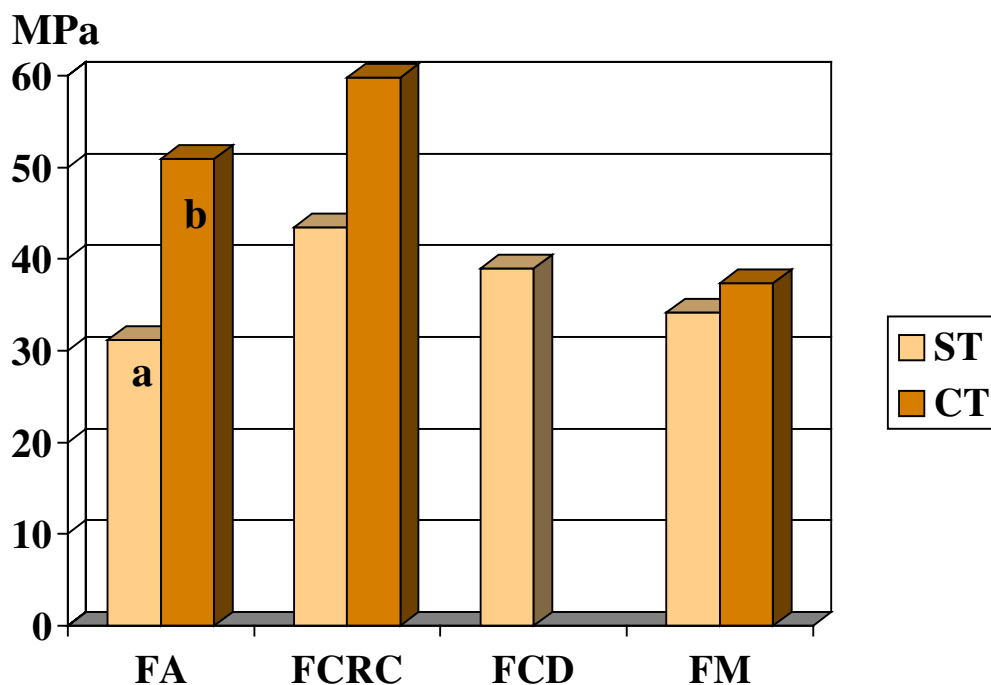


Tabela 5.17 - Valores médios para resistência em MPa e desvio padrão (*) para o sistema adesivo OptiBond Solo Plus de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

OPTIBOND SOLO PLUS		
FRATURA	SEM TERMOCICLAGEM	COM TERMOCICLAGEM
FA	18,04 (8,99) a A	18,01 (6,39) a A
FCRC	-----	-----
FCD	-----	-----
FM	14,96 (7,50) a A	17,22 (10,68) a A

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.20 - Valores médios para resistência em MPa para o sistema adesivo OptiBond Solo Plus de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem (ST ou CT). FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

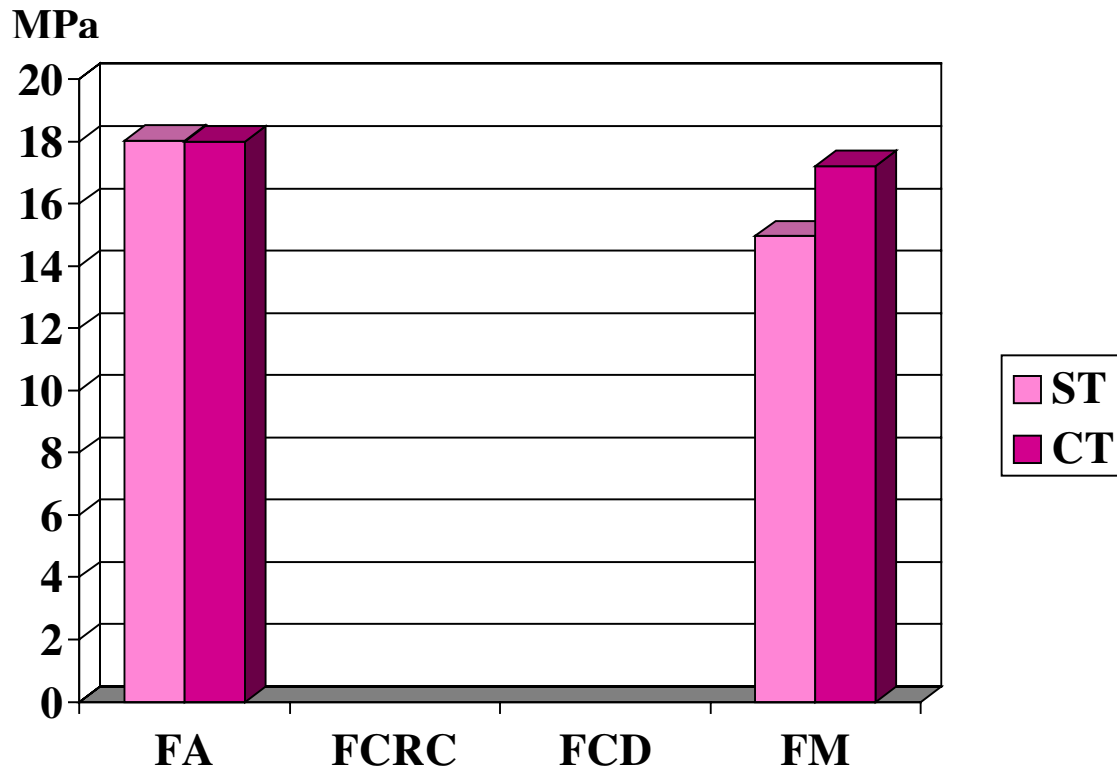
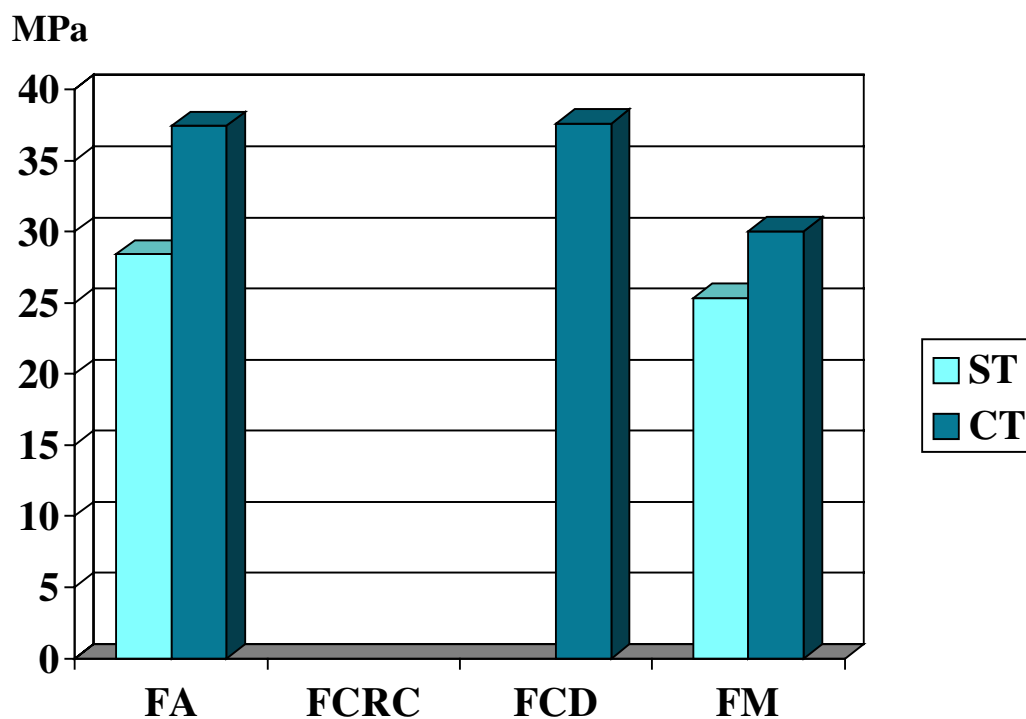


Tabela 5.18. Valores médios para resistência em MPa e desvio padrão (*) para o sistema adesivo Clearfil SE de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem. FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.

