

UNIVERSIDADE POTIGUAR DO RIO GRANDE DO NORTE
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

RÔMULO SOUZA DA SILVA

EFEITO DA CAMADA ELÁSTICA E DA CONFIGURAÇÃO CAVITÁRIA SOBRE A
RESISTÊNCIA DA UNIÃO COMPÓSITO/DENTINA

NATAL - 2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

RÔMULO SOUZA DA SILVA

EFEITO DA CAMADA ELÁSTICA E DA CONFIGURAÇÃO CAVITÁRIA SOBRE A
RESISTÊNCIA DA UNIÃO COMPÓSITO/DENTINA

Dissertação apresentada à Universidade
Potiguar, como parte dos requisitos para
obtenção do grau de Mestre em
Odontologia, área de concentração em
Clínica Odontológica.

Orientador: Alex José Souza dos Santos

NATAL – 2007

S586e **Silva, Romulo Souza da.**

Efeito da camada elástica e da configuração cavitária sobre a resistência da união compósito/dentina / Romulo Souza da Silva. – Natal, 2007.

104f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia). Universidade Poti-guar. Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação.

Bibliografia: 26-85.

1. Odontologia – Dissertação. 2. Fator de Configuração Cavitária (Fator-C). 3. Camada Elástica. 4. Resistência de União. I. Título.

RN/UnP/BCSF

CDU: 616.314(043.3)

RÔMULO SOUZA DA SILVA

"EFEITO DA CAMADA ELÁSTICA E DA CONFIGURAÇÃO CAVITÁRIA
SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO COMPÓSITO/DENTINA"

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Odontologia da
Universidade Potiguar, como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de
Mestre em Odontologia - Área de Concentração em Clínica Odontológica.

Data da Aprovação: 26/07/2007



Prof. Dr. Gustavo Augusto Barbosa Seabra - UFRN



Profa. Dra. Cláudia Tavares Machado - UnP



Prof. Dr. Alex José Souza dos Santos - UnP

NATAL
2007

DEDICATÓRIA

Primeiramente a **Deus**, criador e guia de todas as nossas ações e realizações.

Tudo que faço em minha vida é pensando em você, **Fernanda** (Nanda), minha esposa, amiga e companheira para todas as horas, sem você tudo seria em vão. Te amo!

Aos meus pais **José Valdir** e **Ana Lúcia**, pela educação essencial que me deu base para ser o que sou e apoio nas horas difíceis e nas minhas decisões durante a vida.

Aos meus irmãos **Eduardo**, **Rodrigo** e **Amaro** pelo companheirismo e ajuda nesta minha carreira.

Aos meus sobrinhos, **Pedro Henrique** (Pedrinho), **Vinícius José** (Vivico) e **Maria Júlia** (Juba), tio Moma ama vocês.

Aos meus Avós **Amaro Mano** e **Ignácia Gonçalves** (*in memória*) e **Manoel Vieira** (*in memória*) e **Neusa Moura**, pelos exemplos de vida que sigo até hoje.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Potiguar nas pessoas do seu **Excelentíssimo Chanceler Prof. Paulo Vasconcelos de Paula** e do **Magnífico Reitor Prof. Manoel Pereira dos Santos**.

À Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação nas pessoas de sua **Digníssima Pro-Reitora a Prof^a. Dr^a. Lecy de Maria Araújo Gadelha Fernandes** e da Gerente de Pesquisa a **Prof^a. Dr^a. Edja Maria Melo de Brito**, pelo apoio e dedicação em suas atividades.

Ao Curso de Odontologia da Universidade Potiguar na pessoa do seu Digníssimo diretor o **Prof. Dr. Tasso Gadelha Fernandes**.

À **Prof^a. Rejane Andrade de Carvalho**, coordenadora do Curso de Mestrado em Odontologia da Universidade Potiguar, área de concentração em Clínica Odontológica, pela firmeza e dedicação na condução dos trabalhos.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Alex J. Souza Santos**, homem de um conhecimento extraordinário na Odontologia, pessoa que nos empolga a aumentar nosso conhecimento na Odontologia. Hoje, se sou um pouco melhor que há dois anos atrás, agradeço a você, muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Rogério Dubosselard Zimmermann**, coordenador da pós-graduação em saúde da ASCES-PE, amigo e companheiro para todas as horas. A sua participação na minha carreira é fundamental.

Ao **Prof. Ms. Petrônio Martelli**, coordenador da graduação em Odontologia da ASCES-PE, pelo incentivo e orientação sobre qual caminho a ser seguido na carreira docente. Meu muito obrigado.

Ao **Sr. Paulo Muniz Lopes**, diretor-presidente da ASCES, instituição pela qual realizei minha graduação e me deu apoio para continuar minha história dentro da mesma, agora como docente.

A todos os **professores da ASCES-PE**, pela ajuda nas horas de minha ausência para realização do meu curso;

Ao corpo docente do Curso de Mestrado em Odontologia da UnP-RN, os professores: **Rosângela L. D'Ávila P. Daniel, Flávio Roberto Seabra, Cícero Gadê-Neto, Samira Albuquerque, André Ulisses Dantas, Cláudia Tavares Machado, Maria Goretti Freire de Carvalho, Alexandre Henrique de Moura Dias, Patrícia Teixeira de Oliveira, Ana Miryam Costa de Medeiros**. A colaboração de todos vocês foi imprescindível para o desenvolvimento de cada aluno deste curso.

Ao meu compadre **Rafael Valverde**, e toda sua família, pelo companheirismo nas idas e vindas no decorrer do curso, muitas coisas boas esperam por você.

Aos companheiros de apartamento, almoço e conversas ao longo desses dois anos de curso: **Ana Luiza, Rachel, Rafael e Vilmar**.

À minha amiga **Daniella Rocha**, pelo trabalho em comum que tivemos na realização deste estudo, valeu muito a pena.

Aos colegas da minha turma, **Lacet, Lílian, Luciana, Eliziane, Vânio, João, Patrícia, Lucy, Rosiane, Eva**, pela oportunidade de compartilharmos conhecimento neste período

A **todos os pacientes**, pessoas anônimas e desconhecidas e ao Banco de Dentes da ASCES-PE, pela doação dos elementos dentários, fundamentais para realização deste trabalho.

À Universidade Federal do Rio Grande do Norte–UFRN, Laboratório de Cimentos, representada pelos **professores Antonio Eduardo Martinelli e Dulce Maria de Araújo Melo**, pela permissão da utilização da estrutura do laboratório.

Ao CTGás, Laboratório de Ensaio de Materiais, representado por **Maxymme Mendes de Melo** e **Angélica Gilksana Souza de Lima**, pela colaboração no ensaio de tração na máquina universal de ensaios.

Às alunas de graduação **Priscila Alencar** e **Andressa Fabro** pela grande ajuda na parte experimental da dissertação.

À TORMEC, na pessoa de **Genilson**, pela confecção do aparato para realização do teste de microtração.

Aos amigos do Mestrado da 1ª turma, **Linalda, Mabel, Dewren, Cida, Sylvana, Carmem, Emília, Laurita, Henrique, Vandré, Cavalcante, Rodrigo** e **Vágner** pelo coleguismo e momentos de descontração que tivemos.

Ao mestrando da UFRN, **Júlio**, por sua ajuda no laboratório de cimentos.

A todos os **funcionários da UNP**, de forma geral, pela atenção e disposição em nos ajudar.

Às Secretárias da Pós-Graduação em Odontologia da UnP, **Gracinha** e **Vanízia**, por todo apoio e ajuda sempre que precisei.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

	Página
1. Introdução	17
2. Revisão de Literatura	
2.1 Tensão de Contração de Polimerização	21
2.2 “Camada Elástica” ou “Parede Cavitária Resiliente”	31
2.3 Adesão (Substrato, Adesivos e Camada Híbrida)	38
2.4 Testes Mecânicos para Avaliação de Resistência de União	50
3. Proposição	56
4. Metodologia	
4.1 Delineamento Experimental	58
4.2 Materiais Utilizados nos Testes	59
4.3 Seleção e Armazenamento dos Dentes	59
4.4 Preparação das Amostras	60
4.5 Confeção das Cavidades	62
4.6 Técnica Restauradora	65
4.7 Obtenção dos Espécimes	68
4.8 Ensaio de Microtração sobre a União Adesiva Dentina/Compósito	70
5 Resultados	
5.1 Ensaio de Resistência da União à Microtração	74
5.2 Avaliação da Perda de Palitos	78
6 Discussão	81
7 Conclusão	88
Referências	90
Anexos	97

RESUMO

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar o efeito do fator de configuração cavitária (fator-C) e do tipo de camada elástica sobre a resistência da união compósito-dentina. O esmalte oclusal de 50 molares humanos recém extraídos foi removido para expor uma superfície plana de dentina. As superfícies foram abrasionadas e planificadas com lixas de Carbureto de Silício - SiC (#300). Cavidades simuladas foram confeccionadas sobre a superfície plana de dentina. Para isso, foi utilizada uma matriz de silicone, num formato de tronco de pirâmide (dimensões de 5 mm de aresta menor, 6 mm de aresta maior e 5 mm de altura), utilizando o adesivo Single Bond e compósito TPH Spectrum (cor C3). Paredes de 3 mm de altura foram levantadas em volta da matriz e, assim, cavidades foram construídas em 4 diferentes configurações cavitárias, obtendo-se 5 grupos: G1-Controle ($F_c=0,29$), sem nenhuma parede circundante construída sobre a superfície plana de dentina; G2 ($F_c=0,57$), uma parede circundante construída sobre a superfície de dentina plana; G3 ($F_c=1,0$), duas paredes circundantes; G4 ($F_c=1,75$), três paredes circundantes e; G5 ($F_c=3,4$), quatro paredes circundantes. As cavidades foram combinadas a dois sistemas adesivos formando 10 grupos, 5 no sistema convencional Single Bond (SB) e 5 no sistema autocondicionante Clearfil SE Bond (CF), formando dois tipos diferentes de camada elástica (camada híbrida + camada de adesivo). Os grupos G1 (SB ou CF) foram usados como controle. Após a confecção das paredes, uma nova *smear layer* foi feita na parede de fundo das cavidades. As amostras foram restauradas usando o compósito TPH Spectrum (cor B1). Os adesivos foram utilizados de acordo com as orientações dos fabricantes. As restaurações foram seccionadas em uma cortadeira metalográfica de precisão para obtenção dos espécimes (palitos). Estes foram submetidos ao teste de microtração em máquina universal de ensaios (SHIMADZU), a uma velocidade de 0,5 mm/min até a ruptura. Os dados foram submetidos à Análise de variância ANOVA, pós-testes de Tukey, Dunnett e Correlação de Spearman ($\alpha=0,05$). As médias de resistência de união (MRU), expressas em MPa foram: G1 (36,32 - 31,81), G2 (14,62 - 9,25), G3 (10,48 - 10,51), G4 (9,80 - 5,19) e G5 (6,14 - 3,82), para SB e CF, respectivamente. Foram detectadas diferenças estatísticas entre as MRUs para os fatores "configuração cavitária" ($p<0,0001$) e camada elástica ($p=0,0027$), entretanto não apresentando para a interação entre eles ($p=1941$). Todos os grupos experimentais (de 1, 2, 3 ou 4 paredes circundantes) exibiram MRUs estatisticamente inferiores às apresentadas pelos grupos controles (G1). Em cavidades, o SB obteve desempenho superior ao adesivo autocondicionante. Concluiu-se que as MRUs são influenciadas pela configuração cavitária e pelo adesivo. A resistência de união exibida em cavidades tridimensionais foi inferior àquela produzida quando o adesivo foi testado em superfícies planas de dentina, com menores valores associados ao adesivo autocondicionante.

Palavras-Chave: Fator de Configuração Cavitária (Fator-C), Camada Elástica, Resistência de União, Microtração.

ABSTRACT

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate of the configuration factor (c-Factor) and elastic layers on dentin-resin bond-strengths. The occlusal enamel of fifty human third-molars was removed to expose a flat dentin surface. The dentin surfaces were ground flat using grit SiC sandpaper (# 600) under copious water cooling. Simulated cavities was confectioned on flat dentin surface using a silicon matrix with a three-dimensional shape of a trunk of pyramid (of 5 mm in smaller base side, 6 mm in biggest base side, and 5 mm of height). This matrix was positioned in the center of the flat surface, with the smaller base in close contact with the dentine. Resin walls of 3 mm height were made around of the matrix, using the Single Bond adhesive and TPH Spectrum composite (C3 shade), and forming 5 cavity models: G1-Control (Fc=0,29), without walls on flat dentin; G2 (Fc=0,57), one wall on flat dentin; G3 (Fc=1,0), three walls; G4 (Fc=1,75), four walls and; G5 (Fc=3,4), five walls. The cavities were associated to two elastic layers producing 10 groups: five with Single Bond conventional adhesive (SB) and five with Clearfil SE Bond self-etching adhesive (CF). A new smear layer was done on pulpal floor before cavity restorations. The samples were restored with TPH Spectrum composite (B1 shade) in a bulk-filling increment and the adhesive systems were used according manufacturer's instruction. The restorations were sectioned in metallographic to obtain approximately 6 bonded beams specimens of the cavity pulpal floor. The beams were submitted to micotensile bond strength test in a Universal Testing Machine (ShHIMADZU) in a traction cross-head speed of 0,5mm/min, until fracture. The data were analyzed using a Two-Way ANOVA, Tukey's Test, Dunnett's Test and Spearman Correlation ($\alpha=0.05$). The micotensile bond-strength means ($^{\circ}$ TBS) in MPa were: G1 (36.32 – 31.81), G2 (14.62 – 9.25), G3 (10.48 – 10.51), G4 (9.80 – 5.19) e G5 (6.14 – 3.82), for SB and CF, respectively. Statistical differences were detected among the TBS means for both cavity configuration ($p<0.0001$) and elastic layer ($p=0.0027$) factors, however the interaction was no significant ($p=1941$). All experimental groups presented lowers TBS means than control groups (G1, SB and CF). In cavity design, the SB show greater TBS values than CF self-etching system. In conclusion, the TBS depends on cavity configuration and adhesive systems. The bond strength in three-dimensional cavities were lower than when adhesive is tested in bi-dimensional cavity design (flat dentin surface), with lower means associated to self-etching adhesive.

Key-words: Configuration Factor (c-Factor), Elastic layer, Tensile bond strength.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A era adesiva teve como marco a descoberta do condicionamento ácido por BUONOCORE em 1955, tendo assim a possibilidade de se obter microretenções nas superfícies dentárias, com o intuito de se minimizar o desgaste da estrutura dental sadia pela utilização de materiais adesivos. Desde então, muitas pesquisas foram realizadas com o propósito de se promover uma união perfeita entre material restaurador e estrutura dental. Mais tarde, Bowen (1963) desenvolveu a resina composta, um material adesivo que, entretanto, necessitava de um composto intermediário para que se estabelecesse uma união estável com a estrutura dental, desenvolvendo-se então os sistemas adesivos.

Os compósitos são os materiais restauradores diretos mais estéticos e, apesar da constante evolução das pesquisas sobre este material, problema como a contração, ainda está sem uma solução definitiva. Após a inserção do compósito na cavidade, a contração deste pela fotoativação gera uma competição entre a tensão gerada e a resistência de união entre o compósito e o substrato (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987). Sendo esta tensão superior a resistência de união, poderá levar à formação de fendas na interface compósito-substrato (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984).

A magnitude da tensão gerada conforme Unterbrink e Liebenberg (1999) depende de vários fatores como: geometria da cavidade (configuração e volume), técnica de aplicação (técnica de inserção e fotoativação) e do material restaurador (relacionado ao seu módulo de elasticidade, composição de monômeros e tipo de ativação).

Nesse sentido, o desafio da dentística restauradora é impedir que essa tensão gere fendas na interface dente-material restaurador. Isso poderá ser alcançado com os avanços no conhecimento dos substratos dentários e com a evolução dos materiais, principalmente na dentina pois, conforme Phrukkanon, Burrow e Tyas em 1999, a formação de uma camada híbrida efetiva é alcançada pela difusão de monômeros entre

as fibras de colágeno, sendo o mecanismo principal de união dos sistemas adesivos. Porém, esta superfície rica em colágeno pode desmoronar durante a secagem da dentina após a lavagem do ácido. Caso haja o colapso das fibras colágenas, os monômeros resinosos podem não penetrar completamente na malha de colágeno exposto, formando uma zona na base da camada híbrida onde o colágeno foi exposto e não envolvido pelo sistema adesivo. Essas zonas pobres em adesivo na base da camada híbrida podem ocorrer também quando o ácido desmineraliza uma profundidade maior de dentina que o adesivo pode preencher. Esse colágeno sofrerá hidrólise levando a falhas de união nas margens da restauração.

Devido à complexidade da técnica, os sistemas adesivos foram evoluindo, se dirigindo para um processo de aplicação simplificada. Tendo por objetivo evitar o colapso da rede de colágeno e evitar zonas de colágeno exposto não envolvido por adesivo e simplificar a técnica clínica, os sistemas chamados de autocondicionantes foram desenvolvidos. Nestes, ocorre simultaneamente o condicionamento tecidual e o molhamento e impregnação do colágeno exposto. Como a desmineralização ocorre simultaneamente ao preenchimento dos espaços interfibrilares, não haverá o risco de zonas na base da camada híbrida que sejam pobres em adesivo (TAY e PASHLEY, 2001).

Embora ocorra uma simplificação da técnica utilizando sistemas adesivos autocondicionantes ao invés dos sistemas adesivos convencionais, os autocondicionantes promovem formação de uma camada híbrida delgada entre 0,5 a 1,5 μm , porém, não necessariamente perdendo adesividade (CARVALHO, 1996). Os agentes de união são responsáveis pela diminuição da tensão de contração, devido ao baixo módulo de elasticidade da camada do adesivo, assim como, da própria zona de interdifusão resina/dentina (KEMP-SCHOLTE E DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). De acordo com Choi, Condon e Ferracane (2000) a utilização de uma camada mais espessa de adesivo, assim como, a inserção de uma camada de compósito de baixa viscosidade como forrador resinoso (SWIFT Jr. *et al.*, 1996; UNTERBRINK e LUEBENBERG, 1999) demonstra um resultado satisfatório com

relação à estabilidade da interface de união dentina/compósito. Nesse sentido, especula-se que camadas híbridas mais delgadas, como as que ocorrem nos sistemas autocondicionantes, poderiam não ser tão vantajosas na competição entre as forças de união e as tensões de contração de polimerização.