CLEARFIL SE BOND		
FRATURA	SEM TERMOCICLAGEM	COM TERMOCICLAGEM
FA	28,41 (7,09) a A	37,42 (11,41) a A
FCRC	-----	-----
FCD	-----	37,59 (8,42) A
FM	25,33 (7,31) a A	30,03 (6,27) a A

Valores seguidos pela mesma letra minúscula em linha e maiúscula na coluna não diferem em nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Figura 5.21 - Valores médios para resistência em MPa para o sistema adesivo Clearfil SE de acordo com o tipo de fratura e da termociclagem (ST ou CT). FA= Fratura Adesiva; FCRC= Fratura Coesiva em Resina Composta; FCD= Fratura Coesiva em Dentina; FM= Fratura Mista.



As Figuras de 5.22 a 5.27 mostram imagens de fraturas de acordo com o tipo de classificação.

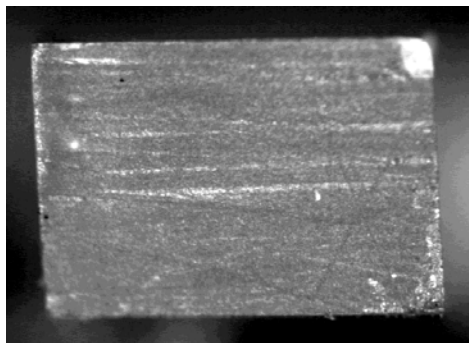


Figura 5.22 - Fratura do tipo adesiva. Visão da porção da dentina.

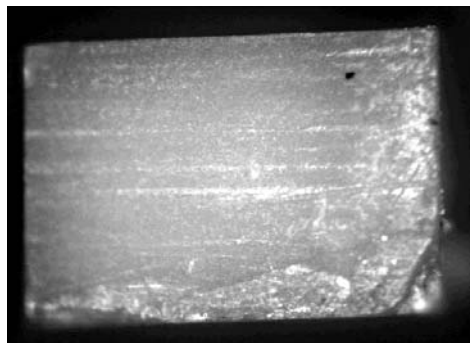


Figura 5.23 - Fratura do tipo adesiva. Visão da porção da resina composta.

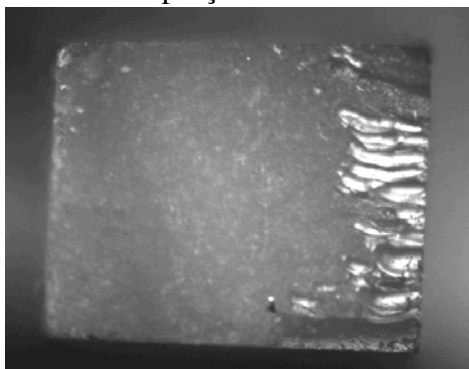


Figura 5.24- Fratura do tipo mista. Visão da porção da dentina.

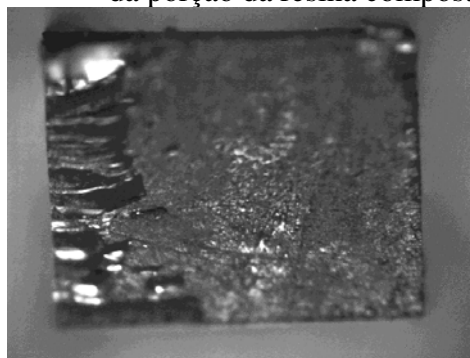


Figura 5.25- Fratura do tipo mista. Visão da porção da resina composta.

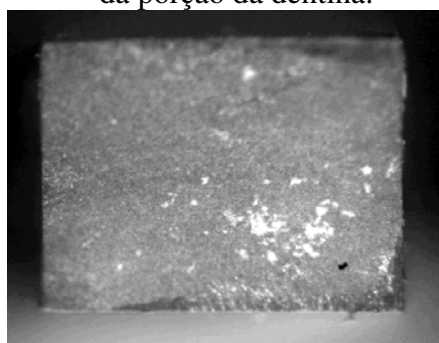


Figura 5.26 - Fratura do tipo coesiva em dentina.

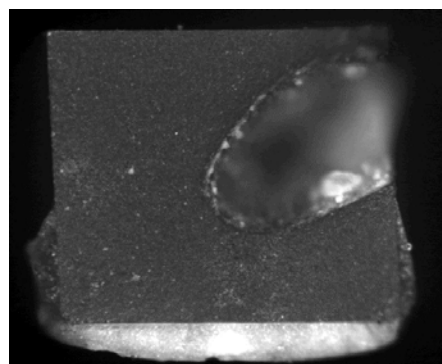


Figura 5.27 - Fratura do tipo coesiva em resina composta.

6 DISCUSSÃO

A adesão dos materiais restauradores aos substratos dentários revolucionou a Odontologia nas últimas cinco décadas pela possibilidade de se restaurar com materiais estéticos e sem a necessidade de retenções mecânicas adicionais, o que sacrificaria tecido dental sadio, a forma e a função perdidas por processos cariosos, traumas ou apenas por correções estéticas. Apesar da evolução constante de sistemas adesivos e da intenção da simplificação do seu uso pelos fabricantes, estudos demonstram que os profissionais possuem dificuldades em compreender e utilizar os adesivos da maneira como preconizada, mesmo nos sistemas tidos como simplificados (Miyazaki *et al.*, 2000; Caldas, 2001). Os sistemas tidos como simplificados, que não utilizam passos separados para condicionamento ácido, *primer* e adesivo, surgiram da tentativa em se diminuir as variáveis humanas envolvidas no processo de adesão, tornando possível maior homogeneidade dos resultados obtidos e também pela demanda comercial em se diminuir o tempo clínico necessário para a confecção de uma restauração.

Entretanto, muito mais do que uma simples retenção de materiais restauradores estéticos diretos aos substratos dentários o que se busca hoje é a perfeita integração entre materiais e dente, uma união duradoura, capaz de resistir aos deslocamentos de restaurações em consequência da contração de polimerização durante a cura das resinas compostas, de ser resistente à degradação hidrolítica e à penetração de fluidos bucais contendo bactérias ou suas toxinas ao interior do dente e evitando a saída

de líquido tissular dos canalículos dentinários; o que poderia causar desconforto pela pressão negativa gerada ou contaminação do tecido conjuntivo pulpar (Pashley, 1990).