No que diz respeito ao controle da dor pós-operatória e ao sucesso clínico das restaurações em compósito, um dos fatores responsáveis pela minimização dos problemas clínicos é a estabilidade da interface de união compósito/dente. Alguns procedimentos visam minimizar as tensões geradas na interface durante o procedimento restaurador: aumento no número de camadas de adesivo, utilização de adesivos com carga e associação de sistema adesivo com compósito de baixa viscosidade como forrador resinoso. Nesse sentido, o propósito desse estudo foi avaliar o efeito do tipo de sistema de união (autocondicionante ou convencional) sobre resistência de união entre dentina e compósito, diante de cavidades com diferentes configurações cavitárias.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tensão de Contração de Polimerização

Em estudo realizado por Davidson, De Gee e Feilzer, em 1984, comparou-se o desenvolvimento da resistência de união dentina-compósito e a tensão gerada pela contração de polimerização em função do tempo de polimerização, em modelos lineares e tridimensionais, sendo, neste último avaliado a adaptação marginal da interface dente-compósito. Usaram um compósito quimicamente ativado, Silar, um compósito fotoativado, Silux, e um adesivo dentinário, Scotchbond (3M-ESPE). Foram produzidas tiras de dentes bovinos com espessura de 2,0 mm, colocadas em tensilômetro que consistia em duas terminações: a inferior, onde se colocaram amostras de dente bovino; a superior, que era preenchida com compósito conectado à célula de carga. A tensão de contração era registrada do início ao fim do processo de polimerização, sendo a resistência de união determinada em velocidade constante de 0,2 mm/min. e cada experimento era repetido 5 vezes. Os resultados indicaram que, quando os modelos testados foram os lineares, tendo uma direção da contração de polimerização determinada, a resistência de união substancial dentina-compósito era formada. Tendo como resultante um maior valor da resistência de união em relação à tensão gerada pela contração de polimerização, devido à deformação apresentada pelo compósito no estágio inicial de polimerização. No experimento tridimensional não houve esta relação, sendo a resistência de união menor que a tensão de contração, provavelmente devido à menor deformação verificada pelo compósito em função da restrição deste pelas paredes da cavidade.

Feilzer, De Gee e Davidson, em 1987, relacionaram o fator de configuração cavitária (Fator C), com o desenvolvimento da tensão no processo de polimerização. Para isso, utilizaram um aparelho constituído de dois discos metálicos, idênticos, colocados em posição paralela, oposta, com 5, 10 e 15 mm de diâmetro, sendo o superior conectado à célula de carga. A variação entre o diâmetro e a distância entre os discos no aparelho resultou em diferentes valores para o fator-C do experimento, sendo

considerada superfície aderida às regiões de união disco-compósito e superfície livre a região cilíndrica da amostra. Foram utilizados os compósitos quimicamente ativados Silar e P10, ambos da 3M-ESPE, sendo manipulados de acordo com instruções do fabricante. A tensão foi registrada pelo período de 30 minutos ou até que houvesse falha no experimento. Os resultados encontrados revelaram que, em restaurações com fator $C \leq 1,0$, a deformação do compósito ao longo da superfície livre e a conseqüente liberação da tensão gerada foi suficiente para preservar a união. Neste caso, a tensão gerada no processo desenvolveu-se lentamente e foi menor ou aproximada ao valor de resistência de união da amostra. Todas as amostras que possuíam fator-C maior que 2,0 falharam coesivamente, sendo que quanto maior o fator-C utilizado, maior era a tensão produzida no experimento, juntamente com a menor capacidade de deformação do compósito.

Feilzer, De Gee e Davidson, em 1990, estudaram a formação das tensões geradas pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em amostras com Fatores de Configuração distintos e a liberação desta tensão pela deformação do material. Fizeram uso de quatro compósitos quimicamente ativados com os quais foram produzidas amostras cilíndricas colocadas na máquina (Instron 6022) composta de dois discos metálicos de diâmetro 10 mm. A variação da distância entre os discos promoveu os diferentes valores de Fator-C avaliados: 0,5; 2,0; 2,5 e 5,0. Após a inserção do material a tensão gerada foi registrada desde o tempo zero até 60 minutos após o início do teste. A tensão total e tensão liberada por deformação foram então calculadas. Os resultados encontrados mostraram que, para o Fator-C = 0,5, nenhum dos materiais em estudo desenvolveu tensão que superasse a resistência da união compósito-disco. A porcentagem de liberação de tensões por relaxamento neste caso para os materiais em estudo variou de 65% a 92%. Os casos nos quais o fator- C era mais elevado, verificaram falhas decorrentes da deformação limitada. A porcentagem de liberação de tensões por relaxamento caiu para valores médios de 35%, sendo que nos casos com fator $C = 5,0$ não foi verificada liberação de tensões. Concluíram que o percentual de liberação de tensões por deformação é material e configuração - dependente e nos

casos em que se verifica baixo fator-C, a deformação contribui consideravelmente na liberação da tensão gerada pela contração de polimerização do compósito.

CARVALHO *et al.*, em 1996, realizaram revisão literária sobre a ocorrência e intensidade da tensão gerada durante o processo de polimerização, a influência desta e a importância de sua liberação. A intensidade da tensão gerada, segundo o trabalho, está relacionada a diferentes configurações da cavidade, entre outros fatores. Concluíram que o grau de deformação do compósito durante a polimerização é determinado pelo material e também pelo fator configuração da cavidade, fator-C. Se não é observada falha coesiva dos materiais e as paredes da cavidade são consideradas rígidas, a única maneira viável de liberação da tensão gerada pela contração de polimerização é a deformação plástica do material pelas superfícies livres, não-unidas. Quanto menor o fator-C, menor será a competição entre a resistência de união e as tensões geradas pela contração de polimerização. Em condições clínicas, restaurações com fator-C menor que 1 são as únicas capazes de resistir à tensão gerada. Já em relação ao material, quanto menor for a capacidade deste de se deformar, maior será a tensão de contração gerada. Assim, compósitos fotoativados que apresentam rápida e imediata reação de polimerização permitem menor deformação, comparada aos compósitos quimicamente ativados, estes com reação de polimerização mais lenta e, por isso, deformam-se mais e têm, em consequência, maior liberação de tensões.

Davidson e Feilzer, em 1997, revisaram na literatura aspectos relacionados a estabilidade dimensional dos compósitos. A contração de polimerização se relaciona com o módulo de elasticidade do material e sua habilidade de deformação, assim como com a situação em que ela ocorre, livre ou restrita. Em situação clínica, o material restaurador está confinado e sujeito à contração em uma situação restrita. Por estar aderido às estruturas rígidas, tensões são geradas ao longo das paredes podendo ocasionar falha coesiva, aumento de porosidade ou perda de coerência interna. A magnitude da tensão está relacionada às propriedades visco-elásticas do material e a condescendência das estruturas circundantes. Os métodos de controle da tensão

gerada e sua liberação estão relacionados à geometria da cavidade e conseqüente fator-C e utilização de materiais, de baixo módulo de elasticidade, capazes de absorção de tensões. A modulação do processo de fotoativação já demonstrou, experimentalmente, menor dano à interface restauração – estrutura dentária sem causar influências nas propriedades físicas do material.

Em revisão de literatura, realizada em 1997, Peutzfeldt avaliou a história dos monômeros utilizados ao longo do desenvolvimento dos compósitos. A matriz resinosa exerce importante influência nas propriedades dos compósitos, fator associado, principalmente, ao grau de conversão dos monômeros após a ativação. Atualmente, o sistema monomérico mais freqüentemente encontrado nos compósitos comercialmente disponíveis é baseado em Bis-GMA ou derivados. O Bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato) é o monômero difuncional com alto peso molecular, extremamente viscoso à temperatura ambiente e, portanto, necessita da adição de outros monômeros diluentes, de baixo peso molecular e alta funcionalidade, para a produção de pastas clinicamente aceitáveis e que tenham alto conteúdo de carga e boas propriedades de manipulação. Entretanto, a adição de monômeros diluentes, apesar de diminuir a viscosidade, aumenta o grau de conversão e contração de polimerização e provoca problemas relacionados à biocompatibilidade. Com o objetivo de melhorar propriedades, foi desenvolvido um derivado de Bis-GMA, o Bis-EMA (Bis-GMA etoxilado). Este monômero possui menor viscosidade e maior hidrofobicidade, o que lhe confere diminuição na sorção de água. Tal característica parece favorável, uma vez que a água provoca enfraquecimento da matriz resinosa, degradação hidrolítica da união matriz-partícula e conseqüente redução das propriedades mecânicas. A autora ainda discutiu as diversas tendências em pesquisa para desenvolvimento de sistemas monoméricos livres de contração ou com a liberação de flúor. Concluiu que os avanços na tecnologia de monômeros aumentam a longevidade de restaurações em compósito, expandindo a aplicação clínica desses materiais.

A redução nas tensões de contração de polimerização foi investigada por Condon e Ferracane, em 1998, através da adição de partículas de carga não aderidas. Foi verificada a tensão de contração de polimerização de um compósito microparticulado que teve como variação o tratamento das micropartículas: silanizadas, não silanizadas, tratadas com silano não funcional. Um compósito híbrido, contendo mistura de micropartículas e partículas pequenas, foi também testado. Para esse compósito experimental, as pequenas partículas de vidro foram silanizadas e as micropartículas apresentaram o mesmo tratamento descrito para o compósito microparticulado. Devido ao conceito de alta viscosidade com a resina associada à micropartículas não silanizadas é que o tratamento com silano não funcional foi incluído. O silano não funcional une-se às micropartículas e torna a superfície hidrófoba, produzindo massa menos viscosa por permitir melhor molhamento da partícula pela resina. Foram utilizados o fator-C de 3, para o compósito microparticulado, e o fator-C de 2, para o compósito híbrido de partículas pequenas. A tensão foi mensurada pela polimerização do compósito inserido entre placas montadas numa máquina de testes mecânicos. A força máxima foi verificada até 15 min. após a fotoativação. A adição de partículas silanizadas com o silano não funcional ao compósito resultou em redução de 50% da tensão de contração de polimerização. A adição de micropartículas não silanizadas não reduziu a tensão de contração. No compósito híbrido de partículas pequenas, a adição de micropartículas não silanizadas proporcionou redução de 30% na tensão de contração, ao passo que a adição de micropartículas tratadas com o silano não funcional não resultou em diminuição das tensões. Os autores concluíram que a contração dos compósitos pode impor altos níveis de tensão na interface de união e levar a falhas. Micropartículas não aderidas à matriz resinosa podem promover áreas de liberação de tensões internas, reduzindo significativamente a tensão de contração de polimerização nos compósitos odontológicos.

Para determinar a distribuição e magnitude das tensões internas resultantes da contração de polimerização de restaurações de compósito, Kinomoto e Torii, em 1998, usaram o modelo de análise fotoelástica. Cavidades tipo caixa (5 x 2 x 2 de

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

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

mas sua direção é predominantemente determinada pela qualidade da união e pela forma da cavidade.

O efeito da configuração cavitária, da profundidade da cavidade e da técnica restauradora foi avaliado por Yoshikawa *et al.*, em 1999. Cavidades Classe I foram utilizadas no experimento, sendo a configuração cavitária e a espessura remanescente de dentina analisadas quanto ao seu efeito na resistência da união dentina/compósito na parede de fundo da cavidade. O esmalte oclusal foi removido para expor uma superfície plana de dentina, que foi utilizada no grupo-controle. Cavidades (3x4 e 2 mm de profundidade) foram preparadas também em superfícies dentinárias livres de esmalte oclusal, promovendo fator-C igual a 3. Os dentes foram restaurados com Clearfil Liner Bond II, One Step e Super-Bond D Liner e com o compósito Clearfil Photo Posterior. Após 24 horas de armazenagem em água a 37 °C, os dentes foram verticalmente seccionados em 3 ou 4 fatias, de 0,7 mm² de área, que foram submetidas à contração. Todos os grupos exibiram maiores valores de resistência de união na dentina mais superficial. Os adesivos One Step e Super-Bond D Liner exibiram valores significativamente menores na dentina profunda de baixo fator-C. As cavidades tridimensionais de alta configuração cavitária (fator-C=3) proporcionaram valores de resistência de união de 21 a 35 % menores que em superfícies livres. Observações em MEV mostraram que o modo de falha dos espécimes de altos valores de resistência de união tenderam a falhas coesivas dentro da camada híbrida, enquanto os espécimes de menores valores exibiram falhas no topo da camada híbrida. Os autores concluíram que alguns adesivos podem não ser tão bons em dentina profunda por serem mais susceptíveis às tensões de contração de polimerização desenvolvida em cavidades de alto fator-C.

Unterbrink e Liebenberg, em 1999, realizaram revisão de literatura sobre a utilização de compósitos de alto escoamento como adesivos com carga. Os autores sumariaram, em ordem de importância, os principais fatores relacionados à tensão gerada pela contração de polimerização de compósitos odontológicos em restauração adesiva: (1) geometria da cavidade, fator de configuração cavitária (fator-C) e tamanho

da cavidade; (2) técnicas restauradoras, inserção incremental e técnicas de fotoativação e; (3) material restaurador, módulo de elasticidade e contração volumétrica. Os autores discutiram os atuais valores laboratoriais de resistência de união, a tensão de contração, agente adesivos de frasco único, adesivos com carga e aspectos relacionados às técnicas clínicas. A polimerização do material é influenciada pelo sistema ativador-iniciador pela composição monomérica, sendo que a tensão gerada pelo material durante a polimerização se correlaciona muito mais com o módulo de elasticidade do que com a própria contração do material, seja ela linear ou volumétrica.

Condon e Ferracane, em 2000, quantificaram a tensão gerada pela contração de polimerização numa região confinada, além de avaliar o efeito do monômero utilizado na redução do nível de tensões. Fez-se uso de máquina para testes mecânicos e do sistema adesivo Scotchbond MP (3M-ESPE), sendo a garra superior da máquina acoplada a uma célula de carga que realizava a mensuração da tensão gerada. A fotoativação foi realizada por 60 s, em ambos os lados da amostra, com o aparelho Optilux (Demetron Research Co.). O fator-C do experimento em questão foi igual a 1,0 e o monitoramento da tensão gerada foi realizado pelo período de 10 min após o fim da fotoativação, menos para o compósito quimicamente ativado Bisco 2 (Bisco), no qual esse tempo foi de 30 min. Foram utilizados compósitos microparticulados, miniparticulados (com partículas submicrométricas) e de partículas médias (com macropartículas) e um compósito quimicamente ativado. Os compósitos microparticulados produziram tensão significativamente menor que os compósitos miniparticulados e de partículas pequenas, nos quais não foi encontrada diferença estatística. Não houve diferença estatística entre o compósito quimicamente ativado e o compósito microparticulado. Alta correlação ($r^2 = 0,82$) foi encontrada entre o volume percentual de partículas inorgânicas e a tensão gerada no processo, sendo que quanto maior a porcentagem de carga presente, maior a tensão gerada no processo, fato possivelmente relacionado à maior rigidez e, conseqüentemente, menor deformação nos compósitos com alta concentração de carga.

Dauvillier, Arnts e Feilzer, em 2000, realizaram a revisão de literatura discutindo as propriedades dos materiais e técnicas de aplicação de maior importância no processo de diminuição das tensões de contração durante a polimerização de restaurações de compósito. O mais importante efeito da contração de polimerização é ocasionar a perda da união na interface dente-restauração, resultado em infiltração marginal e, ao final, a instalação de cáries secundárias. Assim, os autores discutiram a contração, a tensão gerada, a atenuação dessa tensão, as propriedades físico-químicas e o comportamento viscoelástico dos materiais, o fator de configuração cavitária, a influência de bases e da técnica incremental, além do efeito da expansão higroscópica. Apesar de todos os esforços no sentido de minimizar os efeitos da contração, ainda não existe material ou método capaz de garantir restauração durável e livre de infiltração.

Em 2001, Armstrong, Keller e Boyer testaram o conceito de parede elástica utilizando adesivos de diferentes módulos de elasticidade, associados a baixo e alto fator-C, e submetidos a período curto ou longo de estocagem em água. Dois modelos cavitários, ambos em dentina oclusal, foram utilizados: um em superfície lisa livre e um em cavidade tipo caixa. Cavidades Classe I foram preparadas em 20 dentes humanos aleatoriamente selecionados medindo 4 mm de diâmetro buco-lingual, 6 mm mesio-distal e 1,8 mm de profundidade. Essa dimensão produziu cavidades de fator-C igual a 2,5. Outros 20 dentes foram preparados para expor a superfície lisa livre da dentina oclusal, de fator-C menor que 0,5. As restaurações foram confeccionadas com o compósito Prodigy, usado em associação com o adesivo Optibond FL (com carga) ou com o adesivo experimental Optibond (sem carga). Dois tempos de armazenamento foram testados: 30 e 150 dias. O teste de microtração foi utilizado para avaliar a resistência de união na parede de fundo das cavidades. Os dentes foram levados à cortadeira metalográfica para confecção de palitos de aproximadamente $1,5 \text{ mm}^2$. As áreas de união foram então reduzidas para $0,51 \text{ mm}^2$, em média. Os espécimes tiveram remanescente de dentina maior que 1,5 mm. Os espécimes foram montados na máquina universal de ensaios mecânicos e o teste foi realizado com velocidade de 1mm/min até a falha. A tensão requerida para falha (MPa) foi calculada dividindo-se a

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

2.2 “Camada Elástica” ou “Parede Cavitária Resiliente”

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

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

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

Swift Jr. *et al.*, em 1996, avaliaram se a aplicação de compósitos de baixa viscosidade melhoraria o desempenho de sistemas adesivos quanto à infiltração marginal em cavidade Classe V. As restaurações confeccionadas tiveram margens oclusais em esmalte e margens gengivais em dentina/cimento. Cinco sistemas adesivos foram testados: All Bond 2, Clearfil Liner Bond 2, Optibond, Prime & Bond e Scotchbond Multi-Purpose. Em metade das cavidades, os adesivos foram aplicados às cavidades de acordo com as recomendações dos fabricantes, em outra metade receberam uma camada dos compósitos de baixa viscosidade Optibond FL Adesive ou Protect Liner F. Todas as cavidades foram restauradas com o compósito Z100. Os espécimes foram corados com solução corante de nitrato de prata a 50% para posterior avaliação da infiltração marginal através de escores de 0-3. Os resultados mostraram tendência de menor infiltração nas margens com o adesivo Optibond e o Clearfil Liner Bond 2. Encontraram que a infiltração marginal para o Scotchbond Multi-Purpose foi estatisticamente reduzida quando o adesivo foi associado com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F. Os autores concluíram que os sistemas adesivos designados para uso com camadas intermediárias de compósitos de baixa viscosidade geralmente tiveram menor infiltração marginal.

O módulo de elasticidade, a contração de polimerização e a cinética de contração de vários materiais resinosos, incluindo compósitos convencionais, de baixa viscosidade e adesivos com e sem a adição de carga, foram investigadas, em 1999, por Labella *et al.* O módulo de elasticidade foi determinado através da análise do período fundamental de vibração. A contração de polimerização foi determinada utilizando o teste protótipo AcuVol (Bisco). Amostras de 5-15 μ L de material não polimerizado foram colocadas no cilindro rotativo de Teflon. A imagem das amostras foi captada pela vídeo-

câmera digital antes e após a polimerização, e a diferença entre as imagens determinou a contração volumétrica. A cinética de contração foi avaliada em corpos-de-prova com formato de disco com 8 mm de diâmetro e 1,5 mm de altura colocados entre duas lamínulas acopladas à sonda laser. A contração de polimerização causava deflexão do sistema promovendo deslocamento vertical de lamínula, o que era verificado pela sonda a laser. As amostras eram monitoradas durante 250s, incluindo o período de fotoativação de 40s. Como resultados, os autores obtiveram valores de módulo de elasticidade entre 4,5 e 22,3 GPa, sendo que os compósitos de baixa viscosidade apresentaram, de modo geral, módulo significativamente menor que os compósitos convencionais. A contração de polimerização dos materiais variou entre 1,9 a 13,5, com os compósitos de baixa viscosidade apresentando valores superiores aos dos compósitos convencionais e inferiores aos dos adesivos. Os autores apontaram para o uso dos compósitos de baixa viscosidade na absorção de tensões na interface de união. Apesar da maior contração, o módulo de elasticidade é reduzido e torna o material mais flexível, o que lhe confere características favoráveis à preservação da integridade da interface dente-restauração. Com relação à cinética de contração, os autores concluíram que essa é uma característica específica para cada material, não sendo possível identificar classes de materiais de acordo com esse parâmetro.

Com o objetivo de mensurar a tensão de contração de polimerização relacionada à espessura da camada de adesivo, Choi, Condon e Ferracane, em 2000, realizaram um estudo no qual variaram sistematicamente a espessura da camada de adesivo correlacionando seus efeitos sobre a redução das tensões e microinfiltração. Para o teste da tensão gerada, a força de contração máxima do compósito Herculite XRV foi medida em tensilômetro acoplado a um transdutor quando a espessura do adesivo dentinário Scotchbond Multi-Purpose variou de 20 a 300 μm . O controle do fator C foi feito através da variação do diâmetro e altura das amostras, possuindo-se assim dois grupos, um com fator C igual a 2 ($C = 2,0$) e outro com fator C igual a 3 ($C = 3,0$). A fotoativação foi realizada com dois aparelhos simultaneamente, um de cada lado, pelo tempo de fotoativação de 60s, registrando-se a tensão gerada no tensilômetro pelo período de 15 min após a fotoativação. Para o teste de infiltração marginal, o compósito

foi inserido em cavidades Classe V (fator-C= 2 e 3), preparadas na face vestibular de incisivos bovinos, após a aplicação das diferentes espessuras de adesivo. A infiltração foi medida qualitativamente através de médias de penetração do corante nitrato de prata, com escores de 0-4. Os resultados apresentaram que, primeiramente, a tensão gerada pela polimerização no grupo com fator-C =3,0 foi significativamente maior do que a obtida no grupo com fator-C =2,0. Dentro do grupo de fator-C=3,0, observou-se a diminuição significativa de 17 % na tensão, para duas camadas de adesivo em comparação com camada única, e redução adicional de 13 % na tensão entre três e duas camadas de adesivo. Os autores concluíram que quanto maior for o Fator-C mais rápida e mais intensa é a tensão gerada pela contração de polimerização e que essa tensão (assim como a infiltração marginal) diminui significativamente com o aumento da camada de adesivo.

Tam, Khoshand e Pilliar, em 2001, avaliaram o efeito de diferentes camadas de adesivo na resistência à tração das interfaces dentina/compósito. Os autores avaliaram: dois grupos com camada de adesivo sem carga (All Bond 2), um com secagem com jato de ar por 2s e outro não; um grupo com duas camadas de adesivo sem carga (All Bond 2), sem receber a secagem com jato de ar; dois grupos com adesivo com 10% de carga em peso (Clearfil Liner Bond 2), um sem secagem e o outro de acordo com a orientação do fabricante; dois grupos com adesivo com 45% de carga em peso (PermaQuick), um com secagem e outro de acordo com a orientação do fabricante. Os autores não encontraram diferenças entre os valores para uma camada, uma camada com secagem ou duas camadas do adesivo sem carga All Bond 2. Os resultados mostraram que os maiores valores foram associados ao adesivo com 45% de carga, PermaQuick, que exibiu camada mais espessa de adesivo e boa formação de camada híbrida. Os autores concluíram que o método de aplicação do adesivo sem carga não influenciou os valores de resistência à fratura na interface de união dentina-compósito e que o adesivo com 45% de carga melhorou as propriedades da interface dentina-compósito com relação à resistência da união e selamento dentinário após a fratura.

O efeito da espessura de camada de adesivo sobre a resistência da união dentina-compósito foi avaliado por Zheng *et al.* em 2001. Dois adesivos de características diferentes foram utilizados formando variadas espessuras de camada. O Single Bond (SB) contém etanol e água como solventes e é aplicado utilizando a técnica da dentina úmida. O Liner Bond 2V (LB) não contém solventes e é aplicado após o tratamento com o seu primer “autocondicionante”. Quarenta e seis molares humanos tiveram sua superfície oclusal planificada para que a união fosse realizada em superfície de dentina lisa livre. Sucessivas camadas de adesivos foram aplicadas para variar a espessura da camada formada. Os resultados foram, para o SB μm (MPa): <7,5 (34,0)a, 7,5-25(34,7) a, 45-50 (30,4)ab, 60-85 (28,7)b, 120-290 (20,3)c, 300-430 (11,1)d; e para o adesivo LB, μm (MPa): 5-30 (31,4)a, 150-260 (34,0)a, 300-470 (45,6) e, 500-580 (48,7)e, 700-870(56,8)f, 1100-1500 (57,1)f. Os autores concluíram que os valores de resistência de união com o SB diminuíram a partir do aumento acentuado da camada de adesivo, enquanto o aumento da espessura de camada do adesivo LB foi diretamente proporcional aos seus valores de resistência de união. Os autores acreditam que os piores resultados obtidos com o aumento da camada de SB podem ser devido ao efeito de monômeros residuais.

Youssef *et al.* em 2001, analisaram a resistência de união à dentina de resinas compostas associadas a dois sistemas adesivos, com carga (Optbond Solo – Kerr) e sem carga (Single Bond – 3M/ESPE). Para este estudo foram utilizados terceiros molares humanos hígidos, incluídos em resina acrílica e desgastados na face vestibular até exposição da dentina no sentido longitudinal. Foram divididos 4 grupos de 20 unidades. Cones de resina composta (Prodigy – Kerr e Z100 – 3M) foram confeccionados, por incrementos e fotoativados por 40 s cada, na parede de dentina através de uma matriz de teflon cônica. Após o condicionamento ácido procedeu-se a aplicação dos sistemas adesivos. Nos grupos 1 e 3, foi aplicado Optibond Solo, sendo em seguida polimerizado por 20 segundos (Ultralux - Dabi-Atlante). Nos grupos 2 e 4, foi aplicado o Single Bond, em duas camadas, com secagem por jato de ar leve por 2 s e em seguida polimerizado por 10 s. A aplicação dos adesivos foi realizada com o auxílio de microbrush. Após a confecção dos grupos, os corpos-de-prova foram

submetidos a testes de tração numa máquina de ensaios Universal Mini-Instron 4442, a uma velocidade de 0,5 mm/min. A avaliação do tipo da fratura foi realizada com uma lupa de aumento em 7X (Magnifer FD20), classificadas em: Adesiva (A), descolamento total do cone; Coesiva (C), fratura do corpo da resina que ficava aderida à dentina e Adesiva/Coesiva (A/C) parte da resina destacada, com permanência de partes da resina aderida à dentina. O sistema adesivo, comparando as médias, Optibond Solo ($m = 11,03$) apresentou maior resistência de união à dentina que o Single Bond ($m = 8,37$). Já o fator resinas compostas, não obteve diferença estatisticamente significativa ($F = 0,43$) entre as duas resinas utilizadas (Prodigy = 9,38 e Z100 = 10,03), como também a grande maioria das fraturas ocorridas foi do tipo adesiva.

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

Öztaş e Ölmez, em 2005, avaliaram os efeitos de uma aplicação adicional de um sistema adesivo autocondicionante. Neste estudo foram utilizados 14 molares hígidos, limpos imediatamente após a extração e armazenados em solução de timol a 0,2% durante um mês. As raízes foram seccionadas a uma distância de 2 a 3 mm da junção amelo-cementária e remoção do tecido pulpar com instrumento afiado. Foi exposto o tecido dentinário na porção oclusal numa profundidade de 1 a 2 mm da junção amelo-dentinária com disco de carbureto #331L. A superfície de oclusal foi dividida ao meio no sentido vestibulo-lingual por uma matriz para avaliação dos dois sistemas adesivos ao mesmo tempo do sistema adesivo experimental Prompt-L-Pop (3M/ESPE, St. o Paul,

MN) e um sistema de controle (Single Bond, 3M/ESPE, St. o Paul, MN). Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos. Um grupo era condicionado uma metade da oclusal com ácido fosfórico a 35% por 15s, lavado por 20s e secagem com ar por 5s. Foi aplicada com microbrush a primeira camada de Single Bond e polimerizada por 10s, em seguida outra camada e polimerização por 10s. Na outra metade foi aplicado o sistema adesivo Prompt-L-Pop – uma camada - esfregando por 15s e polimerizado por 10s. No outro grupo, foram realizados os mesmos procedimentos, porém acrescentando mais uma camada do sistema adesivo Prompt-L-Pop e polimerizado por 10s. Todos os dentes foram restaurados com o compósito Filtek Z250 (3M/ESPE, St. o Paul, MN) por incrementos de 2 x 2 mm e fotoativado cada incremento por 40s até uma altura de 4 mm. Após os procedimentos restauradores, os espécimes foram preparados com ouro para se obter a leitura no microscópio eletrônico de varredura (MEV). Cada amostra foi analisada usando MEV (JEOL, JSM-840 UM), com uma voltagem de 15.0 Kv. Os examinadores mencionaram as densidades das camadas híbridas e fendas na interface em locais pré-determinados. Houve diferença estatística significativa entre o grupo controle (Single Bond) e os grupos experimentais ($p < 0,05$). Single Bond mostrou a melhor interface microscopicamente. O grupo de duas camadas do adesivo Prompt-L-Pop se comportou melhor que o grupo com uma camada apenas. Só no grupo do Single Bond, pôde se medir a espessura da camada híbrida (3,7 μm). Embora a camada híbrida não pudesse ser observada nos grupos com 1 e 2 camadas do sistema adesivo Prompt-L-Pop, se obteve uma boa obliteração dos túbulos dentinários.

2.3 Adesão (Substrato, Adesivos e Camada Híbrida)

A importância da penetração de monômeros resinosos no substrato dental e também os mecanismos de união dos monômeros HNPM (2- hidroxipropil metacrilato) fenil-P (ácido fosfórico fenil 2 metacriloxietil) e 4-META (4-metacriloxietil trimetilato anidro) aos tecidos duros foram esclarecidos por Nakabayashi, Kojima e Masuhara, em 1982. As superfícies de esmalte ou dentina foram condicionadas com mistura aquosa de 1% de ácido cítrico e 1% de cloreto férrico (1:1) ou 10% de ácido cítrico e 3 % de cloreto ferroso (10:3) por 30 s e lavados com água. Monômeros somente de MMA (monometil metacrilato) (I), ou 5% de 4-META em MMA (II) e TBB-O (tri-butil borano parcialmente oxidado) foram misturados com 1,0g de pó de PMMA (polimetil metacrilato) para preparar o cimento. Um cilindro de acrílico de 5 mm de diâmetro foi fixado perpendicularmente às superfícies de esmalte e dentina com o cimento. As amostras foram observadas em microscopia eletrônica de varredura. As superfícies dentinárias condicionadas com a solução 10:3 mostraram superfícies fraturadas perpendicularmente aos túbulos. Rachaduras na forma de cogumelos foram vistas na superfície dos túbulos e foram presumidamente formadas pela contração durante a polimerização da resina no túbulo. O autor relatou que a grande diferença entre o valor de 18 MPa para o cimento 4-META polimerizado com TBB-O e aquele de 5 MPa para o cimento MMA polimerizado com peróxido de benzoíla-amina terciária foi o resultado da penetração de monômeros na dentina intra e intertubular antes da polimerização. A infiltração de monômeros nos substratos dentais ocorreu apenas após a aplicação da pasta adesiva na dentina condicionada; e a polimerização é iniciada in situ pelo TBB-O. A análise em MEV sugeriu que os monômeros possuem afinidade pelo tecido dentinário, pois infiltram na dentina peri e intertubular. Os autores concluíram que os substratos dentais podem ser reforçados por monômeros biocompatíveis, contendo grupamentos hidrófobos e hidrófilos, que penetram nas irregularidades do substrato e, então, polimerizam-se.

O substrato dentinário bem como sua estrutura e as propriedades relacionadas à união foram discutidas por Marshall Jr. *et al.* em 1997. Os autores discutiram os componentes dentinários quanto à distribuição, união e propriedades mecânicas (dureza, resistência e propriedades elásticas). Foram abordadas, também, algumas variantes dentinárias como a dentina afetada por cárie, as lesões cervicais não cariosas, o conteúdo tubular da dentina vitalizada e a lama dentinária. Relatam progressos nos métodos de avaliação da dentina e sua desmineralização com ênfase no entendimento da estrutura e propriedades da dentina. Variações importantes nas propriedades relatadas puderam ser percebidas não somente em função dos métodos experimentais, mas também das diferenças inerentes às propriedades constituintes da dentina e sua relação com o componente úmido e desmineralização. Concluíram haver a necessidade de mais estudo no sentido de elucidar diferenças entre a dentina vitalizada e a não vitalizada, e a dentina de dentes extraídos. Ressaltam a importância de métodos sofisticados de estudo da dentina, para que possam proporcionar as informações necessárias sobre as relações estrutura/propriedade, otimizando assim, a união à dentina e melhorando muitos aspectos da odontologia restauradora e preventiva.

Van Meerbeek *et al.* 1998 realizaram uma revisão da literatura com o objetivo de avaliar o desempenho clínico dos sistemas adesivos atuais, estes divididos de acordo com o procedimento de aplicação clínica e mecanismo de adesão proposto pelos produtos, os quais são parâmetros de relevância clínica direta para efetividade clínica dos adesivos atuais. Os sistemas adesivos foram divididos de acordo com a forma de tratamento da *smear layer* produzida pelo preparo cavitário, três mecanismos de adesão à dentina estão atualmente em uso. Um grupo de adesivos de passo único (*All-in-one*) que modificam a camada de *smear-layer*, e incorpora-a com o sistema adesivo. Outro grupo de adesivos com dois passos clínicos são descritos conforme o tratamento da *smear layer*, sendo este grupo subdividido em três subgrupos: 1- modificam a lama dentinária e é composto de um *primer* e um adesivo; 2- dissolvem a lama dentinária, composto de um frasco contendo ácido e *primer* e outro o adesivo. Por fim temos o terceiro grupo dos sistemas adesivos que removem a *smear-layer* e contém três passos

clínicos: a - condicionamento ácido; b - aplicação do *primer* e c - aplicação do adesivo. O desempenho clínico de adesivos atuais melhorou significativamente, permitindo restaurações adesivas com resultado previsível de alto sucesso clínico. Os sistemas adesivos mais modernos são superiores aos antecessores, especialmente em termos de resistência de união que é a principal causa de fracasso clínico das restaurações. Mesmo com toda a evolução dos sistemas adesivos, nem os mais modernos parecem garantir restaurações hermeticamente seladas com margens livres de descoloração por muito tempo. São registrados altos valores, e constantes, de retenção clínica para os sistemas adesivos de hoje, que são elaborados para produzirem camadas híbridas qualitativas. Com a correta indicação e aplicação de cada sistema adesivo, os efeitos de algumas variáveis que interferem diretamente na estabilidade da união parecem ser reduzidos na efetividade clínica desses sistemas. Embora sistemas adesivos atuais devessem ser capazes de ocasionar uma boa estabilidade na união compósito-dente, existe ainda um fator que interfere diretamente nesta estabilidade, a tensão gerada pela contração de polimerização, esta responsável pela falta de integridade marginal e micro-infiltração nas restaurações adesivas. Para os autores, outro grande progresso da odontologia adesiva será esperado no desenvolvimento materiais com menor índice de contração de polimerização e coeficiente de expansão térmica o mais próximo possível do tecido dental.

Phrukkanon, Burrow e Tyas, em 1999, analisaram a influência da estrutura dentinária sobre a resistência de união resina/dentina e micromorfologia da interface, para dois tipos de sistemas adesivos (Single Bond e um sistema experimental). Utilizaram dentes pré-molares para os testes de resistência de união, no qual metade dos dentes foi usada para avaliação da resistência da união em superfície perpendicular à orientação dos túbulos e outra metade para avaliação da união em superfície paralela à orientação dos túbulos dentinários. Os espécimes foram preparados em forma de ampulheta de 1,2 mm de diâmetro. Avaliaram a resistência à tração em seis regiões diferentes de dentina: cúspide, fissura, vestibular, vestibular cervical, vestibular radicular, radicular média. Os autores obtiveram médias de resistência de união na dentina vestibular de 22,2 MPa, para a união a superfície

perpendicular à orientação dos túbulos, e de 18,3 MPa, para a união a superfície paralela à orientação do túbulos. Comparando essas duas orientações, para o adesivo Single Bond, encontraram diferenças estatísticas entre elas. Nas observações de interface de união, com dentina coronária, os autores não visualizaram diferenças na espessura da camada híbrida para ambas as orientações tubulares, espessura esta que ficou em torno de 4-5 μm para o adesivo Single Bond. De forma geral, concluíram que a orientação tubular não influenciou consistentemente a resistência de união resina-dentina.

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

Em 2002, Arrais e Giannini verificaram a estrutura e espessura de camadas híbridas em dentina desmineralizada ou sem condicionamento. Neste estudo foram utilizados 16 terceiros molares humanos, armazenados em solução de formalina a 2% por duas semanas. Os dentes foram limpos e guardados em recipientes com água destilada por 24 hs antes da experiência. As raízes seccionadas com disco diamantado (KG Sorensen) em baixa rotação e divisão das coroas no sentido méso-distal com ponta diamantada em alta rotação, tendo assim, 32 hemi-coroas. Então, o esmalte

oclusal era desgastado perpendicular ao longo eixo da coroa, deixando 2,0 mm de dentina plana, medidas por meio de um micrômetro digital (Starrett). A superfície dentinária foi friccionada com lixa de carbureto de silício – 600 – formando a *smear-layer*. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n = 8) que teve a aplicação de um adesivo de três-passos convencional (Scotchbond MP Plus), um adesivo convencional de dois-passos (Single Bond) e dois sistemas autocondicionantes (Etch & Primer 3.0 e Clearfil SE Bond). Cada sistema adesivo foi utilizado de acordo com os fabricantes, a resina composta, Z100 (3M) foi aplicada e fotoativada por 40 s. Os espécimes foram armazenados em água destilada durante 24 hs à 37°C. As superfícies axiais dos espécimes, através de secções mesio-distal, as fatias eram polidas em papel de óxido de alumínio lubrificado (600, 1000, e 1200) e diamante cola (6, 3, 1 e Mm de ¼) em uma máquina de polimento (APL-4 - Arotec). Para facilitar a visualização da camada híbrida no MEV, os espécimes foram condicionados por 5 s com ácido fosfórico a 37 %, os corpos de prova foram fixados em solução de Karnovsky e desidratado em solução acetona em concentração crescente (30, 50, 70, 90, e 100%) e por fim coberto por ouro (MED 010 - Balzers). Cada espécime foi examinado a uma ampliação de 2.000 X (DSM 940A. Zeiss) de forma que poderiam ser medidas as espessuras da camada híbrida. As medidas da camada híbrida são expressas em milímetro, e os valores da densidade eram estatisticamente por meio da análise de variância (ANOVA) e Tukey, ao nível de 5% de significância. Todos os sistemas adesivos testados formaram camada híbrida de maior ou menor espessura com diferenças estatísticas entre os sistemas, tendo o Schotbond Multi-porpouse Plus (7,41 ± 1,24 mm) a maior espessura de camada híbrida, seguido do Single Bond (5,55 ± 0,82 mm) e por fim os sistemas autocondicionantes: Etch & Primer 3.0 (3,86 ± 1,17) e Clearfil SE Bond (1,22 ± 0,45).