Os resultados desse estudo, que utilizou o teste de microtração como meio comparativo da resistência adesiva entre quatro sistemas distintos, mostraram que quando apenas a força de adesão foi considerada, o sistema Single Bond (3M) apresentou médias estatisticamente superiores aos demais sistemas. Este resultado está de acordo com os obtidos por Ceballos *et al.* (2003), que ao testar a eficácia de sistemas adesivos de dois passos com condicionamento ácido prévio ou autocondicionante verificou que o primeiro apresentou melhores resultados no teste de microtração em dentina cariada.

Quando as médias foram comparadas em relação ao tratamento térmico, nos grupos sem termociclagem o sistema Single Bond (3M) apresentou a maior média numérica, porém não diferiu estatisticamente do Scotchbond MP Plus (3M), que por sua vez não diferiu do Clearfil SE Bond (Kuraray) e todos apresentaram melhor desempenho que o OptiBond Solo Plus (Kerr). Os resultados estão de acordo com os obtidos por Prati *et al.* (1998) para o Single Bond e o Scotchbond MP Plus que tiveram resultados estatisticamente semelhantes quando testados em relação à força de adesão; no mesmo estudo o sistema autocondicionante Clearfil KB 1300, similar ao sistema Clearfil SE Bond, também foi testado e os resultados foram semelhantes aos obtidos pelo presente estudo. De Munck *et al.* (2003) também obtiveram resultados estatisticamente semelhantes em força de adesão para o Scotchbond MP e o Single Bond, denominado de Scotchbond 1 na Europa, no teste de microtração realizado em 24 horas; no mesmo estudo quando o sistema OptiBond Solo foi comparado ao OptiBond Dual-Cure (Kerr)

um sistema de três passos, os valores médios foram estatisticamente menores, e o OptiBond Solo também apresentou resultados inferiores ao Single Bond e ao Scotchbond MP, estando de acordo com os resultados encontrados nesse estudo, apesar desse ter utilizado o sistema predecessor OptiBond Solo Plus com menor quantidade de carga. Além de testar com relação à resistência adesiva em 24 horas, De Munck *et al.* em 2003 também testou o efeito do armazenamento dos corpos-de-prova em solução de cloramina T a 0,5% por 4 anos e verificou que a resistência decresceu apenas para os sistemas adesivos simplificados Single Bond e OptiBond Solo, e não para o Scotchbond MP e o OptiBond Dual-Cure, indicando maior longevidade para os sistemas de três passos.

Os resultados obtidos pelo Scotchbond MP Plus (3M) confirmam os verificados por Bouillaguet *et al.* (2001), que testando sistemas adesivos de três e dois passos com condicionamento prévio ou autocondicionante notaram que no teste de adesão por microtração o Scotchbond MP Plus apresentou valores médios de adesão superiores aos outros sistemas simplificados testados.

Considerando que os sistemas adesivos Scotchbond MP Plus e Single Bond utilizam o mesmo condicionador ácido como primeiro passo para a adesão, o ácido fosfórico a 35%, e o OptiBond Solo Plus o ácido fosfórico a 37,5%, pressupõe-se que a camada de dentina desmineralizada pelo condicionamento por 15 segundos seja similar para os três sistemas. Essa hipótese é suportada por achados de Rosales-Leal *et al.* (2001) que reportaram mesma rugosidade média e ângulo de contato promovido pelos ácidos fosfóricos a 35 e 37%, que tinham como espessante a sílica, como os condicionadores da 3M e Kerr utilizados nesse estudo. Entretanto, os resultados mostraram que antes da

termociclagem, o Scotchbond MP Plus formou uma camada híbrida mais espessa, com valores estatísticos maiores que os Single Bond e OptiBond Solo Plus, que não diferiram entre si. Este fato indica que o sistema de três passos foi mais efetivo na difusão dos componentes resinosos até a porção mais profunda da camada desmineralizada pelo ácido, do que os sistemas de dois passos com condicionamento ácido prévio. Esse resultado está de acordo com os achados de Bouillaguet *et al.* (2001), que verificaram maior espessura de camada híbrida para o Scotchbond MP Plus quando comparado com Single Bond (Scotchbond 1).

O Single Bond apresentou maior espessura de hibridização após a termociclagem, pela provável absorção de água durante o processo o que pode ter ocasionado a expansão da camada. O OptiBond Solo Plus mostrou a menor difusão entre os sistemas que utilizaram o ácido fosfórico como condicionante, motivado pela presença de carga, o que dificultaria o escoamento e a difusão do material pelo aumento da viscosidade. A diminuição da difusão do material pela camada desmineralizada pode ter influenciado a resistência adesiva, estando de acordo com estudo de Gallo *et al.* (2001), Braga *et al.* (2000) e Swift Jr. *et al.* (2001), que também concluíram que a presença de carga em sistemas adesivos não melhora de maneira acentuada a resistência adesiva. Entretanto, nesse estudo, o OptiBond Solo Plus apresentou a menor alteração em espessura de camada híbrida após a termociclagem entre os sistemas que tiveram as camadas mensuradas. A maior estabilidade dimensional pode ser devida à presença das partículas de carga que ocupariam parte do espaço destinado aos monômeros resinosos nos outros sistemas, passíveis de absorção de água e mais fáceis de serem lixiviados.

Os resultados obtidos justificariam a maior longevidade do sistema adesivo de três passos em relação ao de dois passos, como reportado por De Munck *et al.* (2003), pela hibridização mais completa da camada desmineralizada pelo ácido fosfórico. O *primer*, quando utilizado separadamente do monômero resinoso adesivo, pode ter se difundido mais facilmente pelo emaranhado formado pelas fibras colágenas desmineralizadas mantidas úmidas, maximizando a capacidade hidrófila. O aumento na espessura da camada híbrida verificada para o Single Bond após a termociclagem não representaria aumento na difusão dos monômeros resinosos, mas apenas aumento no volume da camada pré-existente.

O efeito negativo da termociclagem sobre a adesão dos sistemas adesivos testados não foi verificado nesse estudo. Nenhum dos sistemas apresentou redução estatisticamente significativa na força adesiva após o tratamento térmico. Entretanto, o sistema Single Bond (3M) apresentou aumento estatisticamente significativo na força de adesão após a termociclagem. Uma possível explicação seria o aumento no grau de conversão dos monômeros com o aumento da temperatura ou ainda a liberação, principalmente pelo calor, das tensões residuais de tração gerados pela contração de polimerização da resina composta durante a reconstrução da altura da coroa clínica, o que teria elevado os valores médios na força adesiva do Single Bond. Outra hipótese para o aumento na resistência adesiva do Single Bond após a termociclagem é o aumento estatisticamente significativo na espessura da camada híbrida que os corpos-de-prova submetidos à termociclagem apresentaram. O Single Bond possui na composição o ácido poliacrílico, tido como um polímero superabsorvente capaz de absorver muitas vezes seu

próprio peso em meio líquido, e que tem essa capacidade aumentada pela elevação da temperatura e na concentração dos iniciadores da polimerização (Omidian *et al.*, 1998), onde poderia ter diferido do Scotchbond MP Plus. Essa camada formada pelo adesivo contendo o ácido poliacrílico funcionaria como um gel absorvente. Quando em contato prolongado com a água durante a termociclagem, os corpos-de-prova absorveriam parte dessa água que ficaria aprisionada em um sólido borrachóide (Omidian *et al.*, 1998), aumentando o volume, promovendo a expansão e aumentando a espessura da camada híbrida, como verificado estatisticamente.