Em 2004, Borges, Marsílio e Rodrigues, avaliaram a resistência adesiva de um sistema adesivo de condicionamento total (Scotchbond Multi-Purpose Plus 3M/ESPE) e um sistema autocondicionante (Etch & Prime 3.0) em dentina bovina, 48 incisivos extraídos imediatamente após o sacrifício dos animais. Os dentes foram limpos, imersos em água destilada e conservados a uma temperatura de 18°C. As raízes eram

seccionadas no terço médio com disco diamantado e a polpa era retirada com limas endodônticas e o espaço da câmara pulpar era preenchido com cera utilidade. A espessura de dentina foi unificada em 2 mm. A superfície dentária era friccionada em uma lixa carbureto de silício umedecida nº. 80 até a exposição do tecido dentinário, e posteriormente polida em Politriz DP 10 (Struers, São Paulo, SP, o Brasil) seguindo a seqüência de lixas nº. 320, nº. 400 e nº. 600. Os espécimes foram divididos em dois grupos de 24 dentes cada. Grupo 1, recebeu o adesivo Scotchbond Multi-Purpose (SMPP) e o grupo 2 o adesivo Etch & Prime 3.0 (E&P) de acordo com as instruções do fabricantes. Uma matriz cilíndrica de teflon com 4 x 4 mm foi adaptada a cada espécime para inserção da resina composta Z100 (3M/ESPE). A inserção da resina foi realizada em duas camadas, cada camada fotoativada por 40s (Degulux, Degussa, Hülls, Hanau, Alemanha,; 600 mW/cm²). Os dois grupos foram divididos em dois subgrupos (A e B). O subgrupo A (n = 12) era testado depois de 24 horas e o subgrupo B (n = 12) foi submetido a 500 ciclos térmicos, entre 5 °C e 55 °C, com intervalo de 30 segundos (Ética Equipamentos Científicos, São, Paulo, SP, o Brasil) e então, testado. Os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento usando a máquina de ensaio universal (Modelo 4301, Instron Corp., Buckinghamshire, Inglaterra) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os dentes fraturados foram analisados por um estereomicroscópio (Stemi 2000C, Carl Zeiss, Jena, a Alemanha–20X). Os modelos de fratura foram classificados em três grupos: falha adesiva compósito-dentina, falha coesiva em dentina e falha mista (compósito/compósito-dentina/dentina). Através do teste estatístico ANOVA com dois fatores ($\alpha = 0,05$) revelou que os valores de resistência adesiva não apresentaram diferença estatisticamente significativa e que a termociclagem não influenciou a resistência adesiva proporcionada pelos materiais testados. Os grupos Scotchbond Multi-Use Plus apresentaram predominância de falhas adesivas e os grupos Etch & Prime 3.0 apresentaram maior quantidade de fraturas mistas.

Khosravi e Mousavi, 2005, avaliaram o efeito do condicionamento ácido prévio para dois sistemas adesivos autocondicionantes comparando a um sistema adesivo convencional. Foram selecionados sessenta dentes, pré-molares humanos extraídos por indicações ortodônticas e armazenados em solução de Timol a 0,1%, e realizados

preparos classe V com dimensões de 4 x 3 x 2 mm (altura-largura-profundidade). Os dentes foram sorteados aleatoriamente em cinco grupos com 12 espécimes cada grupo. No grupo 1 era aplicado o Clearfil SE Bond, o grupo 2 era condicionado as margens em esmalte com ácido fosfórico a 35% e posterior aplicação do Clearfill SE Bond, no grupo 3 era aplicado o sistema adesivo *i Bond*, já no grupo 4 realizou-se o condicionamento prévio com ácido fosfórico a 35% em esmalte antes do *i Bond*. O grupo controle ficou por conta da aplicação do sistema adesivo Scotchbond Multipurpose. Todos os espécimes eram restaurados em resina composta. Os dentes foram armazenados por 24 hs a 100% de umidade e termociclados. Os espécimes foram imersos numa solução marcadora de microinfiltração, e estes avaliados em uma escala de 0 a 2. Foram observadas diferenças significativas entre os grupos 1 e 3, 3 e 4 ($P < 0.05$) mas nenhuma diferença significativa entre os grupos 1 e 2, 1 e 5. Os achados sugerem que o condicionamento prévio do esmalte, ao uso dos sistemas adesivos autocondicionantes, melhoram o selamento marginal das restaurações.

Em estudo para avaliar a influência de umidade do substrato dentinário no comportamento clínico de dois sistemas adesivos de dentina, Perdigão, Carmo e Geraldeli, em 2005, selecionaram 35 pacientes com idade entre 24 e 63 anos apresentando dentes com lesões cervicais sem cárie de até 50% do ângulo cavo-superficial envolvendo esmalte, e não mais que 4 restaurações por paciente. Foram confeccionadas 128 restaurações e avaliadas por três operadores, dentistas com títulos de pós-graduação em Odontologia Restauradora. O delineamento experimental foi constituído por 4 grupos com tipos distintos de procedimentos restauradores. Grupo 1. NT/Úmido ($n = 32$): foram condicionados esmalte e dentina por 15s usando ácido fosfórico a 34% (Dentsply Caulk). Depois do enxágüe do ácido, foi colocada uma pelota de algodão umedecida na cavidade para aumentar a umidade. Prime & Bond NT foi aplicado na cavidade em quantidade satisfatória. A superfície tratada era secada por um leve jato de ar por 5s. Sendo o material fotoativado por 10s. Grupo 2. NT/Seco ($n = 31$): o tratamento da cavidade idem grupo 1. NT/Úmido, porém a umidade em excesso era anulada com um forte jato de ar (3 a 4 s) com a ponta da seringa tríplice afastada a 2 cm da superfície dentária. Grupo 3. SB/Úmido ($n = 33$): foram condicionados com

ácido fosfórico gel a 35% (3M ESPE) esmalte e dentina por 15s. O ácido foi enxaguado e colocada uma pelota de algodão umedecida para manutenção da umidade. O Single Bond foi aplicado em duas vezes consecutivas, leve jato de ar para eliminar o solvente e fotoativação por 10s. Grupo 4. SB/Seco (n = 32): tratamento inicial igual a o grupo SB/Úmido, porém era retirada a umidade com forte jato de ar (3 a 4 s) com a ponta da seringa tríplice a uma distância de 2 cm da superfície dentária. Todas as lesões foram restauradas com um microparticulado fotoativado (Filtek A110, 3M/ESPE). Foram inseridos incrementos de 1 mm. Cada incremento era fotoativado por 40s utilizando o Optilux 401 (Kerr/Demetron, Danbury, CT, o E.U.A.). Polimerizadas as restaurações, foi dado acabamento com discos de óxido de alumínio de abrasividade decrescente (Sof-Lex XT, 3M/ESPE). Caso o paciente tivesse mais de uma lesão, o mesmo adesivo era usado em todas as lesões, modificando de acordo com o protocolo úmido e seco. O tamanho das lesões não era significativamente diferente entre os quatro grupos restauradores (ANOVA, $p > 0,832$). Os procedimentos eram executados com anestesia local e isolados de acordo com as condições clínicas (com rolos de algodão-62% e dique de borracha-38%), distribuídos igualmente entre os quatro grupos. Não foi confeccionado nenhum tipo de retenção adicional nas cavidades, sendo apenas asperizadas com pontas diamantadas antes de se condicionar. Como resultado os autores encontraram que para o grupo 1 NT/Úmido apenas um dente teve sensibilidade após os 18 meses, os outros não estabeleceram sensibilidade, para o grupo 2 NT/Seco houve diferença significativa com relação a integridade marginal das restaurações, 25 restaurações tiveram alta taxa de coloração marginal e 3 restaurações em nível crítico de coloração marginal. No grupo SB/Úmido, 13 restaurações que estavam sensíveis na primeira avaliação, 5 permaneceram após os 18 meses além de ter a pior adaptação marginal entre os grupos. Já o grupo SB/Seco, assim como no grupo anterior, teve o pior índice de adaptação marginal, sendo 29 restaurações apresentando desadaptação marginal. O estudo concluiu que o nível de umidade (úmido) do substrato de dentinário em lesões cervicais não-cariosas não influenciam a retenção das restaurações, porém causa menos sensibilidade.

Recentes estudos sobre os tecidos dentários, esmalte e dentina, associados ao avanço na tecnologia adesiva, resultaram no aparecimento de muitos sistemas adesivos, onde existem aqueles que não precisam do condicionamento ácido prévio, todos os passos clínicos para a hibridização estão juntos, em um só produto. Em um estudo *in vitro*, Foong *et al.* (2006) avaliaram 119 faces de esmalte, vestibular e lingual, em molares humanos e armazenados em solução salina. As raízes foram removidas ao nível da JAC com disco diamantado resfriado com água, assim como foram também divididas as faces vestibular e lingual. O esmalte foi aplainado com lixas de carboreto de silício com granulação de 400 e 600, sempre irrigada. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em cada um dos 4 grupos (G1= Clearfil Protect Bond; G2= G-Bond; G3= Xeno III e G4= One Up Bond F) , após a divisão foi dado início a aplicação dos sistemas adesivos e restaurados de acordo com uma matriz de 0,8 mm de diâmetro e 1 mm de altura com a resina composta, Palfique Estelite (Tokuyama Corp., Japão), fotoativada por 40 s com luz halógena. Em seguida cada espécime foi examinado por microscópio com 10 x de ampliação para verificação de defeitos. Espécimes com inclusões de bolhas, brechas interfaces ou outros defeitos foram eliminados. Depois de armazenagem em 37°C durante sete dias, os espécimes foram submetidos aos testes mecânicos a uma velocidade de 1 mm/min até fracasso da união. Utilizou-se uma lâmina posicionada perpendicularmente a interface de união resina/dente (cisalhamento), como também, um arame (0,20 mm diâmetro) posicionado idem à lâmina, ambos aplicando força para separação do compósito estrutura dentinária. Para realização dos testes foi utilizada a máquina universal de ensaios (Mechmesin, Imperial 1000, Slinfold, Sussex Ocidental, REINO UNIDO). O modelo de fratura de cada espécime foi avaliado a 10X ampliação e teve a seguinte classificação. A–fracasso entre esmalte/resina; B–fracasso misto, uma combinação esmalte/resina fratura da resina; C–fracasso coesivo em esmalte (>50%) e D–100% fracasso aderente em esmalte. O G1 demonstrou os maiores resultados de força de união em relação aos outros grupos, o método do arame mostrou maior confiabilidade nos resultados que a lâmina.

Kenshima *et al.* em 2006, avaliaram o efeito do condicionamento, *tags* em resina e a camada híbrida formada por diferentes sistemas adesivos autocondicionantes aplicados sobre a camada de *smear layer*. Foi retirado o terço oclusal de cada um dos 54 terceiros molares utilizados, deixando 2mm de espessura de dentina restante. As superfícies foram submetidas à formação da *smear layer* de duas formas distintas, uma com lixa de carbureto de silício nº. 60 (*smear layer* fina – $3,58\mu\text{m} \pm 1,79$) e outra com nº. 600 (*smear layer* grossa – $1,37\mu\text{m} \pm 0,78$), em ambas as formas, as superfícies eram friccionadas por 60s. Após estes procedimentos foram mensuradas por meio de MEV as espessuras das camadas de *smear layer* obtidas. Cada sistemas adesivos, com acidez diferentes, utilizados foram utilizados de acordo com as instruções dos fabricantes (Clearfil SE Bond - moderado; Optibond Solo SE and Solo Plus - intermediário; Tyrian Self Priming Etchant + One Step Plus - forte; Scotchbond MultiPurpose Plus). Após a inserção de resina composta Z-250 (3M ESPE) nas superfícies de dentina tratadas pelos sistemas adesivos em teste, a formação dos *tags* e a camada híbrida foram analisadas por meio de MEV. Como resultados do efeito do condicionamento de cada sistema adesivo os autores tiveram que: o de nível ácido moderado dissolvia parcialmente a *smear layer* grossa se efetivando a dissolução na *smear layer* fina. O intermediário apresentava equilíbrio nas duas situações de *smear layer* encontradas e o forte era comparado ao condicionamento com ácido fosfórico a 35%, tanto para a *smear layer* grossa como a fina. Quanto maior a acidez do sistema adesivo autocondicionante maior foi formação dos *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários, só o sistema adesivo de poder ácido moderado, variou a quantidade e distribuição dos *tags* de resina quando variou a espessura da camada de *smear layer*, piorando seu rendimento quando esta espessura era a mais grossa. A espessura da camada híbrida entre os sistemas adesivos autocondicionantes aparentemente não foi afetada, embora haja uma distinção entre esses sistemas ($0,7-1,5\mu\text{m}$) e o sistema adesivo de condicionamento total ($4,2\mu\text{m}$). Não foi possível obter diferença nas camadas híbridas dos adesivos moderado e intermediário, mas o forte apresentou uma camada híbrida mais espessa. Os autores concluíram que o sistema adesivo de condicionamento total foi o único a conseguir altas densidades e distribuição uniforme

de *tags* de resina, e maior espessura de camada híbrida independentemente do tipo de *smear layer* formada.

Say *et al.* em 2006, avaliaram a resistência de união, através do teste de microtração, dois sistemas adesivos utilizados com duas formas de condicionamento dentinário, total e autocondicionante. Foram utilizados vinte terceiros molares livres de cárie armazenados em solução de timol. A parte do esmalte oclusal foi removida através de fricção com lixa de carbureto de silício nº. 180 e água corrente até a exposição total da parede dentinária pulpar, depois as superfícies de dentina foram friccionadas com lixa de carbureto de silício, agora nº. 600, para formação da *smear layer* e assim dando-se prosseguimento aos protocolos de aplicação de cada sistema adesivo testado. Dividiu-se em quatro grupos (One-Step Plus + condicionamento total - Uni-etch/Bisco; One-Step Plus + autocondicionante - Tyrian SPE/Bisco; One-Step + condicionamento total; One-Step + autocondicionante), após a hibridização dos dentes foi confeccionada restauração em cada dente com a resina composta Clearfil AP-X (Kuraray) em três incrementos, cada um fotoativado por 20s. Em seguida os dentes eram armazenados por 24hs em água destilada à 37°C e cortados em fatias de 0,7mm de espessura, formando ampulhetas, com auxílio de pontas diamantadas, com área média de 1mm². Os espécimes foram prendidos na máquina universal de ensaios (EZ-teste, Shimadzu) com cola a base de cianoacrilato (Zapit), em seguida realizou-se o teste de microtração a uma velocidade de 1 mm/min até que os espécimes fraturassem. Todos os espécimes foram capazes de serem testado. Os dados foram tratados estatisticamente pelo ANOVA two-way avaliando dois fatores: tipo de adesivo e técnica de aplicação e comparações múltiplas pelo pós teste de Tukey a um nível de significação de 0.05. Como resultados, os autores tiveram que houve significante diferença estatística pelo fator técnica ($p=0,000$), mas não pelo fator adesivo ($p=0,836$). A interação destes dois fatores eram significantes ($p=0.025$), indicando que as diferenças que existiram entre as duas técnicas (condicionamento total e autocondicionante) não eram dependentes do tipo de adesivo. As espessuras das camadas híbridas quando utilizado a técnica de condicionamento total ficou em média de 3 mm, assim como, utilizando a técnica de autocondicionamento que ficou com a

média de 3,5 mm. Os autores concluíram que não há nenhum efeito benéfico do uso do One-Step Plus em relação ao One-Step em ambas as técnicas de condicionamento utilizadas, porém a técnica de condicionamento total demonstrou maiores médias de resistência de união em comparação ao autocondicionamento (38,8 e 33,9 Mpa – 22,4 e 26,4 MPa respectivamente).

2.4 Testes Mecânicos para Avaliação da Resistência de União.

Sano *et al.* em 1994, avaliaram a relação entre a área de superfície testada e sistemas de união. Molares humanos selecionados tiveram suas superfícies oclusais desgastadas para se obter superfícies planas em dentina. Após o polimento da superfície com lixas (#600), fez-se o tratamento de acordo com o material selecionado (Scotchbond Multi- Purpose Plus – SBMP; Clearfil Liner Bond 2 – CLB ou Vitremer – VT). Após o armazenamento em água, por 24 h, obtiveram-se de cada amostra fatias de espessura entre 0,5 – 3 mm. A interface foi desgastada para se obter amostras na forma de “ampulheta” e, então, realizar o ensaio mecânico. O ensaio foi descrito como sendo microtração, teste de resistência da união dentina-compósito por tração de pequenas áreas. De acordo com os resultados pôde-se observar que quanto menor a área testada maior o valor de resistência obtido, sendo o CLB2 mais eficaz do que SBMP e VT. Os autores concluíram que a maior incidência de falhas foi do tipo adesiva, além de sugerirem que os corpos-de-prova deveriam ter área de no máximo 1,8 mm².

Os testes sobre a união dentina-compósito foram revisados por Pashley *et al.* em 1995, que discutiram questões como o substrato para adesão, as variáveis envolvendo o condicionamento, a estocagem, o fluido pulpar e a estabilidade da união à dentina. Questões relacionadas aos testes utilizados para avaliar a união também foram abordadas, tais como, os tipos de testes, as variáveis em teste e a manipulação do espécime e o modo de falha na interface testada. Vários relatos recentes têm focado a padronização de muitas das variáveis envolvidas nos testes da união. Os testes de resistência adesiva são bem discutidos e o ensaio de microtração tem suas vantagens e desvantagens descritas. Os autores ressaltaram ainda a necessidade de se dar mais ênfase à avaliações em dentina esclerótica ou afetada por cárie e as técnicas necessárias para se conseguir boa união a esses substratos clinicamente relevantes. Em conclusão, melhoramentos significantes nos procedimentos de união e materiais têm sido alcançados nos últimos tempos. Os valores de resistência de união em dentina estão tão altos quanto em esmalte e isso tem promovido a distribuição não uniforme das tensões ao longo da dentina. O desenvolvimento de novos sistemas adesivos tem

resultado em valores de resistência de união da ordem de 20-30 MPa. Para esses relativamente altos valores de união, os autores relataram tendências no aumento da quantidade de falhas coesivas em dentina.

Cardoso, Braga e Carrilho em 1998, avaliaram três tipos de testes mecânicos para avaliação da resistência de união compósito-dente utilizando três sistemas adesivos (Single Bond – 3M/ESPE; Scotchbond Multi-purpose Plus – 3M/ESPE e Etch e Prime 3.0 – DEGUSSA), neste estudo foram utilizados 30 molares humanos incluídos em resina acrílica autopolimerizável. Após a inclusão dos dentes, foi realizado cortes com disco diamantado nas faces proximais até a exposição do tecido dentinário, estas superfícies lixadas com papel impregnado com carbureto de silício com granulação 200 – 10 s – e 600 – 60 s. Um molde de silicone em forma cônica com 3 mm de altura foi fixado na dentina por meio de cianoacrilato, e preenchido com resina composta Z100 (3M/ESPE) em três incrementos fotoativado por 40 s cada, com unidade de luz halógena de 450 mW cm² de intensidade. Dez dentes foram divididos para cada sistemas adesivo, e após o procedimento restaurador foram armazenados em água destilada a 37°C por 24h. O teste de tração foi realizado em uma máquina de ensaios universal (Otto Wolpert-Wercke, Alemanha) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Para o teste de cisalhamento, em outra face restaurada do mesmo dente, foi utilizado um cinzel monoângulado perpendicular ao longo eixo do cone de resina com a mesma velocidade para o teste de tração. Uma terceira superfície de dentina foi exposta e restaurada, sem o molde de silicone, de acordo com o grupo até 5 mm de altura para realização de cortes e confecção dos palitos retangulares, e área de 0,25 mm² para o teste de microtração. O número de palitos de cada dente variou, em função do tamanho e forma da câmara de pulpar. O Ensaio de microtração foi executado em uma máquina universal de ensaio (Kratos Dinamômetros, Brasil) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os palitos foram presos no anteparo da máquina com cola a base de cianoacrilato e o teste foi realizado até a fratura. Todos os testes avaliaram os três tipos de sistemas adesivos da mesma maneira. Quanto ao teste de microtração, nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os sistemas adesivos (p = 0,35). Contudo os autores observaram uma tendência de maior resistência para o Single Bond, enquanto o Etch&Prime 3.0 a

menor. Com o teste de cisalhamento os resultados dos sistemas Single Bond e Scotchbond Multi-purpose Plus mostraram semelhanças estatísticas ($p= 0,05$). O coeficiente de variação se mostrou mais baixo para o teste de microtração em relação ao teste de tração.

Carrilho *et al.* em 2002, avaliaram a resistência adesiva de quatro sistemas adesivos, com composições diferentes, em dentina. Foi utilizado doze dentes terceiros molares com o esmalte oclusal removido, expondo uma superfície plana de dentina, na qual foram realizados os procedimentos de adesão. Os grupos foram divididos considerando-se o sistema adesivo e a resina composta a serem empregados: Grupo 1 - Single Bond + P60 (SB); Grupo 2 - Bond 1 + Surefil (B1); Grupo 3 - Prime & Bond NT + Alert (NT) e Grupo 4 - Prime & Bond 2.1 + TPH (2.1). Após 24 h de armazenagem em água destilada a 37°C, foram feitos cortes longitudinalmente, perpendiculares entre si, para obtenção dos espécimes em forma de palito com área de 0,8 mm² de área e 10 mm de comprimento, em média. O teste escolhido para verificação da resistência de união foi o de microtração. A análise de variância ($\alpha = 0,05$) demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência obtidos pelos quatro adesivos, embora a análise dos espécimes que sofreram fratura precoce tenha evidenciado menor sensibilidade para o sistema SB, onde esta perda pode estar associado ao processo de hibridização durante o procedimento restaurador. Os valores de resistência adesiva registrados com qualquer sistema adesivo testado são sempre satisfatórios, quando os mesmos estudos utiliza o teste de microtração para testar os mesmos materiais, mas diferem radicalmente dos valores obtidos quando empregados os testes de cisalhamento ou tração convencional. Uma vez que os espécimes preparados para os testes de cisalhamento e tração convencional apresentam uma área de adesão com secção transversal, em média, dez vezes maior do que a área de um espécime preparado para o teste de microtração, estando esta área susceptível a um procedimento adesivo em substrato mais heterogêneo e conseqüentemente, que contenha maior número de defeitos, intrinsecamente relacionados a adesão. A concentração de tensões, ao redor destes defeitos, poderá ocasionar fraturas com valores de resistência mais baixos. Com o teste de microtração, a probabilidade de que

a interface de união contenha defeitos é menor, aumentando-se, portanto, os valores nominais de resistência.

De Munck *et al.* em 2003, avaliaram a efetividade de sistemas adesivos autocondicionantes, de passo único e passo duplo em comparação a sistemas de condicionamento convencional. Foram utilizados 55 terceiros molares livres de cárie. Realizaram-se dois tipos de corte: um no terço oclusal para obtenção de uma superfície plana de dentina e outro longitudinalmente no sentido méso-distal obtendo dois fragmentos de esmalte. Os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com as instruções de cada fabricante. Após os procedimentos adesivos, restaurações de compósitos foram realizadas para que se procedesse aos cortes dos dentes e obtenção dos espécimes (palitos) com área média de 1 mm^2 , esses submetidos ao teste de microtração a uma velocidade de 1 mm/min . Observou-se que houve perda de espécimes durante a preparação, enfatizada nos dentes que utilizaram os sistemas adesivos autocondicionantes. Com isso os autores decidiram atribuir o menor valor encontrado nos teste de resistência de união para os palitos perdidos, pois a não obtenção de espécimes com valores de resistência de união suficientes pára suportar o corte dos espécimes indica que possa ter ocorrido dois problemas: falha técnica e baixa resistência de união real do sistema adesivo.

Inoue *et al.* em 2003, avaliaram através do teste de microtração a resistência adesiva de 10 tipos de sistemas adesivos, sendo 3 autocondicionantes *all-in-one*, 4 autocondicionantes *two-step* e 3 convencionais, em 18 terceiros molares. Todos os sistemas adesivos foram utilizados de acordo com as orientações dos fabricantes. Após os procedimentos restauradores, os dentes eram seccionados no sentido longitudinal em 2 ou 4 fatias de aproximadamente 1 mm de espessura de tecido. Foi opção dos pesquisadores a confecção dos espécimes, para o teste de microtração, em forma de ampulheta com uma área de interface adesiva de aproximadamente 1 mm^2 , foi estipulado ainda uma velocidade de 1 mm/minuto para a realização do teste de microtração até a fratura do espécime. Os resultados mostram uma média de resistência adesiva de $3,2 \text{ MPa}$ para os autocondicionantes de passo único e $43,9 \text{ MPa}$

para os adesivos com condicionamento ácido convencional. A maioria dos adesivos não mostrou diferença estatisticamente significativa com relação às médias de resistência de união. Foram registradas ainda perdas precoces de palitos durante a preparação dos espécimes, sendo atribuídos o valor "0" para os palitos perdidos.

Para Nikolaenko *et al.* (2004) o alto fator de configuração cavitária é um dos grandes problemas na clínica odontológica quando o material de escolha para a realização do procedimento restaurador é a resina composta, uma vez que este material sofre altos níveis de contração no ato da sua cura. Tendo em vista este problema, os autores avaliaram a influência do fator-c na união em dentina através de três sistemas adesivos convencionais aplicados de acordo com as instruções de cada fabricante. A hibridização de cada sistema adesivo se deu em parede plana de dentina sem nenhuma parede circundante e em paredes dentinárias circundadas por paredes. Foi utilizado um compósito como material restaurador aplicado em incrementos horizontais, verticais e oblíquos. Após os procedimentos restauradores foram confeccionados palitos para serem submetidos ao teste de microtração a uma velocidade de 1mm/min. Os autores verificaram que houve perda de palitos antes mesmo de se ocasionar o teste de microtração, porém estes palitos devem ser cogitados para realização do tratamento estatístico, contudo foi atribuído o valor 0 (ZERO) para cada espécime perdido. Após a análise do estudo estatístico chegaram a conclusão que o fator-c é um fator influenciador na adesão em dentina. Porém, usando uma técnica de incrementos verticais e oblíquos parece apropriada para obtenção de forças de união mais satisfatórias na perde pulpar em cavidades classe I.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

- Avaliar o efeito da camada elástica proporcionada pelos adesivos (convencional de frasco único – Single Bond e autocondicionante de dois passos – Clearfil SE Bond) sobre a resistência da união compósito-dentina.
- Avaliar o efeito da configuração cavitária sobre os valores de resistência da união compósito-dentina.
- Avaliar a proporção de “falhas pré-teste” (perda precoce de amostras) em função do tipo de adesivo e da configuração cavitária.

MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento Experimental

Os fatores em estudo foram a “configuração cavitária (Fator-c)” e o “tipo de camada elástica formada”. A variável de resposta foi a resistência de união (RU) expressa em Mega Pascal (MPa) e mensurada através de teste de microtração. Os níveis dos dois fatores em estudo são apresentados nos quadros 1 e 2.

Quadro 1. Níveis do Fator Configuração Cavitária:

Níveis	Descrição
Fator-c I	Parede plana de dentina (0,29);
Fator-c II	Uma única parede circundante (0,57);
Fator-c III	Duas paredes circundantes (1,0);
Fator-c IV	Três paredes circundantes (1,75);
Fator-c V	Quatro paredes circundantes (preparo classe I clássico – 3,4).

Quadro 2. Níveis do Fator “Camada elástica”:

Níveis	Descrição
SB	Adesivo Single Bond, sistema convencional;
CSEB	Adesivo Clearfil SE Bond, sistema autocondicionante.

As unidades experimentais utilizadas nesse estudo foram terceiros molares humanos, hígidos, recentemente extraídos. A tração foi realizada na interface restauração/dentina sobre a superfície da parede dentinária pulpar de cavidades simuladas com cinco valores variáveis de configuração cavitária. O delineamento experimental foi inteiramente casualizado com distribuição por processo aleatório, sendo cinco parcelas em cada grupo (dente) e 5 espécimes por parcela (palito).

O experimento é desenvolvido num Esquema Fatorial (5 X 2) onde foram avaliados a influência de cada fator isoladamente, bem como, da interação entre os

mesmos. A combinação dos dois fatores em estudo resultou um total de cinco variações experimentais em dentina, constituindo dez grupos.

4.2 Materiais utilizados nos testes

Os materiais utilizados nos testes de microtração estão descritos na tabela 1 (ANEXOS). Foram avaliados dois sistemas adesivos: **Single Bond** (SB) (Figura 1), sistema convencional simplificado (de frasco único) que utiliza o condicionamento prévio do tecido dentário com ácido fosfórico; e o sistema adesivo autocondicionante de dois passos, **Clearfil SE Bond** (Figura 2), este não necessitando do condicionamento ácido prévio, onde é aplicado um *primer* ácido e em seguida a resina fluida.



Figura 1 - Sistema Adesivo Single Bond



Figura 2 - Sistema Adesivo Clearfil SE Bond

4.3 Seleção e Armazenamento dos Dentes

Foram selecionados 50 terceiros molares humanos (Figura 3), hígidos, recém-extraídos e armazenados em solução de Timol 0,1% (Farma Fórmula, Caruaru, PE, Brasil), em temperatura ambiente (Figura 4). A aquisição dos dentes foi realizada através do Banco de Dentes da Associação Caruaruense de Ensino Superior, de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96, e

aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Potiguar do Rio Grande do Norte sob registro (Anexo).



Figura 3 - Dentes armazenados em Timol 0,1%

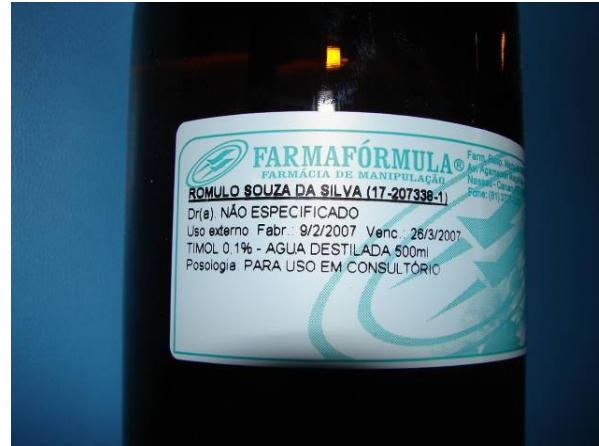


Figura 4 - Formulação do Timol a 0,1% em água destilada

Os dentes foram raspados com curetas periodontais (Duflex – SS White Group, Gloucester, GL15SG – UK) e em seguida, foi utilizado um aparelho de ultra-som (Gnatus) para remoção de indutos em áreas de difícil acesso, limpos com taça de borracha (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil), pasta de pedras pomes (Probem, Catanduva, São Paulo, Brasil) e água, para a remoção de indutos biológicos. O veículo utilizado para o armazenamento dos dentes após a limpeza foi água destilada deionizada até a realização dos tratamentos de superfícies e restaurações.

4.4 Preparação das Amostras.

O terço oclusal dos elementos dentários foi removido para expor uma superfície uniforme e plana de dentina. O corte da parte oclusal se deu com um disco diamantado dupla face (KG 7020, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), logo abaixo da base das cúspides, no sentido transversal, perpendicularmente ao longo eixo do dente (Figuras 5 e 6).

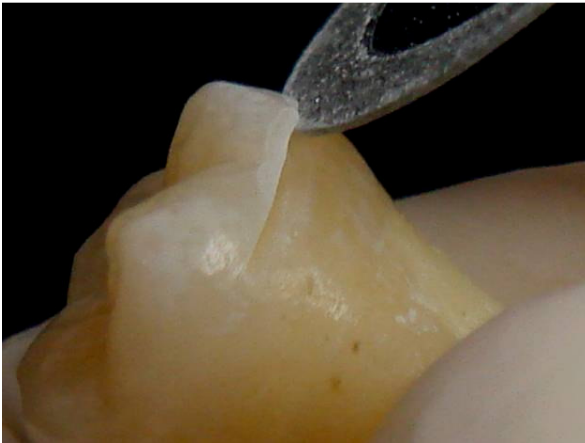


Figura 5 - Seccionamento da parte oclusal do dente.

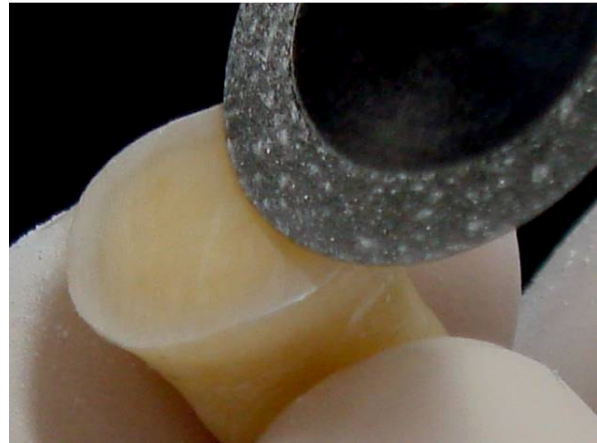


Figura 6 - Superfície de dentina.

As superfícies dentinárias foram submetidas à abrasão manual, com lixas de SiC de granulação #100, seguida pela #360 (Carborundum Abrasivos, Recife, PE, Brasil), em meio úmido, para maior planificação da superfície de dentina oclusal. Todo o esmalte foi removido, deixando uma superfície plana de dentina devidamente exposta para os procedimentos de adesão (Figura 7). A parte radicular foi incluída em uma base de resina acrílica autoativável incolor (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda, lote 6779, Pirassununga, São Paulo, Brasil) para facilitar a manipulação dos dentes. Para isso, as raízes foram fixadas em uma lâmina de cera 7 (Cera Clássica, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo, Brasil) e circundada por um tubo de PVC de 25 mm de diâmetro por 15 mm de altura (tubo de PVC Tigre), de modo que ficassem expostas as superfícies dentinárias. O tubo de PVC foi vaselinado e em seguida preenchido com a resina acrílica. Depois de confeccionada essa base na raiz dos dentes (Figura 8), os mesmos foram novamente armazenados em água destilada.

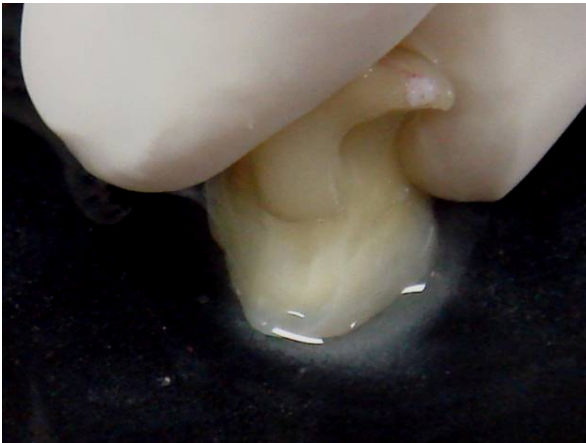


Figura 7 – Planificação da superfície dentinária.

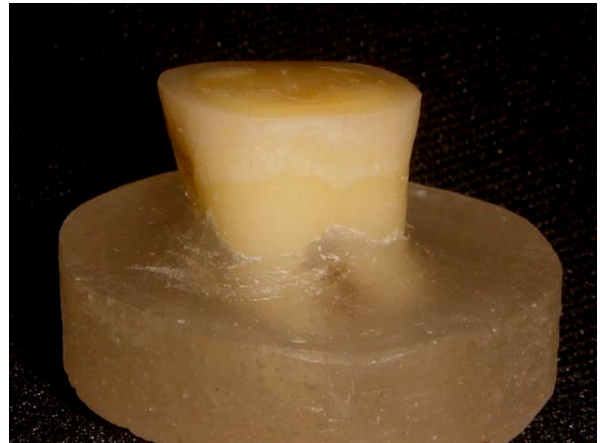


Figura 8 - Dente incluído na base de resina acrílica.

4.5 Confeção das Cavidades

Após a preparação inicial dos dentes, passou-se para a confeção das cavidades simuladas (modelo cavitário tridimensional – Pádua, 2006). Antes da confeção destas, a superfície dentinária dos espécimes foram abrasionadas manualmente em lixas de SiC de granulação #600 (Carburundum Abrasivos Ltda.), em meio úmido, para formação e padronização da camada de *smear layer* (Figura 9). Sobre a superfície plana de dentina, foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos, seguido de lavagem com jato de ar/água pelo mesmo tempo, e secagem (remoção de excesso de água) com papel absorvente (Figuras 10 e 11).

Optou-se pelo uso do sistema adesivo Single Bond, por ser um sistema muito avaliado na literatura. Sua aplicação foi regida pelas orientações do fabricante. Aplicou-se uma camada com o auxílio de um *microbrush* (CAVIBRUSH, FGM Produtos Odontológicos Ltda., Joinville, Sta. Catarina, Brasil) na superfície condicionada, em seguida foi aplicado um jato de ar suave a 10 cm da superfície e realizada uma nova aplicação (segunda camada). Por fim, a fotoativação do adesivo foi realizada por 10 segundos (Figuras 12, 13 e 14).



Figura 9 – Asperização da superfície dentinária para formação da *smear layer*.



Figura 10 - Condicionamento ácido.

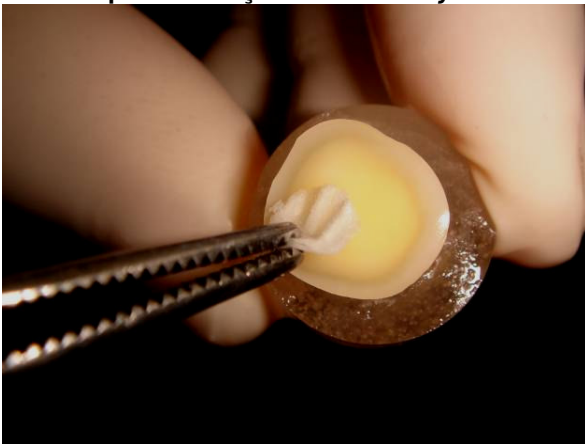


Figura 11 - Secagem da dentina.

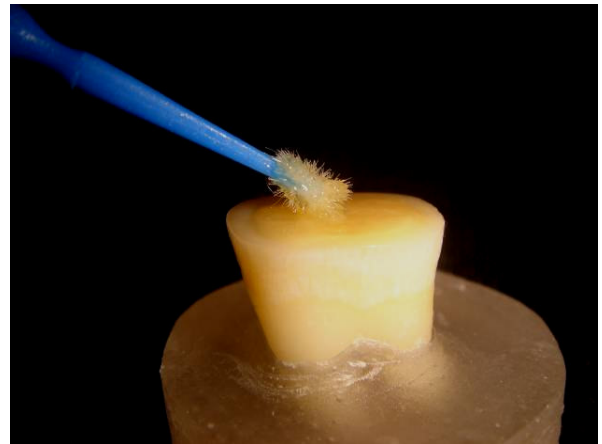


Figura 5 - Aplicação do Adesivo.