Entretanto, apenas a espessura da camada híbrida não explicaria o aumento na resistência adesiva, quando após a termociclagem o Single Bond apresentou a maior resistência ao teste de microtração, sem diferir estatisticamente em espessura de camada híbrida do Scotchbond MP Plus. Portanto, outra provável causa para o aumento na resistência adesiva no Single Bond após a termociclagem foi o desenvolvimento de tensões residuais compressivas, geradas pela expansão da camada híbrida confinada entre o substrato dentinário e o material restaurador, que ao contrário das de tração, aumentaria a resistência à fratura dos corpos-de-prova.

O aumento na espessura da camada híbrida, provavelmente causada pela absorção de água durante o período de imersão, no entanto, pode levar a resultados tardios deletérios, como a degradação hidrolítica exacerbada, se comparado com sistemas adesivos com menor afinidade por água. Para verificação dessa probabilidade seria necessário estudos a longo prazo.

A hipótese, da máxima penetração dos monômeros resinosos até a zona de desmineralização causada pelo condicionamento ácido, promovendo uma camada com menos falhas na porção mais próxima do substrato dentinário, justificaria também os resultados obtidos com o sistema de dois passos autocondicionante Clearfil SE Bond. Esse sistema utiliza um *primer* acidulado que promove uma desmineralização superficial, comparado aos outros sistemas testados, o que facilitaria a difusão dos monômeros resinosos, levando à formação de uma camada híbrida delgada, porém homogênea. A presença de partículas de carga nesse sistema não teria prejudicado sua difusão pelo substrato durante a desmineralização, pois a carga está em um passo subsequente, contida na resina fluida. A camada híbrida delgada formada por esse sistema não foi verificada nesse estudo através da MEV com aumento de 3.300 vezes, porém pôde ser observada em regiões isoladas, com aumento de 9.000 vezes. Os resultados obtidos pelo Clearfil SE Bond em resistência adesiva quando comparado aos outros sistemas que formaram camada híbrida facilmente mensurável, demonstra a não correlação entre espessura de camada híbrida e resistência adesiva, estando de acordo com os achados de Hashimoto *et al.* (2000).

Os resultados mostraram que as fraturas predominantes foram as do tipo adesiva, 48,9% e 40,2%, e tipo mista 41,1% e 48,4%, sem e com termociclagem respectivamente. O aumento nas fraturas do tipo mista após a termociclagem pode ser devido à falhas coesivas do próprio sistema adesivo (Hashimoto *et al.*, 2002), o que dificultaria a classificação como falha adesiva durante a análise, feita sob lupa estereoscópica com aumento de 100X.

As fraturas coesivas foram observadas em um percentual baixo, principalmente as do tipo coesiva em resina composta, 2,2% e 2,1% sem e com termociclagem respectivamente; e as fraturas coesivas em dentina ocorreram em 7,8% e 9,3% respectivamente nos corpos-de-prova sem e com termociclagem. Os resultados mostraram que o tipo de fratura é dependente da resistência adesiva quando fatores como termociclagem e sistema adesivo não são considerados, estando de acordo com os achados de Perdigão *et al.* (2000). Os valores mais altos na adesão levaram à fraturas do tipo coesiva, tanto em resina composta quanto em dentina, que não diferiram entre si; o mesmo acontecendo para as fraturas do tipo adesiva e mista, que tiveram valores estatisticamente mais baixos e também não diferiram entre si. No entanto, dentro de cada sistema adesivo a resistência adesiva não diferiu estatisticamente em relação ao tipo de fratura, sendo igual tanto para as fraturas adesiva e mista, quanto para as coesivas, quando o fator termociclagem não foi considerado. Porém, os valores de resistência foram estatisticamente diferentes dentro do mesmo tipo de fratura para sistemas adesivos distintos; por exemplo, a fratura do tipo adesiva apresentou valores médios de resistência superiores para Scotchbond MP Plus, Single Bond e Clearfil SE que para OptiBond Solo Plus.

O OptiBond Solo Plus foi o único sistema adesivo a não apresentar fraturas puramente coesivas em resina composta ou em dentina, nos grupos termociclados ou não; apenas fraturas adesivas e mistas. As fraturas mistas aumentaram de 34,8% nos corpos-de-prova sem termociclagem para 55,6% para os termociclados, indicando possível falha coesiva da própria camada adesiva, levando à provável erro na classificação do tipo de

fratura, desde que a resistência adesiva não diferiu antes e depois da termociclagem. Essa hipótese foi substantiada pelos achados de Hashimoto *et al.* (2002) onde, num estudo verificando o padrão de fratura com o sistema OptiBond Solo, notaram que o condicionamento ácido pelo tempo preconizado pelo fabricante proporcionava falhas de 90% dentro da camada híbrida e camada adesiva logo abaixo da resina composta, Walshaw *et al.* (2003) também reportaram num estudo com o mesmo sistema, que adesivos contendo carga formavam uma película espessa de adesivo sobre a camada híbrida, e fraturam-se coesivamente. A hipótese de falha durante a classificação é substantiada pelos achados de Tanumiharja *et al.* (2000), que verificaram a prevalência de fratura parcialmente adesiva e parcialmente coesiva em sistema adesivo para a maioria dos corpos-de-prova avaliados em teste de microtração com sete sistemas adesivos distintos.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos por esse estudo *in vitro*, que utilizou o teste de microtração para a verificação da resistência da união adesiva, lupa estereoscópica para verificação do tipo de falha e a Microscopia Eletrônica de Varredura para a mensuração das camadas híbridas de quatro sistemas adesivos ao substrato dentinário em molares humanos submetidos ou não à termociclagem, pode se concluir que:

1. Scotchbond MP Plus e Single Bond não diferiram em resistência adesiva antes da termociclagem.
2. Single Bond apresentou valores médios superiores ao Scotchbond MP Plus, Clearfil SE Bond e OptiBond Solo Plus após a termociclagem.
3. Single Bond apresentou aumento na sua resistência adesiva após a termociclagem.
4. Scotchbond MP Plus e Clearfil SE Bond não diferiram entre si na resistência adesiva.
5. OptiBond Solo Plus apresentou os menores valores médios em resistência adesiva dentre os sistemas adesivos testados.
6. A termociclagem não diminuiu a resistência adesiva dos sistemas testados.
7. Scotchbond MP Plus apresentou a maior espessura de camada híbrida antes da termociclagem.

8. Single Bond apresentou um aumento na espessura da camada híbrida após a termociclagem e passou a não diferir do Scotchbond MP Plus.
9. OptiBond Solo Plus apresentou a menor espessura de camada híbrida após a termociclagem dentre os sistemas mensurados.
10. Clearfil SE Bond não apresentou camada híbrida mensurável em MEV com aumento de 3.300 vezes.
11. Espessura de camada híbrida não pode ser correlacionada com resistência adesiva.
12. Os tipos de fratura predominantes foram as do tipo adesiva e mista e o tipo de fratura pode ser correlacionado à resistência da união adesiva.

REFERÊNCIAS

Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*. 1992; 5 Suppl: 50-61.

Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*. 2001; 29(1): 55-61.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963; 66(1): 57-64.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. I. Method of determining bond strength. *J Dent Res*. 1965a; 44(4): 690-695.

Bowen, R.L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res*. 1965b; 44(5): 895-902.

Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Tensile bond strength of filled and unfilled adhesives to dentin. *Am J Dent*. 2000;13(2): 73-76.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955; 34(6): 849-853.

Buonocore MG, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res*. 1956; 35(6): 846-851.

Caldas DBM. **Operator variability on the performance of one-bottle adhesive systems** [dissertação]. Indianapolis, IN, USA: Indiana University School of Dentistry; 2001.

Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini Jr. L, Silva SMA, Kussmaul APM. Sistemas Adesivos: Fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho em clínica. *Bioodonto*. 2004; 2(1): 6-86.

Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Microtensile bond strength of total-etch and self-etch adhesives to caries-affected dentine. *J Dent*. 2003; 31(7): 469-477.

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

De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2003; 82(2):136-140.

Ferrari M, Mason PN, Vichi A, Davidson CL. Role of hybridization on marginal leakage and bond strength. *Am J Dent*. 2000; 13(6): 329-336.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*. 1979; 58(4): 1364-1370.

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

Gallo JR, Comeaux R, Haines B, Xu X, Burgess JO. Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. *Oper Dent*. 2001; 26(1): 44-47.

Goodis HE, Marshall Jr. GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*. 1993; 9(2): 79-84.

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

Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater*. 2000; 16(6): 406-411.

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

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*. 1990a; 69(6): 1240-1243.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent*. 1990b; 64(6): 658-664.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater*. 2001; 17(2): 122-126.

Kramer IRH, McLean JW. Alterations in the staining reactions of dentine resulting from a constituent of a new self-polymerising resin. *Br Dent J*. 1952; 93(6): 150-153.

Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*. 2000; Suppl 131: 20S-25S.

Marshall SJ, Balooch M, Breunig T, Kinney JH, Tomsia AP, Inai N, Watanabe LG, Wu-Magidi IC, Marshall Jr. GW. Human dentin and the dentin-resin adhesive interface. *Acta Mater*. 1998; 46(7): 2529-2539.

Miyazaki M, Ando S, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dent Mater*. 1995; 11(4): 234-238.

Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent*. 2000; 13(2): 101-104.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982; 16(3): 265-273.

Nakajima M, Kanemura N, Pereira PNR, Tagami J, Pashley D.H. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent*. 2000; 13(6): 324-328.

Omidian H, Hashemi SA, Sammes PG, Meldrum IG. Modified acrylic-based superabsorbent polymers. Effect of temperature and initiator concentration. *Polymer*. 1998; 39(15): 3459-3466.

Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod*. 1990; 16(2): 70-77.

Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater*. 2000; 16(1): 7-14.

Perdigão J, May Jr. KN, Wilder Jr. AD, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent*. 2000; 25(3): 186-194.

Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater*. 1999; 15(1): 46-53.

Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent*. 1998; 23(4): 185-194.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*. 1998; 14(3): 212-221.

Rosales-Leal JI, Osorio R, Holgado-Terriza JA, Cabrerizo-Vílchez MA, Toledano M. Dentin wetting by four adhesive systems. *Dent Mater*. 2001; 17(6): 526-532.

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R.M., Pashley, D.H. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater*. 1994; 10(4): 236-240.

Sano, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Horner, J.A., Matheus, W.G., Pashley, D.H. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*. 1995; 20(1): 18-25.

Sano, H., Yoshiyama, T., Pereira, P.N.R., Kanemura, N., Morigami, M., Tagami, J., Pashley, D.H. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. *J Dent Res*. 1999; 78(4): 906-911.

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

Swift Jr. EJ, Perdigão J, Heymann HO, Wilder Jr. AD., Bayne SC, May Jr. KN, Sturdevant JR, Roberson TM. Eighteen-month clinical evaluation of a filled and unfilled dentin adhesive. *J Dent*. 2001; 29(1): 1-6.

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strength of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*. 2000; 16(3): 180-187.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent*. 1998; 26(2): 147-156.

Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol*. 1998; 43(4): 305-311.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003; 28(3): 215-235.

Walshaw PR, Tam LE, McComb D. Bond failure at dentin-composite interfaces with “single-bottle” adhesives. *J Dent*. 2003; 31(2): 117-125.

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

BIBLIOGRAFIA

ISO TR 11405. Dental materials – Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1st Ed., Geneve, Switzerland. 1994.

Nakabayashi, N., Pashley, D.H. Hibridização dos tecidos dentais duros. **Quintessence Publ Co**, ed.1. São Paulo. 2000. p.9-10.

Shono, Y., Terashita, M. Regional measurement of resin-dentin bond strength – A trial of new version of micro-tensile test method. Modern Trends in Adhesive Dentistry Proceedings of the adhesive Dentistry Forum '99 in Tsurumi, 1st ed. Yokohama, Japan; 1999. p.75-84.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PESQUISA

Voluntário: _____

TÍTULO: “Resistência da união à microtração de três sistemas adesivos em dentina.”

Introdução

Por favor, leia este termo cuidadosamente, pois as informações a seguir irão descrever esta pesquisa e sua função nela como participante. Caso tenha qualquer dúvida sobre este estudo ou termo, você deverá esclarecê-la com os pesquisadores responsáveis pelo trabalho.

Objetivos

Você está tendo a oportunidade de colaborar com uma pesquisa cujo objetivo principal é verificar se a diminuição de etapas clínicas proporcionada por sistemas adesivos atuais tem influência na força de adesão ao substrato dentinário em dentes permanentes. Você deve decidir se deseja ou não colaborar com esta pesquisa, entendendo-a o suficiente para fazer uma decisão consciente.

Justificativa

Novos sistemas adesivos com reduzidas etapas clínicas têm tido uma alta demanda no mercado, sem, contudo ter sido cientificamente demonstrado que esses sistemas possuem força de adesão ao substrato dentinário comparáveis aos sistemas adesivos convencionais que apresentam valores considerados satisfatórios.

Dessa forma, este estudo tem por objetivo analisar os valores de adesão obtidos com o teste de microtração de três diferentes sistemas adesivos com o intuito de se observar se a diminuição de etapas clínicas influencia os valores de adesão.

Descrição do estudo

Para realização deste estudo serão necessários terceiros molares humanos inclusos, extraídos por indicações clínicas, que serão armazenados em solução de Cloramina T a 0,5% até a época do processamento. Os dentes serão desgastados até que se obtenha uma superfície plana em dentina e terão suas raízes removidas por uma secção no sentido vestibulo-lingual. Os dentes serão então, aleatoriamente, divididos em três grupos e submetidos a um dos três sistemas adesivos a serem testados. Após os procedimentos adesivos haverá a inserção de um bloco de resina composta de 05 mm de altura em cada dente; esse dente será cortado no sentido longitudinal em vários segmentos de 01 mm, formando dessa forma, as amostras denominadas *palitos*. Esses *palitos* serão seguros em um dispositivo especial numa máquina de ensaio universal (Instron) e testados em microtração a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os valores obtidos serão

enviados para análise estatística e então analisados. O tipo de fratura também será observado com auxílio de uma Lupa Estereoscópica e os dados estatisticamente analisados.

Riscos

Visto que os exames serão realizados em laboratório e em dentes extraídos doados, este estudo não oferece nenhum risco aos indivíduos que participarem da pesquisa.