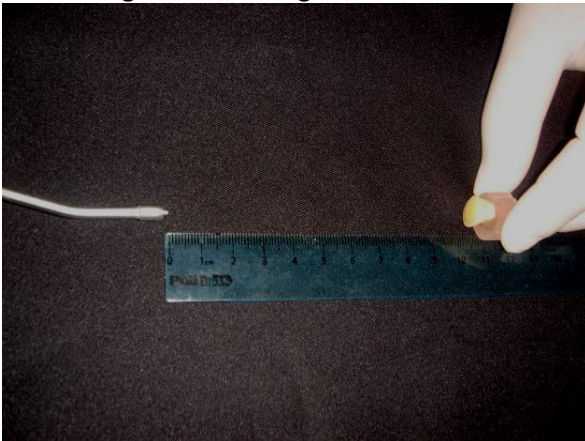


Figura 13 - Jato de ar suave.

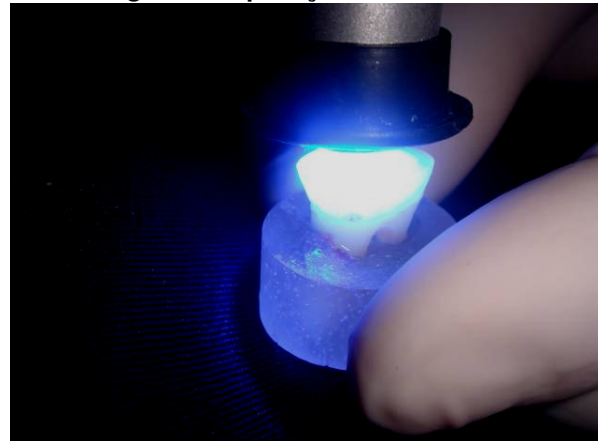


Figura 14 – Fotoativação do sistema adesivo.

Após a hibridização da superfície dentinária, foi colocada sobre a mesma uma matriz de silicone (um tronco de pirâmide com 5 mm na base menor, 6 mm na base maior e 5mm de altura). A matriz foi posicionada no centro da superfície plana do dente,

com toda a base menor em íntimo contato apenas com a dentina (Figura 15). Incrementos da resina composta TPH Spectrum (Cor C3, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) foram aplicados contra a matriz e o dente (Figura 16), de forma que a resina, após fotoativada, se apresentasse com o mesmo contorno da matriz.

As paredes de resina levantadas envolta da matriz, paredes circundantes, foram padronizadas numa altura de 3 mm com o auxílio de uma sonda milimetrada (Duflex, SS White Group, Gloucester, GL15SG – UK).

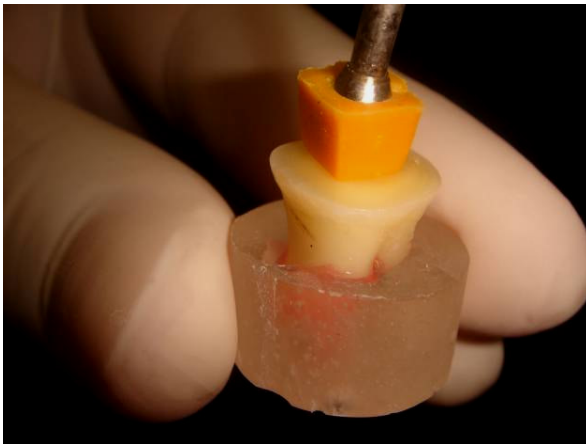


Figura 15 - Matriz de silicone com sua base menor em contato com a dentina.

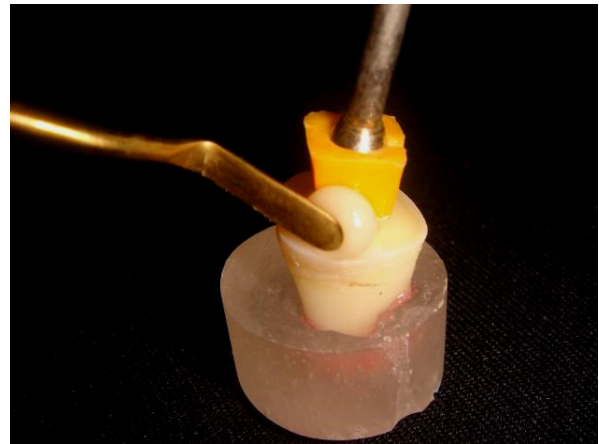


Figura 16 - Aplicação da resina composta de encontro com a matriz.

O número de paredes cavitárias simuladas foi definido conforme a descrição dos níveis de fator de configuração cavitária descritos abaixo no quadro 3 (ilustrados na Figura 17):

Quadro 3. Descrição dos níveis de “Fator-C” e a quantidade de paredes circundantes.

Níveis	Descrição
“Fator – c” I	Superfície plana de dentina, sem confecção de paredes;
“Fator – c” II	Uma única parede circundante foi construída;
“Fator – c” III	Duas paredes circundantes construídas;
“Fator – c” IV	Três paredes circundantes construídas;
“Fator – c” V	Quatro paredes circundantes (preparo classe I clássico) construídas em torno da matriz.

Para regularização das margens das paredes circundantes foram utilizados discos diamantados dupla face (KG 7020, Ø 22 mm, KG Sorensen, Barueri, SP-Brasil) e lixas de SiC de granulação #360 em politriz giratória (Figura 18).

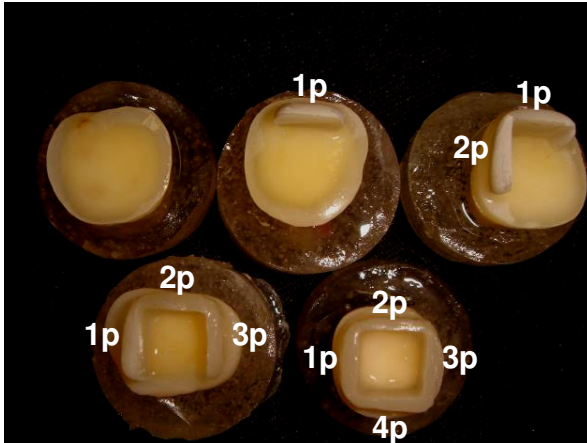


Figura 17 - Paredes circundantes confeccionadas.



Figura 18 – Politriz giratória. *

4.6 Técnica Restauradora

Os sistemas adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond foram testados variando-se o número de paredes circundantes do espécime, sendo os testes realizados em tecido dentinário. Para isso, as amostras foram divididas, de forma aleatória, em dez grupos experimentais (n=5), de acordo com a tabela 2.

* Politriz giratória gentilmente cedida pelo Laboratório de Cimentos da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, na pessoa do Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli.

Tabela 2: Grupos e variáveis:

GRUPOS	ADESIVOS	SINGLE BOND (SB)	CLEARFIL SE BOND (CSEB)
1- "Fator – c" I		X	
2- "Fator – c" II		X	
3- "Fator – c" III		X	
4- "Fator – c" IV		X	
5- "Fator – c" V		X	
6- "Fator – c" I			X
7- "Fator – c" II			X
8- "Fator – c" III			X
9- "Fator – c" IV			X
10- "Fator – c" V			X

Antes da aplicação dos sistemas adesivos, a superfície dentinária pulpar foi abrasionada por uma ponta diamantada cilíndrica de extremo reto (KG 2094, KG Sorensen, Barueri, SP-Brasil), em baixa rotação e sobre refrigeração, na parede pulpar para que se retirasse a camada híbrida e adesivo formada anteriormente na confecção das paredes circundantes, como também restabelecer nova *smear layer* (Figura 19). Os procedimentos de lavagem, secagem e aplicação do sistema adesivo são descritos individualmente de acordo com o protocolo de aplicação de cada sistema como se descreve a seguir:

**Figura 19 –** Reestabelecimento da *smear layer*.**Figura 20 -** Sistema adesivo Single Bond Sendo aplicado por toda extensão.

Independentemente do “Fator-C” de configuração os procedimentos restauradores foram padronizados para os sistemas adesivos, como se segue para os grupos (1, 2, 3, 4 e 5) com o adesivo Single Bond. Fez-se o condicionamento com ácido fosfórico (Cond AC 37, FMG, Joinville, SC, Brasil) a 37%, por 15 s. A superfície condicionada foi lavando por 15 s com jato de ar-água e secada com papel absorvente. Em seguida, aplicou-se uma pequena porção do adesivo com auxílio de um *microbrush*, secou-se levemente com jato de ar por 5 s e, novamente, fez-se outra aplicação, seguido de outro leve jato de ar por mais 5 s. Após isso, o adesivo foi fotoativado por 10 segundos (Figura 20)

Estabelecendo os mesmos critérios para utilização dos sistemas adesivos descritos nos grupos para o adesivo Single Bond, descreve-se em seguida o protocolo de uso para os grupos (6, 7, 8, 9, e 10) para o adesivo Clearfil SE Bond. Aplicou-se uma camada do *primer* com auxílio de um *microbrush*, aguardou-se por 20 s e secou-se com suave jato de ar por 2 s. Em seguida, aplicou-se com o *microbrush* uma camada do *bond* e mais um jato de ar suave e procedeu-se a fotoativação por 10 s (Figura 21).



Figura 21 - Sistema adesivo Clearfill SE Bond Sendo aplicado por toda extensão.

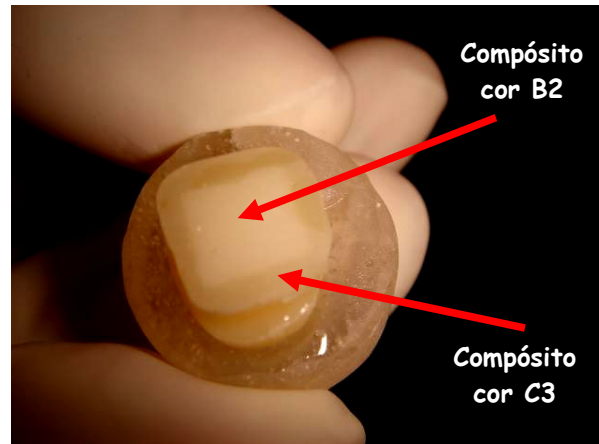


Figura 22 - Restauração concluída.

Concluída a aplicação e fotoativação dos sistemas adesivos, seguindo os protocolos para cada grupo experimental, as superfícies e cavidades foram restauradas com compósito TPH Spectrum (Cor B2, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) em incrementos (para não formação de bolhas), porém, a fotoativação só se deu ao final da colocação de toda a quantidade de compósito suficiente para o preenchimento das

cavidades, e realizada por 40 s, formando um platô de aproximadamente 3 mm de altura sobre as superfícies dentinárias (Figura 22). Foi adotada a utilização de cores diferentes para que, durante o corte das restaurações para obtenção dos espécimes, pudessem se diferenciar as paredes circundantes (Cor C3) do corpo da restauração (B2) de onde os palitos foram retirados para teste.

4.7 Obtenção dos Espécimes

Decorrido o período de armazenagem de 30 dias em água destilada, os dentes foram seccionados para que fossem obtidos os espécimes. A base de acrílico foi planificada em relação ao longo eixo do conjunto dente/restauração em uma politriz giratória. O conjunto foi fixado em uma plataforma plana de acrílico com cola a base de cianoacrilato (Super Bond Gel, Loctite Brasil Ltda.) (Figura 23) e esta presa na garra da haste móvel da cortadeira metalográfica de precisão (Isomet - Buehler, São Carlos, SP-Brasil) (Figura 24). Um disco diamantado de alta concentração (Extec, Disco de corte diamantado 4 x 0,012 x 1/2 -102mm X 0,3mm X 12,7mm - Enfield, CT, EUA) (Figura 25).



Figura 23 - Cola a base de Cianocrilato Super Bond®



Figura 64 - Cortadeira metalográfica de precisão[♦].



Figura 25 - Disco diamantado de alta concentração para corte de precisão.

O disco foi utilizado para realizar os cortes das amostras (nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal – Figura 26 e 27). Ficou padronizado que independente do número de cortes (varia de acordo com o volume do dente) fora retirados 6 palitos (espécimes). Posteriormente, os mesmos foram armazenados em água destilada. Para remoção dos espécimes dos dentes foi utilizado um disco diamantado dupla face (# 7020, KG Sorensen) com peça-de-mão em baixa-rotação, realizando cortes na região do colo dental. Obtendo palitos de 1,5 mm de espessura em média, constituídos por duas extremidades, dentina e compósito.(Figura 28).

[♦] Cortadeira Metalográfica de Precisão, gentilmente cedida pelo Laboratório de Cimentos da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, na pessoa do Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli.



Figura 26 – Cortando o dente.

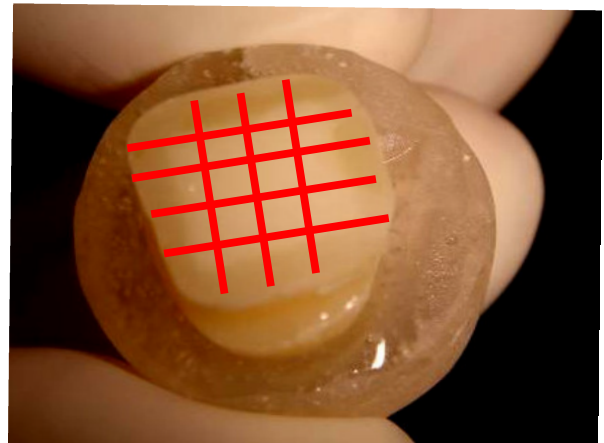


Figura 27 – Seqüência de corte no dente.

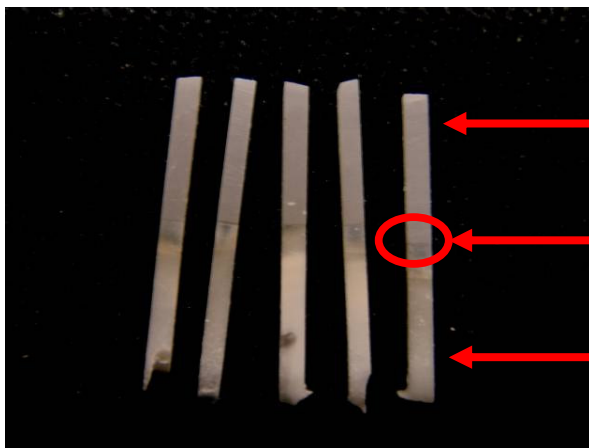


Figura 28 - Palitos confeccionados.

Compósito

Interface de união
compósito/dentina

Tecido Dentinário

4.8 Ensaio de Microtração sobre a Resistência de União Adesiva Dentina/Compósito

Os espécimes (palitos) selecionados foram armazenados em água destilada por 24 horas até o momento em que foram submetidos ao teste de microtração na Máquina Universal de Ensaio (SHIMADZU) (Figura 29). Os palitos foram fixados nos *grips* do dispositivo de microtração (Figura 30) seguindo a orientação do longo eixo do conjunto dentina/compósito perpendicular ao plano do solo (Figura 31), com o auxílio de uma

cola a base de cianoacrilato (Super Bond Gel, Loctite Brasil Ltda.) e de um acelerador (monômero de resina acrílica VIPI Indústria) (Figura 32), aplicados sobre o gel de cianoacrilato com a região de união compósito/dentina.



Figura 29 - Máquina Universal de Ensaio SHIMADZU.

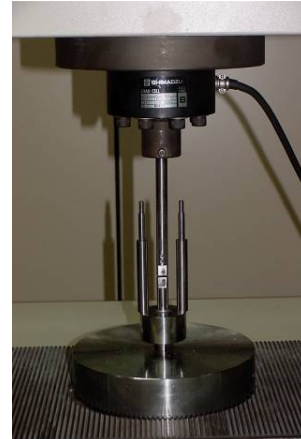


Figura 30 - Dispositivo para microtração.

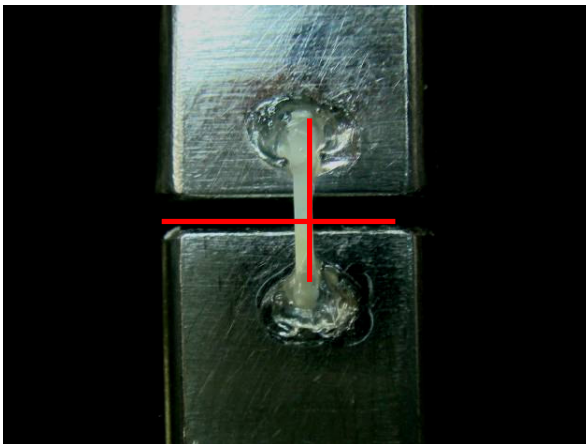


Figura 31 - Palito preso ao dispositivo.



Figura 32 - Monômero de resina acrílica e cola a base de cianoacrilato.

O teste foi conduzido a uma velocidade de 0,5 mm/min até a ruptura do espécime (Figura 33). Os valores da microtração foram inicialmente expressos em quilograma-força (KgF). Após o teste de microtração, para que os valores fossem transformados de KgF em Mega Pascal (MPa), as áreas de união foram mensuradas com o auxílio de paquímetro digital (Starrett, Série 727, New York, EUA) (Figura 34).

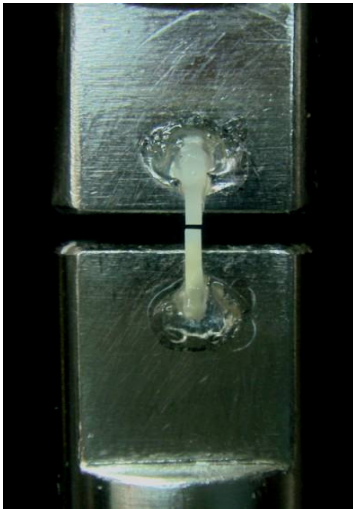


Figura 33 - Ruptura na interface adesiva.

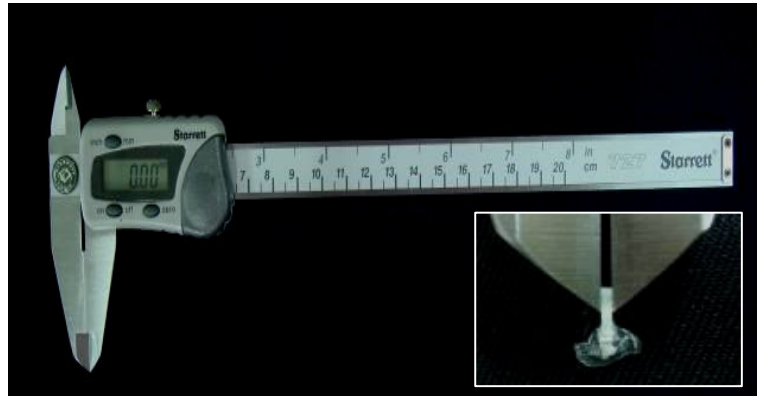


Figura 34 - Medição da área adesiva com o paquímetro digital.