Benefícios Esperados

Ao ser voluntário, você estará contribuindo para uma pesquisa que possibilitará comparar o desempenho de três sistemas adesivos sobre a estrutura dental, e se a introdução no mercado de sistemas adesivos com etapas clínicas diminuídas influencia valores de adesão tidos como satisfatórios.

Forma de acompanhamento e assistência

Os voluntários têm garantia de que receberão respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento acerca dos procedimentos, benefícios e aspectos pertinentes à pesquisa. O pesquisador e seu orientador assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

Forma de esclarecimento

Os voluntários têm garantia de que receberão informações, antes e durante a pesquisa, sobre a metodologia de estudo.

Retirada do consentimento

Os voluntários têm liberdade de retirar o consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.

Garantia de sigilo

Os dados obtidos na pesquisa têm finalidade exclusivamente científica, sendo assegurada a privacidade dos sujeitos da pesquisa. Os resultados deste projeto de pesquisa poderão ser apresentados em congressos e publicados em revistas científicas, porém a identidade do voluntário não será divulgada em nenhum momento.

Ressarcimento de despesas

Esta pesquisa será realizada em laboratório, com dentes extraídos doados. O voluntário não correrá nenhum risco ou terá algum gasto para participar desta pesquisa.

Aspecto legal

O projeto foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisas envolvendo seres humanos atendendo a resolução no. 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília- DF.

ATENÇÃO: A sua participação em qualquer tipo de pesquisa é voluntária. Em caso de dúvida quanto aos seus direitos, escreva para o Comitê de Ética em pesquisa da FOP/UNICAMP. Endereço – Av. Limeira, 901- CEP/FOP- 13414-900 – Piracicaba – SP.

CONSENTIMENTO PÓS-INFORMATIVO

Eu, _____, certifico que tendo lido as informações acima e suficientemente esclarecido(a) de todos os itens pelo pesquisador, estou plenamente de acordo com a realização do experimento. Assim, autorizo a execução do trabalho de pesquisa.

Piracicaba, _____ de _____ de 200__.

Nome(legível): _____

Assinatura: _____



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

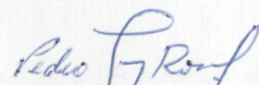


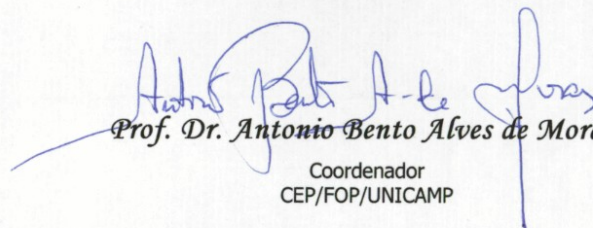
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Resistência da união à microtração de três sistemas adesivos em dentina", sob o protocolo nº **140/2001**, da Pesquisadora **Janaina Bertoncelo de Almeida**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Simonides Consani**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 27 de março de 2002.

We certify that the research project with title "Dentin microtensile bond strength of three adhesive systems", protocol nº **140/2001**, by Researcher **Janaina Bertoncelo de Almeida**, responsibility by Prof. Dr. **Simonides Consani**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, March 27 2002


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


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

Means and Standard Deviations
Dependent Variable - FORÇA

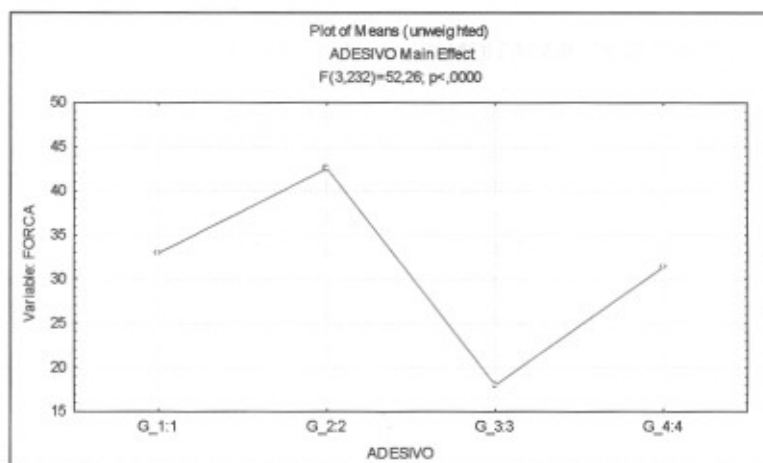
ADESIVO / TERMO	MEANS	STANDARD DEVIATIONS	Valid N	C.V.(%)
G_1:1 G_1:1	35,98712	9,87168	30,00000	27,43115
G_1:1 G_2:2	29,91100	9,72696	30,00000	32,51968
G_2:2 G_1:1	37,34413	9,83851	30,00000	26,34553
G_2:2 G_2:2	47,85379	18,55248	30,00000	38,76909
G_3:3 G_1:1	18,49150	8,39337	30,00000	45,39045
G_3:3 G_2:2	17,63119	8,42972	30,00000	47,81143
G_4:4 G_1:1	28,59029	8,28368	30,00000	28,97376
G_4:4 G_2:2	34,17955	9,61890	30,00000	28,14226
All Groups	31,24857	14,19594	240,00000	45,42910

Summary of all Effects;
1-ADESIVO, 2-TERMO

	df	MS	df	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1		3,00000	6112,89258	232,00000	116,96326	52,26336 0,00000
2		1,00000	314,81747	232,00000	116,96326	2,69159 0,10223
12		3,00000	791,82184	232,00000	116,96326	6,76983 0,00021

Tukey HSD test; variable FORCA
Probabilities for Post Hoc Tests
MAIN EFFECT: ADESIVO

		{1}	{2}	{3}	{4}
		32,94906	42,59896	18,06134	31,38492
1	 {1}		0,00001	0,00001	0,85805
2	 {2}	0,00001		0,00001	0,00001
3	 {3}	0,00001	0,00001		0,00001
4	 {4}	0,85805	0,00001	0,00001	