Os valores obtidos no teste eram expressos em *Newton*, e transformados pelo programa gerenciador da máquina de ensaio em KgF (Quilograma-força), permitindo o cálculo da resistência adesiva em MPa em função da área encontrada. A transformação dos valores de KgF em MPa seguiu a seguinte equação abaixo:

- 1) $\frac{\text{Área do espécime em mm}^2}{100} = \text{Área do espécime em cm}^2$
- 2) $\frac{\text{Valor da resistência em KgF}}{\text{Área do espécime em cm}^2} = \text{KgF/cm}^2$
- 3) $\text{KgF/cm}^2 \times 0,098 = \text{MPa}$

Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) segundo o arranjo fatorial 5 X 2 (5 tipos de cavidades e 2 tipos de adesivos). Foi explorada nesta análise a significância dos níveis do fator A (Tipo da configuração cavitária) e do fator B (Camada elástica) bem como a interação entre ambos.

RESULTADOS

5. RESULTADOS.

5.1 Ensaio de Resistência da União à Microtração.

Os dados coletados no teste de microtração são apresentados nos quadros 4, 5, 6 e 7 (Anexos). A Tabela 3 apresenta a média, mediana, desvio padrão, valores mínimo e máximo e coeficiente de variação relativos à resistência adesiva em MPa para cada grupo experimental e grupos-controle.

Tabela 3: Valores da média, mediana, desvio padrão, máximo e mínimo, de acordo com tipo de adesivo e o fator-c cavitário.

Adesivo	Grupo/ Fator-c	Média	Mediana	DP	Valor Mínimo	Valor Máximo	
Single Bond	G1	Controle: Parede Plana (0,29)	36,32	38,17	13,10	23,16	55,49
	G2	Uma PC (0,57)	14,62	15,06	3,52	10,91	19,83
	G3	Duas PC (1,0)	10,48	8,91	4,17	6,49	16,40
	G4	Três PC (1,75)	9,80	11,18	3,53	5,21	13,32
	G5	Quatro PC (3,4)	6,14	4,99	2,85	3,78	11,03
Clear Fill SE Bond	G6	Controle: Parede Plana (0,29)	31,81	30,68	4,53	26,07	38,32
	G7	Uma PC (0,57)	9,25	9,60	3,27	3,78	12,17
	G8-	Duas PC (1,0)	10,51	10,59	2,10	7,28	12,83
	G9	Três PC (1,75)	5,19	4,18	2,47	3,78	9,59
	G10	Quatro PC (3,4)	3,82	3,78	0,09	3,78	3,97

Na tabela, pode-se destacar que o valor máximo de tração foi de 55,49 MPa, apresentado pelo grupo G1, adesivo Single Bond em superfície plana de dentina. Quanto ao valor mínimo de resistência de união, este foi 3,78 MPa atribuído a grupos

tanto com adesivo Single Bond como Clear Fill SE Bond. Esse menor valor se repete nos grupos 5, 7, 9 e 10. Entretanto, esse valor não pode ser considerado um valor real de tração. Isso porque os palitos perdidos foram incorporados no cálculo dos valores de RU de cada dente. Foi atribuído um valor de 3,78 MPa aos espécimes (palitos) perdidos antes mesmo que o teste pudesse ser performedo, ao que chamamos de “falha pré-teste”. Valores próximos ou inferiores a 4,0 MPa podem não ser aferidos no teste de microtração em função de tensões produzidas no corte das amostras (Pashley *et al.*, 1999). Dessa forma, considerou-se que aqueles perdidos durante os procedimentos pré-teste, ou seja, corte e/ou manipulação para fixação do espécime no aparato, não atingiram os valores mínimos de RU para que pudessem ser submetidos ao teste. Entretanto, nesse experimento, atribuiu-se o valor de 3,78 MPa para os palitos perdidos por ser o menor valor de RU encontrado em todo o teste de tração.

Foram explorados, na análise de variância ANOVA dois Critérios, a significância dos níveis do fator Adesivo (Single Bond e Clearfill SE Bond) e do fator Configuração Cavitária (1, 2, 3 e 4 paredes circundantes), assim como da interação entre os fatores. O pós-teste Tukey para múltiplas comparações foi aplicado em seguida para determinar as diferenças estatísticas significativas entre as médias de resistência de união (MRU). Todas as análises foram conduzidas com o nível de significância de 5% com auxílio do *Software* GraphPad Prism version 4.00 para Windows, (GraphPad Software, San Diego, Califórnia, EUA www.graphpad.com).

A análise de variância ANOVA revelou haver diferenças estatisticamente significativas para o fator Adesivo ($p = 0,0027$) e para o fator Configuração Cavitária ($p < 0,0001$). A análise de variância ANOVA e as causas da variação são apresentadas na Tabela 4, a seguir.

Tabela 4: Análise de Variância ANOVA Dois Critérios (Adesivo x Configuração Cavitária) em esquema fatorial 2x4 em função da Resistência da União:

Fonte de Variação	Grau de Liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrados Médios	F	Valor P
Configuração Cavitária	3	44,59	14,86	1,665	P=0,0001
Adesivo	1	94,03	94,03	10,53	P=0,0027
Interação	3	289,6	96,54	10,81	0,1941
Resíduo	32	285,7	8,928		
Total	39	713,92			

Após a aplicação do teste de Tukey, as MRUs de cada grupo experimental foram comparadas com o respectivo grupo controle (parede plana) através do teste de Dunnett para múltiplas comparações. Os valores médios de resistência de união para todos os tratamentos são listados na Tabela 5, assim como as comparações das MRUs após a aplicação do Teste de Tukey e Dunnett.

Tabela 5: Médias de resistência de união para as técnicas adesivas e associação ou não a um compósito de baixa viscosidade:

Configuração Cavitária	Single Bond	Clearfill SE Bond
	Valores Médios (\pm DP) Resistência Adesiva	
Uma PC (0,57)	14,62 \pm 3,52 * A a	9,25 \pm 3,27 * A a b
Duas PC (1,0)	10,48 \pm 4,17 * A a b	10,51 \pm 2,10 * A a
Tres PC (1,75)	9,80 \pm 3,53 * A a b	5,19 \pm 2,47 * A b c
Quatro PC (3,4)	6,14 \pm 2,85 * A b	3,82 \pm 0,09 * A c
Controle: Parede Plana (0,29)	36,32 \pm 13,10 A	31,81 \pm 4,53 A

*Grupos que apresentam diferenças estatísticas significativas entre o grupo experimental e o respectivo grupo controle após aplicação do Teste Dunnett ($p < 0,01$); Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5 % de significância (Maiúsculas na comparação horizontal e minúsculas na comparação vertical). DP= Desvio Padrão; CBV= Compósito de Baixa viscosidade.

De forma geral, independentemente do tipo de adesivo, os grupos de maior configuração cavitária exibiram valores estatisticamente inferiores àqueles

apresentados pelos grupos de menor Fator-c. Nesse sentido, todos os grupos experimentais exibiram MRUs estatisticamente inferiores às apresentadas pelos grupos controles. Isso significa que todas as médias de resistência adesiva exibidas nas cavidades tridimensionais (1, 2, 3 ou 4 paredes circundantes) foram inferiores àquelas produzidas quando os sistemas de união foram testados em superfícies planas de dentina.

O grupo que exibiu a maior MRU foi aquele onde o adesivo Single Bond foi aplicado sobre a superfície plana de dentina (36,32 MPa). Entretanto, sem diferença estatística da média apresentada pelo grupo controle obtido com o Clearfill SE Bond. Por outro lado, a menor MRU observada esteve associada ao adesivo autocondicionante quando associado ao maior Fator-C. O gráfico da Figura 35 a seguir exhibe a distribuição das MRU para os 10 grupos experimentais.

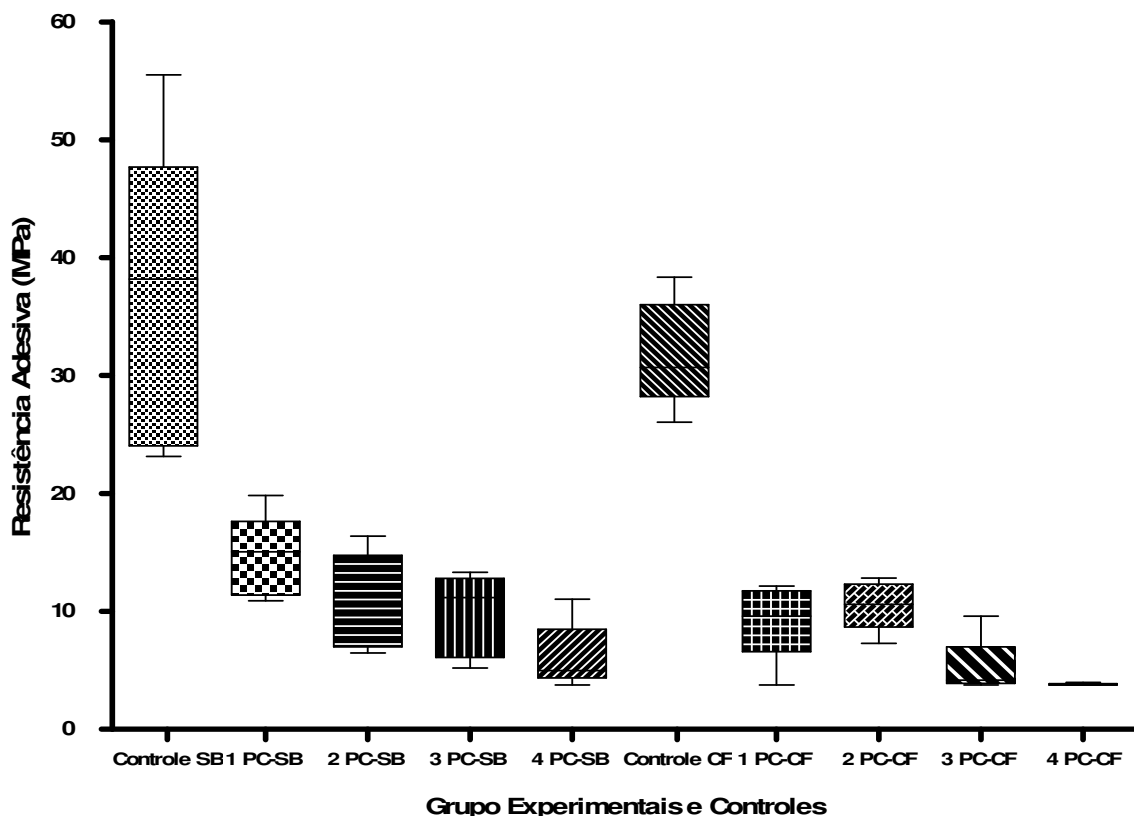


FIGURA 35 – Gráfico de Box-Plot de MRUs (MPa) para os grupos experimentais avaliados e grupos controle; SB= Single Bond; CF= Clearfill SE Bond; PC= parede circundante.

5.2 Avaliação da Perda de Palitos

Durante o procedimento de corte das amostras, para a obtenção dos espécimes, alguns palitos foram perdidos. A quantidade de perda não foi a mesma para cada grupo, ou seja, alguns grupo experimentaram uma maior frequência de falhas “pré-teste”. O número de palitos perdidos (espécimes) e o número total de palitos que deveriam ser extraídos de cada dente são apresentados no Quadro 8.

Quadro 8: Quantidade de palitos perdidos em cada unidade experimental e média por grupo:

Dente	Quantidade de palitos perdidos por dente/ Total de palitos retiráveis									
	Cont-SB	SB-1 PC	SB-2 PC	SB-3 PC	SB-4 PC	Cont-CF	CF-1 PC	CF-2 PC	CF-3 PC	CF-4 PC
1	0/6	0/6	0/6	3/6	6/6	0/6	0/6	4/6	0/6	6/6
2	0/6	0/6	3/6	0/6	3/6	0/6	5/6	0/6	5/6	5/6
3	0/6	0/6	0/6	2/6	0/6	0/6	3/6	0/6	0/6	6/6
4	0/6	2/6	0/6	5/6	0/6	2/6	3/6	0/6	5/6	6/6
5	0/6	0/6	0/6	0/6	3/6	3/6	2/6	2/6	5/6	6/6
Perda Média	0	0,4	0,6	2	2,4	1	2,6	1,2	3	5,8
Total de Perda	0	2	3	10	12	5	13	6	15	29
Média (MPa)	36,32	14,62	10,48	9,80	6,14	31,81	9,25	10,51	5,19	3,82

SB= Single Bond; CF= Clearfill SE Bond; PC= parede circundante; Cont=controle

No intuito de verificar uma relação entre o número de palitos perdidos e a média de resistência de união, dentro de cada dente, por grupo foi realizada uma análise de correlação de Spearman (Anexos). Esta análise demonstrou que há uma forte correlação negativa (Spearman $r = -0,9273$, $p = 0,0003$) entre esses fatores, ou seja, à medida que a média de resistência de união aumenta a quantidade de palito perdidos no grupo diminui.

Para verificar se houve diferenças na quantidade de perda de palitos entre os grupos, para cada adesivo e dentro de cada Fator-C, os dados foram conduzidos à

análise de variância não-paramétrica Kruskal Wallis que revelou haver diferenças estatísticas significativas entre os grupos para o adesivo CLearfill SE Bond ($p = 0,0086$). Entretanto, para o adesivo Single Bond não foi detectada diferenças estatísticas significativas quanto à perda de palitos entre os grupos ($p = 0,3959$). Para localizar quais grupos do adesivo CLearfill SE Bond apresentaram diferenças entre si foi aplicado o pós-teste de Mann Whitney para determinar as diferenças estatísticas entre as médias de perda de palitos. Os resultados são exibidos na Tabela 6.

Tabela 6: Comparação de médias de perda de palitos para cada grupo do adesivo CLearfill SE Bond:

Grupo	MPa	Total de Perda	Médias de Perda
Controle CF	31,81	5	1,0 a
CF - 1 PC	9,25	13	2,6 a
CF - 2 PC	10,51	6	1,2 a
CF - 3 PC	5,19	15	3,0 a
CF - 4 PC	3,82	29	5,8 b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5 % de significância ($p < 0.05$).

A análise revelou que o grupo CF-4PC (4 paredes circundantes + Clearfill SE Bond) apresentou as maiores médias de perda de palitos com diferenças estatisticamente significativas daquela apresentada pelos outros grupos.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Uma das grandes buscas na prática clínica é a realização de restaurações que tenham adaptação satisfatória, que esta possa ser obtida durante a polimerização do material e que resista a esforços mastigatórios e variações térmicas. Quanto aos compósitos odontológicos, grande parte da responsabilidade de não se obter um selamento marginal satisfatório é da contração de polimerização exibida pela restauração durante o processo de cura (DAUVILLIER, ARNTS e FEILZER, 2000; KINOMOTO e TORII, 1998; VERSLUIS, TANTBIROJN e DOUGLAS, 1998). Uma vez que a tensão de contração de polimerização esteja estabelecida, o grande desafio da interface de união resina/dentina seria suportar essas tensões sem, no entanto, permitir aberturas de fendas (PEUTZFELDT, 1997 e KEMP-SHOLTE e DAVIDSON, 1990). Principalmente quando este material está submetido a um alto fator de configuração cavitária (NIKOLAENKO *et al.* 2004).

Um fator de variação em nosso estudo foi a configuração cavitária, ou seja, o Fator-C. Isso foi feito em função da necessidade de se avaliar cada vez mais os sistemas de união em modelos cavitários tridimensionais. Onde se leva em consideração os desafios que a interface dente-restauração seria submetida na prática clínica, variações de tensão em função do formato cavitário (NIKOLAENKO *et al.* 2004). O fator de configuração cavitário, no presente experimento, variou de 0,29 (superfície plana) a 3,4 (4 paredes circundantes, como se fosse uma classe I). Independentemente do tipo de adesivo, os grupos de maior configuração cavitária exibiram MRUs estatisticamente inferiores aos apresentados pelos grupos de menor Fator-C. Todos os grupos exibiram valores estatisticamente inferiores aos apresentados pelos grupos controles, parede plana em dentina. Isso significa que todas as médias de resistência adesiva exibidas nas cavidades tridimensionais (com 1, 2, 3 ou 4 paredes circundantes) foram inferiores àquelas produzidas quando os sistemas de união foram testados em superfícies planas de dentina. Esses achados corroboram com os achados de outros estudos que também têm demonstrado maiores valores de união quando os adesivos são testados nessas superfícies planas de dentina onde não há paredes opostas e a

geração de tensão é mínima (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1990; CARVALHO *et al.* 1996; KINOMOTO e TORII, 1998; ARMSTRONG, KELLER e BOYER, 2001).

Vários estudos têm apontado a necessidade de um aumento das investigações sobre a resistência de união obtida em modelos cavitários tridimensionais (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1990; KINOMOTO e TORII, 1998; YOSHIKAWA *et al.* 1999; ARMSTRONG, KELLER e BOYER, 2001; BOUILLAGUET *et al.* 2001), justamente por concordarem que este modelo permite submeter os sistemas adesivos em teste a situações com níveis de estresse variado e, assim, se avaliar o real comportamento dos materiais. Isso porque à medida que o número de paredes circundantes se eleva a disputa parede-parede se intensifica (BOUILLAGUET *et al.* 2001), comprometendo a desempenho dos sistemas adesivos. Há um consenso que quando o Fator-C é alto compromete significativamente o potencial de liberação de tensões dos compósitos. Isso ocorreria principalmente em cavidade classe I (tipo caixa), entretanto, sempre que o Fator-C for $>1,0$ os resultados clínicos podem ser imprevisíveis (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1990; CARVALHO *et al.* 1996; CONDON e FERRACANE, 1998; KINOMOTO e TORII, 1998; CHOI, CONDON e FERRACANE, 2000). Em um estudo realizado por Yoshikawa *et al.* (1999), os autores relataram uma perda média da resistência de união da ordem de 21 a 35% em cavidades de quatro paredes circundantes (Fator-C=3,0), comparando-a com valores obtidos em parede plana de dentina. Entretanto, na presente pesquisa, essa redução foi de aproximadamente 85%. Apesar das diferenças metodológicas inter-estudo, o que se verifica são menores valores de RU associados a cavidades. Essas diferenças poderiam ser explicadas, de certo modo, pelo uso de um fator-c máximo ligeiramente inferior ao usado nesse experimento (Fator-C=3,4). Outro fator importante a ser considerado é que as paredes circundantes confeccionadas terem sido simuladas e construídas em compósitos. Isso pode proporcionar uma força de união, do compósito com as paredes circundantes, maior do que a gerada entre compósito-dentina, o que aumentaria as tensões geradas na parede pulpar das amostras avaliadas (PÁDUA, 2006).

Foi verificada uma grande interferência, tanto do fator de configuração cavitária quanto do tipo de sistema adesivo utilizado, nos valores de resistência de união em todos os grupos. Houve diferença estatisticamente comprovada com relação ao tipo de adesivo utilizado, principalmente nas cavidades de maior Fator-C, tendo na literatura subsídios para uma compreensão satisfatória, no que diz respeito a formação da camada híbrida. Tem sido descrita uma camada híbrida de menor espessura para os sistemas adesivos autocondicionantes (ARRAIS e GIANNINI, 2002). Isso estaria relacionado ao baixo poder de desmineralização dos *primers* acídicos desses sistemas, acarretando menor poder de penetração dos monômeros resinosos nos túbulos dentinários (CONDON e FERRACANE, 2000; DAUVILLIER, AARNTS e FEILZER, 2000). Outros estudos vão ao encontro com esses autores no sentido de camadas híbridas de sistemas autocondicionantes serem tão delgadas, podendo, às vezes, imperceptíveis em determinado tipo de avaliação de sua espessura (ÖZTAS e ÖLMEZ, 2005).