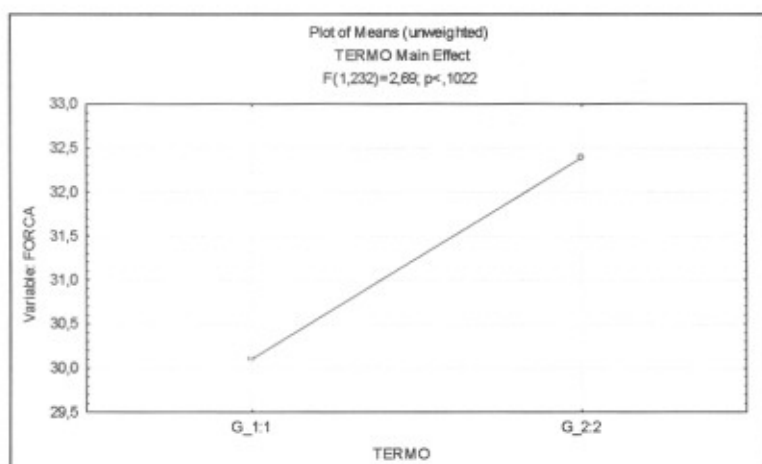


Tukey HSD test; variable FORCA

Probabilities for Post Hoc Tests

MAIN EFFECT: TERMO

		{1}	{2}	
		30,10326	32,39388	
....	1 {1}		0,10089	
....	2 {2}	0,10089		

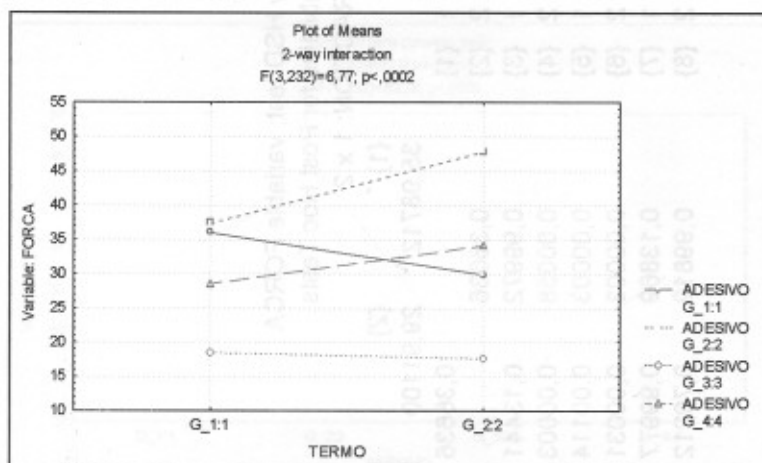


Tukey HSD test; variable FORCA

Probabilities for Post Hoc Tests

INTERACTION: 1 x 2

			{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
			35,98712	29,91100	37,34413	47,85379	18,49150	17,63119	28,59029	34,17955
1	1	{1}		0,36636	0,99972	0,00058	0,00003	0,00003	0,13869	0,99819
1	2	{2}	0,36636		0,13441	0,00003	0,00114	0,00031	0,99977	0,79212
2	1	{3}	0,99972	0,13441		0,00417	0,00003	0,00003	0,03661	0,94962
2	2	{4}	0,00058	0,00003	0,00417		0,00003	0,00003	0,00003	0,00006
3	1	{5}	0,00003	0,00114	0,00003	0,00003		0,99999	0,00723	0,00003
3	2	{6}	0,00003	0,00031	0,00003	0,00003	0,99999		0,00222	0,00003
4	1	{7}	0,13869	0,99977	0,03661	0,00003	0,00723	0,00222		0,48068
4	2	{8}	0,99819	0,79212	0,94962	0,00006	0,00003	0,00003	0,48068	



Means And Standard Deviations CAMHIB

ADESIVO / TERMOMEANS STANDARD DEVIATIONSValid N

G_1:1	G_1:1	2,80683	0,73547	60,00000
G_1:1	G_2:2	2,89450	0,80056	60,00000
G_2:2	G_1:1	2,31033	0,42856	60,00000
G_2:2	G_2:2	2,72767	0,61261	60,00000
G_3:3	G_1:1	2,28017	0,92207	60,00000
G_3:3	G_2:2	2,24783	0,51251	60,00000
All Groups		2,54456	0,73629	360,00000

Summary of all Effects; 1-ADESIVO, 2-TERMO

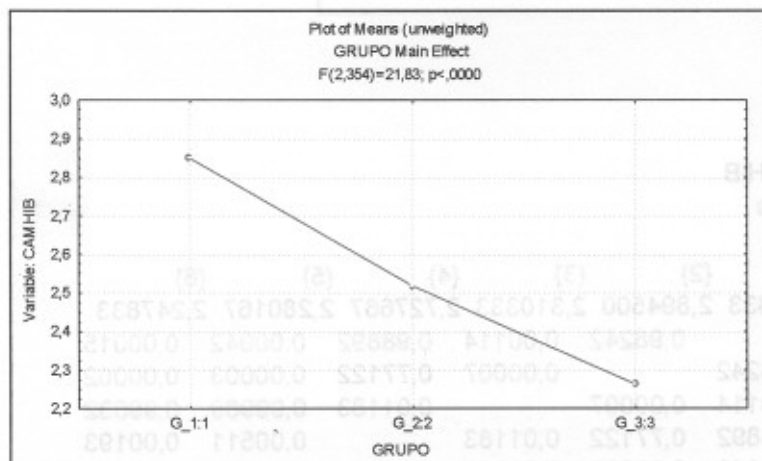
	df Effect	MS Effect	df Error	MS Error	F	p-level
1	2,00000	10,38411	354,00000	0,47561	21,83343	0,00000
2	1,00000	2,23414	354,00000	0,47561	4,69745	0,03087
12	2,00000	1,62640	354,00000	0,47561	3,41964	0,03381

Tukey HSD test; variable CAMHIB

Probabilities for Post Hoc Tests

MAIN EFFECT: ADESIVO

		{1}	{2}	{3}
		2,850667	2,519000	2,264000
1	 {1}		0,00059	0,00002
2	 {2}	0,00059		0,01165
3	 {3}	0,00002	0,01165	

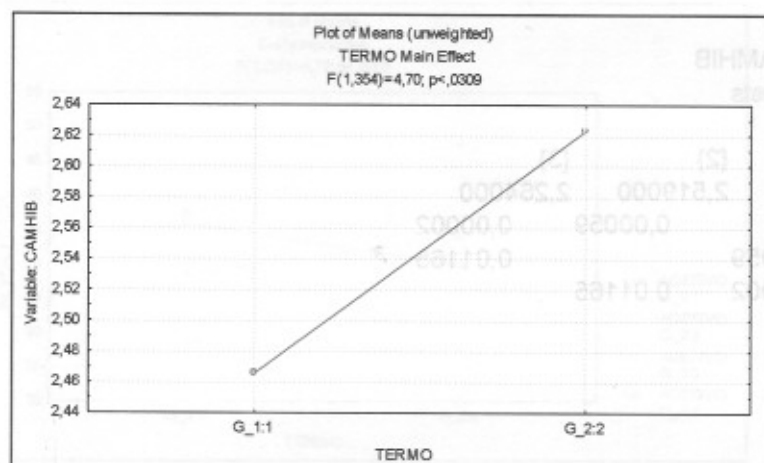


Tukey HSD test; variable CAMHIB

Probabilities for Post Hoc Tests

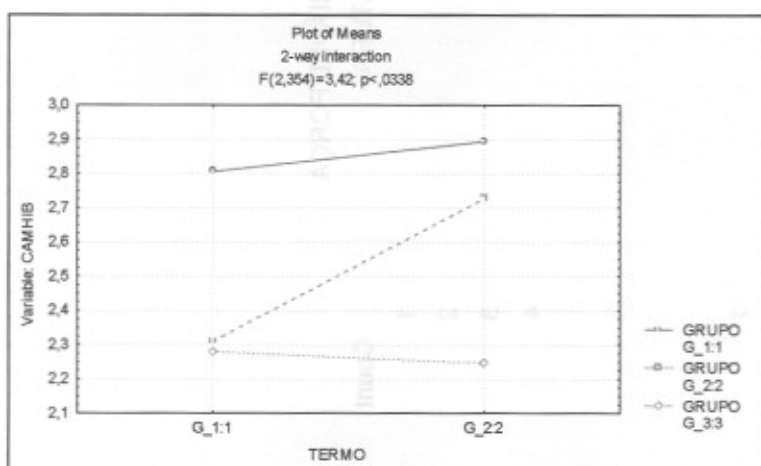
MAIN EFFECT: TERMO

		{1}	{2}
		2,465778	2,623333
.... 1	{1}		0,03021
.... 2	{2}	0,03021	



Tukey HSD test; variable CAMHIB
Probabilities for Post Hoc Tests
INTERACTION: 1 x 2

			{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
ADESIVO/TERMO			2,806833	2,894500	2,310333	2,727667	2,280167	2,247833
1	1	{1}		0,98242	0,00114	0,98892	0,00042	0,00015
1	2	{2}	0,98242		0,00007	0,77122	0,00003	0,00002
2	1	{3}	0,00114	0,00007		0,01183	0,99989	0,99632
2	2	{4}	0,98892	0,77122	0,01183		0,00511	0,00193
3	1	{5}	0,00042	0,00003	0,99989	0,00511		0,99985
3	2	{6}	0,00015	0,00002	0,99632	0,00193	0,99985	



VARIÁVEL FORÇA
FRATURA

Count	Minimum	Maximum	Mean	Median	Std Deviation
1	83 7,17514356	99,44725738	30,38752	28,72687	15,49367
2	4 31,89542484	67,09644124	51,62508	53,75423	14,61673
3	16 29,92484248	55,39951807	40,16638	38,87905	7,4867
4	84 6,801367521	63,54294872	27,0058	25,2267	12,0945

VARIÁVEL FORÇA
ADESIVO

FRATURA	Count	Minimum	Maximum	Mean	Median	Std Deviation
1	1	11 25,69276316	41,67791	34,91468	35,19061	5,08465
	3	7 35,33478261	55,39952	42,88664	42,88867	7,172369
	4	30 11,05574062	63,54295	29,71981	27,69108	11,40305
2	1	20 19,10520095	99,44726	42,99261	35,51296	20,53532
	2	4 31,89542484	67,09644	51,62508	53,75423	14,61673
	3	3 32,09016347	44,72494	38,97459	40,10866	6,393277
	4	17 19,17033582	52,55983	35,67707	34,47566	10,1566
3	1	27 7,17514356	32,75269	18,02907	17,25911	7,800658
	4	23 6,801367521	45,29651	16,44021	14,81944	9,582163
4	1	25 16,32422891	52,38889	31,65862	32,09425	9,712822
	3	6 29,92484248	52,84094	37,58864	35,98872	8,419342
	4	14 18,90483785	40,07009	28,01842	25,70791	6,897745

Multiple Comparisons

Dependent Variable: FORCA

Tukey HSD

(I) FRATURA	(J) FRATURA		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
	1	2	-21,2375597	5,365131164	0,00064	-35,1622	-7,31287
		3	-9,77885806	2,861595994	0,00439	-17,2059	-2,35186
		4	3,381721202	1,62206893	0,16235	-0,8282	7,591647
	2	1	21,23755966	5,365131164	0,00064	7,312871	35,16225
		3	11,45870161	5,858882256	0,20917	-3,74747	26,66487
		4	24,61928087	5,363662674	0,00005	10,6984	38,54016
	3	1	9,778858059	2,861595994	0,00439	2,351857	17,20586
		2	-11,4587016	5,858882256	0,20917	-26,6649	3,747472
		4	13,16057926	2,858841811	0,00005	5,740727	20,58043
	4	1	-3,3817212	1,62206893	0,16235	-7,59165	0,828205
		2	-24,6192809	5,363662674	0,00005	-38,5402	-10,6984
		3	-13,1605793	2,858841811	0,00005	-20,5804	-5,74073

Tukey HSD test;
variable FORCA

	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}	{9}	{10}	{11}	{12}	{13}	{14}	{15}	{16}
ADESIVO																
FRATURA	34,9146	0,00000	42,8866	29,7198	42,9926	51,6250	38,9745	35,6770	18,0290	0,00000	0,00000	16,4402	31,6586	0,00000	37,5886	28,0184
1 1 {1}		--	0,97234	0,99487	0,97773	0,31430	1,00000	1,00000	0,00071	--	--	0,00013	1,00000	--	1,00000	0,94166
1 2 {2}	--		--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
1 3 {3}	0,97234	--		0,19783	1,00000	0,99523	1,00000	0,97980	0,00003	--	--	0,00003	0,67016	--	0,99993	0,11468
1 4 {4}	0,99487	--	0,19783		0,02549	0,01059	0,99074	0,91650	0,00168	--	--	0,00020	0,99977	--	0,96679	1,00000
2 1 {5}	0,97773	--	1,00000	0,02549		0,89872	1,00000	0,98077	0,00003	--	--	0,00003	0,41647	--	1,00000	0,02357
2 2 {6}	0,31430	--	0,99523	0,01059	0,89872		0,97201	0,31582	0,00003	--	--	0,00003	0,07075	--	0,78153	0,00568
2 3 {7}	1,00000	--	1,00000	0,99074	1,00000	0,97201		1,00000	0,07740	--	--	0,03264	0,99991	--	1,00000	0,94897
2 4 {8}	1,00000	--	0,97980	0,91650	0,98077	0,31582	1,00000		0,00003	--	--	0,00003	0,99997	--	1,00000	0,74054
3 1 {9}	0,00071	--	0,00003	0,00168	0,00003	0,00003	0,07740	0,00003		--	--	1,00000	0,00006	--	0,00370	0,27032
3 2 {10}	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
3 3 {11}	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
3 4 {12}	0,00013	--	0,00003	0,00020	0,00003	0,00003	0,03264	0,00003	1,00000	--	--		0,00003	--	0,00086	0,08282
4 1 {13}	1,00000	--	0,67016	0,99977	0,41647	0,07075	0,99991	0,99997	0,00006	--	--	0,00003		--	0,99985	0,98308
4 2 {14}	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
4 3 {15}	1,00000	--	0,99993	0,96679	1,00000	0,78153	1,00000	1,00000	0,00370	--	--	0,00086	0,99985	--		0,85887
4 4 {16}	0,94166	--	0,11468	1,00000	0,02357	0,00568	0,94897	0,74054	0,27032	--	--	0,08282	0,98308	--	0,85887	

Tukey HSD test; variable FORCA
 Probabilities for Post Hoc
 Tests

INTERACTION: 2 x 3

TERMO FRATURA				{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
				26,1610134	43,46293312	40,99683454	28,83656	35,15589	59,78723	39,52047	25,56456
....	1	1	{1}		0,47517	0,06616	0,99994	0,04992	0,00083	0,03034	0,99997
....	1	2	{2}	0,47517		0,99998	0,40150	0,96019	0,77567	0,99996	0,40546
....	1	3	{3}	0,06616	0,99998		0,04004	0,90524	0,31246	1,00000	0,03742
....	1	4	{4}	0,99994	0,40150	0,04004		0,02303	0,00054	0,01675	1,00000
....	2	1	{5}	0,04992	0,96019	0,90524	0,02303		0,02694	0,87605	0,01463
....	2	2	{6}	0,00083	0,77567	0,31246	0,00054	0,02694		0,26351	0,00053
....	2	3	{7}	0,03034	0,99996	1,00000	0,01675	0,87605	0,26351		0,01476
....	2	4	{8}	0,99997	0,40546	0,03742	1,00000	0,01463	0,00053	0,01476	

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: FORCA

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Model	174378,6	4	43594,66	239,5232	0,00000
FRATURA	174378,6	4	43594,66	239,5232	0,00000
Error	33307,1	183	182,006		
Total	207685,7	187			
a	R Squared = ,840 (Adjusted R Squared = ,836)				