Um fato de relevância na obtenção de uma camada híbrida pobre com o adesivo Clearfil SE Bond, seria o potencial acídico do mesmo, pois tem um poder acídico moderado, portanto na formação da camada híbrida ocorre uma baixa penetração dos monômeros resinosos (*tags* de resina) nos túbulos dentinários e conseqüentemente uma má distribuição desses *tags*, tendo uma camada híbrida delgada e de baixa qualidade (ARRAIS e GIANNINI, 2002; KENSHIMA *et al.* 2006) podendo ocorrer áreas de baixíssima adesão e, portanto baixos valores de resistência de união (SAY *et al.* 2006) corroborando com o nosso estudo.

Embora se tenha trabalhado com possibilidades de camadas híbridas de diferentes espessuras (7,5 µm para o Single Bond – Zheng *et al.* 2001; e 1,20 µm para o Clearfil SE Bond – Arrais e Giannini, 2002), outro fato deve ser levado em consideração, a espessura da camada elástica formada. Esta camada elástica pode ser descrita como a zona de baixo módulo de elasticidade compreendendo a camada híbrida e a espessura do próprio agente de união (CHOI, CONDON e FERRACANE, 2000). No adesivo do

Clearfill, um adesivo autocondicionante de dois passos, há a possibilidade da espessura dessa camada resiliente ter sido diferente da encontrada com o Single Bond. Ou seja, pela menor espessura da camada híbrida, a camada de adesivo pode não ter compensado essa pouca infiltração dos monômeros resinosos, proporcionando uma camada elástica que se comportou de maneira desfavorável como os resultados exibidos pelo Single Bond no amortecimento das tensões geradas pela contração dos compósitos na interface adesiva (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; SWIFT Jr. *et al.* 1996; LABELLA *et al.* 1999; TAM, KHOSHAND e PILIAR, 2001; ZHENG *et al.* 2001; KENSHIMA *et al.* 2006).

Com essas grandes tensões geradas nas cavidades de alta configuração cavitária, os grupos experimentaram uma porcentagem grande de “falhas pré-teste”. Dois tipos de testes eram utilizados em larga escala para mensuração de valores de resistência de união, o cisalhamento e a tração (FOONG *et al.* 2006). Porém estes testes trabalham com macro-áreas, em média 10 vezes maiores que os testes de microtração (CARRILHO *et al.* 2002), tendo a possibilidade de proporcionarem mais falhas coesivas nos tecidos e materiais testados (SANO *et al.* 1994). O teste de escolha, no presente estudo foi o de microtração, pois acarreta maior fidelidade nos resultados de resistência de união e maior controle nas etapas de preparação dos espécimes, porém é um processo mais complexo com relação à obtenção dos espécimes para o teste (PASHLEY *et al.* 1999).

Um dos fatores mais importantes para a realização do teste de microtração é a quantidade de palitos produzidos no experimento, estes sofrem uma série de tensões durante o processamento, como por exemplo, o estresse no ato do corte que pode levar a falhas na adesividade do material e com isso proporcionar as falhas pré-teste, ou seja, perda do espécime antes mesmo que ele possa ser testado. Para verificar a existência de uma relação entre o número de palitos perdidos e a média de resistência de união (MRU) foi realizada a análise de correlação de Spearman, que demonstrou haver uma forte relação negativa entre esses fatores ($r = - 0,9273$, $p = 0,0003$). Isso quer dizer que quanto maior a MRU menor a quantidade de palitos perdidos. Outro fato

que pode acarretar perdas de palitos no “pré-teste” é a falha na união durante a hibridização (CARRILHO *et al.*, 2002). Os resultados mostraram que ocorreram perdas precoces de palitos na maioria dos grupos, entretanto, em maior intensidade nos grupos que utilizaram o sistema adesivo autocondicionante, Clearfil SE Bond, onde as MRUs foram menores estatisticamente que àquelas apresentadas pelo sistema adesivo convencional, Single Bond, corroborando com (KENSHIMA *et al.*, 2006), embora outros estudos relatem não haver diferenças estatísticas entre os sistemas adesivos convencionais e autocondicionante (CARDOSO; BRAGA e CARRILHO, 1998; VAN MEERBEEK *et al.*, 1998; BORGES; MARSILIO e RODRIGUES, 2004; KHOSRAVI e MOUSAVI, 2005; ÖZTAS e ÖLMEZ, 2005), porém esses trabalhos concluem que os sistemas adesivos autocondicionantes apresentam valores de resistência de união numericamente menores que os sistemas convencionais.

A perda dos palitos gera outro problema na condução da estatística do experimento, uma vez que o valor de resistência de união desses palitos perdidos tem que ser contabilizado para fins estatísticos. Autores como Nikolaenko *et al.*, (2004) e Inoue *et al.*, (2003) atribuíram o valor 0 (zero) para cada palito perdido, porém este valor é irreal, pois no momento em que ocorre a adesão entre os materiais e tecidos existe um valor de resistência de união, por menor que seja. Já Pashley *et al.*, em 1999, atribuíram um valor de 4,0 MPa para cada palito perdido, pois valores inferiores a este, segundo o autor, não são aferidos pelo teste de microtração. No presente estudo, para a obtenção dos dados, durante a confecção dos corpos-de-prova, foram anotados os números de palitos perdidos, e estes foram considerados no cálculo da RU. Optou-se por considerar o menor valor obtido nos testes de microtração para os palitos perdidos (3,78 MPa), como descrito em outros estudos (DE MUNCK *at al.*, 2003; PASHLEY *et al.*, 1999). É provável que falhas pré-teste indiquem uma RU baixa na interface de união e não somente um problema técnico.

O presente estudo observou uma acentuada perda de espécimes antes de performar o teste de avaliação da resistência de união (microtração). Podendo estar relacionada com a variação do fator-c, sendo este co-responsável por uma diminuição

dos valores de resistência de união, indo ao encontro dos trabalhos de (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1990; KINOMOTO e TORII, 1998; YOSHIKAWA *et al.*, 1999; ARMSTRONG, KELLER e BOYER, 2001; BOUILLAGUET *et al.*, 2001), como também a performance das camadas elásticas - camada híbrida + zona de material de baixo módulo de elasticidade – (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; SWIFT JR. *et al.*, 1996; LABELLA *et al.*, 1999; TAM, KHOSHAND e PILIAR, 2001; ZHENG *et al.*, 2001 e ÖZTAS e ÖLMEZ, 2005) formadas com espessuras diferente de camadas híbridas, dependentes da penetração dos monômeros resinosos nos túbulos dentinários, dos sistemas adesivos em teste (NAKABAYASHI, KOJIMA e MASUHARA, 1982; PERDIGÃO, CARMO e GERALDELI, 2005; KENSHIMA *et al.*, 2006; SAY *et al.*, 2006). Fica evidente neste estudo que o sistema adesivo autocondicionante apresenta grande desvantagem ao sistema adesivo convencional, em relação a perda de espécimes, corroborando com o estudo de (DE MUNK *et al.*, 2003)

A busca de altos valores de resistência de união na interface dente/compósito parece ser o principal objetivo dos estudos na área adesiva, pois as tensões geradas pelos materiais utilizados durante o processo de cura, dependendo da situação de uso, interferem na estabilidade da união adesiva. A variabilidade de condições adversas as quais os materiais adesivos sofrem durante o procedimento clínico é imensa, e uma dessas é a alteração no número de paredes que este compósito entrará em contato (parede circundante), pois os resultados obtidos pelos sistemas adesivos nas diversas configurações cavitárias simuladas mostram serem influenciados a medida que o número de paredes circundantes aumenta. Diante do exposto, os sistemas adesivos testados, convencional e autocondicionante, apresentaram resultados estatisticamente divergentes, contudo os resultados dos valores de união obtidos sugerem uma maior atenção durante os procedimentos restauradores adesivos em elementos dentários com alto fator de configuração cavitária.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

- O tipo de camada elástica proporcionada pelos adesivos (convencional de frasco único e autocondicionante de dois passos) influenciou a resistência da união compósito-dentina, com maiores médias de resistência de união associadas ao adesivo convencional Single Bond.

- As médias de resistência de união em cavidades foram inferiores às apresentadas pelo grupo de parede plana de dentina, com valores inversamente proporcionais ao aumento da configuração cavitária, ou seja, quanto maior o Fator-c menores são os valores de resistência de união.

- Foi detectada uma correlação negativa entre médias de resistência de união e a perda de amostras antes do teste de microtração, falhas pré-teste, com maior porcentagem de perdas associadas ao adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond.

REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. **Dent Mater**, Washington, v. 18, p. 295-303, 2002;

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

ARRAIS, C.A.G.; GIANNINI, M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. **Pesqui odontol Bras** 16(2):115-120. 2002;

BORGES, A.B.; MARSILIO, A.L.; RODRIGUES, J.R. Shear Bond Strength of Total-Etch and Self-Etching Adhesive Systems to Bovine Dentin. **Rev Odontol UNESP**. 33 (3): 131-6. 2004;

BOUILLAGUET, S. *et al.* Bond strength of composite to dentine using conventional, onestep, and self-etching adhesive systems. **J. Dent.** Bristol, v.29, p.55-61, 2001;

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.** Chicago, v.44, n.5, p.895-902, Sep-Oct, 1963;

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

CARDOSO, P.E.C.; BRAGA, R.R.; CARRILHO, M.R.O. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. **Dent Mater** 14:394–398, November, 1998;

CARRILHO, M.R de O *et al.* Resistência de união à dentina de quatro sistemas adesivos. **Pesqui Odontol Bras** 16(3):251-256. 2002;

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

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

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

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

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

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

DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J Dent**, Bristol, v.25, n.6, p.435-440, Nov. 1997;

DE MUNCK, J. *et al.* Microtensile bond strength of one-and-two-step self-etch adhesives to bur cut enamel and dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v. 16, n. 6, p. 414-420, 2003;

FEILZER, A.J.; DE GEE, A.G.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration on the restoration. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.66, n.11, p.1636-1639, nov.1987;

FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. **Dent Mater**, Washington, v.6, n.3, p.167-171, July 1990;

FOONG, J. *et al.* Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. **Australian Dental Journal** 51:(3):252-257. 2006;

INOUE S. *et al.* Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. **Am J Dent**, v. 16, n. 5, p. 329-334, 2003;

KENSHIMA, *et al.* Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. Disponível em www.intl.elsevierhealth.com/journals/jden. Acesso em 30/09/2007

KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, p.1240-1243, 1990;

- KHOSRAVI, K.; MOUSAVI, M. Effect of pre-etching on sealing ability of two current self-etching adhesives. **JRMS** 10(3): 150-155. 2005;
- KINOMORO, Y.; TORII, M. Photocalastic analysis of photopolymerization contraction stress in the resin composite restoration. **J Dent**, Oxford, v.26, n.2, p.165-171, 1998;
- LABELLA, R. *et al.* Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. **Dent Mater**, Washington, v.15, p.128-137, 1999;
- MARSHAL JR., G.W. *et al.* The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J Dent**, Oxford, v.25, n.6, p.441-458, June 1997;
- NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v.16, n.3, p.265-273, May. 1982;
- NIKOLAENKO, S. A. *et al.* Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. **Dental Materials**. Copenhagen, p. 1-7, 2004;
- ÖZTAS, N.; ÖLMEZ, A. Effects of One versus Two-layer Applications of a Self-etching Adhesive to Dentin of Primary Teeth: A SEM Study. **J Contemp Dent Pract** February; (6)1: 018-025. 2005;
- PÁDUA, N.B. Efeito do Naocl a 10% e da Aplicação do Compósito de Baixa Viscosidade sobre a Resistência da União Compósito-Dentina. 2006. 92f. **Dissertação** (Mestrado em Odontologia – Clínica Odontológica) – Universidade Potiguar do Rio Grande do Norte, Natal, 2006;
- PASHLEY, DH. *et al.* Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.11, n.2, p.117-25, Mar, 1995;

PASHLEY, D.H. *et al.* Bond Strength vs. dentine structure. A modeling approach. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.40, n.12, p.1109-18, Dec, 1995;

PASHLEY, D. H. *et al.* Dentine a dynamic bonding substrate the effects of dentin variables on resin adhesion. **Quintessence Int.**, Berlin, p. 11-21, 1996;

PASHLEY, DH. *et al.* The micro tensile bond test: a review. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.1, n.4, p.299-309, 1999;

PERDIGÃO, J.; CARMO, A.R.P.; GERALDELI, S. Eighteen-month Clinical Evaluation of Two Dentine Adhesives Applied on Dry vs Moist Dentine. **J Adhes Dent.**, Berlin, 3, p. 253-258. 2005;

PEUTZFELDT, A. Resin composite in dentistry: the monomer system. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.150, n.2, p.97-116, Apr. 1997.

PHRUKKANON S.; BURROW M.F.; TYAS M.J.; The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. **J Dent.** 27:265-74. 1999;

SANO, H. *et al.* Relationship between surface area for adhesion tensile bond strength - Evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.10, p:236-40, 1994;

SAY, E.C. *et al.* Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. **Journal of Dentistry.** 34, 283–291. 2006

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

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

TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n. 4, p. 296-308, July 2001;

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

VAN MEERBEEK, B. *et al.* The clinical performance of adhesives. **J. Dent.**, Bristol, v.26, n.1, p.1-20, Jan. 1998;

VAN MEERBEEK, B. *et al.* Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Oper Dent.**, Seattle, v. 28, n. 3, p. 215-35, 2003;

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

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

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

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

ANEXOS

ANEXOS.

Tabela 1. Materiais avaliados.

Material	Fabricante	Lote/Validade	Composição
Adesivo Adper Single Bond 2	3M ESPE – 2111 McGaw Avenue Irvine, Califórnia 92114 USA	6FP/12-2008	Etanol, Bis-GMA, silicato tratado com filler de sílica, HEMA, glicerol 1,3 dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itocônico e diuretano dimetacrilato. Primer: 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP), 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA), Hydrophilic dimethacrylate, di-Camphorquinone, N,N-Diethanol-p-toluidine e Water
Clearfil SE BOND	Kuraray Medical INC. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710- 8622, Japão	51387/07- 2008	Bond: 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP), Bis-phenol A diglycidylmethacrylate (Bis-GMA), 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA), Hydrophobic dimethacrylate, di-Camphorquinone, N,N-Diethanol-p-toluidine e Silanted colloidal silica
Ácido Fosfórico	Cond AC 37, FMG, Joinville, SC, Brasil	11/10/06	Ácido fosfórico a 37%, espessante, corante e água deionizada.
TPH Spectrum	Dentsply Petrópolis, RJ, Brasil	587106/08-09	Resina Bis-GMA, Uretano Modificado, Boro Silicato de Alumínio e Bário Silanizado, Sílica Pirolítica Silanizada, Canforoquinona, EDAB, Hidroxitolueno Butilado, Corantes Mineraiis.

Quadro 4.

ESTATÍSTICA DESCRITIVA	<i>Grupo 1</i>	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7	Grupo 8	Grupo 9	Grupo 10
Total number of values	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Number of excluded values	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Number of binned values	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Minimum	23,16	10,91	6,49	5,21	3,78	26,07	3,78	7,28	3,78	3,78
Median	38,17	15,06	8,91	11,18	4,99	30,68	9,60	10,59	4,18	3,78
Maximum	55,49	19,83	16,40	13,32	11,03	38,32	12,17	12,83	9,59	3,97
Mean	36,32	14,61	10,48	9,80	6,14	31,82	9,25	10,51	5,19	3,82
Std. Deviation	13,10	3,51	4,17	3,53	2,84	4,53	3,27	2,10	2,47	0,08
Std. Error	5,86	1,57	1,86	1,58	1,27	2,03	1,46	0,94	1,10	0,04
Lower 95% CI of mean	20,06	10,25	5,31	5,42	2,61	26,19	5,19	7,91	2,12	3,71
Upper 95% CI of mean	52,59	18,98	15,65	14,18	9,67	37,44	13,31	13,12	8,26	3,92

Quadro 5.**Quadro da Análise de Variância**

Source of Variation	Df	Sum-of-squares	Mean square	F
Interaction	3	44,59	14,86	1,665
Adesivo	1	94,03	94,03	10,53
Fator-c	3	289,6	96,54	10,81
Residual	32	285,7	8,928	
Sum	39	713,92		

Quadro 6.

Análise de Variância Dois Critérios		
Two-way ANOVA		
Source of Variation	% of total variation	P value
Interaction	6,25	0,1941
Adesivo	13,17	0,0027
Fator-c	40,57	P<0.0001
Source of Variation	P value summary	Significant?
Interaction	ns	No
Adesivo	**	Yes
Fator-c	***	Yes

Teste de Tukey para múltiplas comparações dentro do adesivo Single Bond

Tukey's Multiple Comparison Test	Mean Diff.	q	P value	95% CI of diff
Grupo 2 vs Grupo 3	4,134	2,609	P > 0.05	-2.277 to 10.55
Grupo 2 vs Grupo 4	4,814	3,038	P > 0.05	-1.597 to 11.23
Grupo 2 vs Grupo 5	8,476	5,349	P < 0.01	2.065 to 14.89
Grupo 3 vs Grupo 4	0,68	0,4291	P > 0.05	-5.731 to 7.091
Grupo 3 vs Grupo 5	4,342	2,74	P > 0.05	-2.069 to 10.75
Grupo 4 vs Grupo 5	3,662	2,311	P > 0.05	-2.749 to 10.07

Teste de Tukey para múltiplas comparações dentro do adesivo Clearfill SE Bond

Tukey's Multiple Comparison Test	Mean Diff.	q	P value	95% CI of diff
Grupo 7 vs Grupo 8	-1,266	1,23	P > 0.05	-5.432 to 2.900
Grupo 7 vs Grupo 9	4,056	3,94	P > 0.05	-0.1096 to 8.222
Grupo 7 vs Grupo 10	5,428	5,272	P < 0.01	1.262 to 9.594
Grupo 8 vs Grupo 9	5,322	5,169	P < 0.05	1.156 to 9.488
Grupo 8 vs Grupo 10	6,694	6,502	P < 0.01	2.528 to 10.86
Grupo 9 vs Grupo 10	1,372	1,333	P > 0.05	-2.794 to 5.538

Teste de Tukey para múltiplas comparações entre adesivos, dentro de cada Fator-c.

Tukey's Multiple Comparison Test	Mean Diff.	q	P value	95% CI of diff
Grupo 1 vs Grupo 6	4,508	1,963	P > 0.05	-6.363 to 15.38
Grupo 2 vs Grupo 7	5,368	2,338	P > 0.05	-5.503 to 16.24
Grupo 3 vs Grupo 8	-0,032	0,01394	P > 0.05	-10.90 to 10.84
Grupo 4 vs Grupo 9	4,61	2,008	P > 0.05	-6.261 to 15.48
Grupo 5 vs Grupo 10	2,32	1,01	P > 0.05	-8.551 to 13.19

Teste de Dunnett para comparações com os grupos controle

Dunnett's Multiple Comparison Test	Mean Diff.	q	P value	95% CI of diff
Grupo 1 vs Grupo 2	21,71	5,154	P < 0.01	10.55 to 32.87
Grupo 1 vs Grupo 3	25,84	6,135	P < 0.01	14.68 to 37.01
Grupo 1 vs Grupo 4	26,52	6,296	P < 0.01	15.36 to 37.69
Grupo 1 vs Grupo 5	30,19	7,166	P < 0.01	19.02 to 41.35

Dunnett's Multiple Comparison Test	Mean Diff.	q	P value	95% CI of diff
Grupo 6 vs Grupo 7	22,57	12,35	P < 0.01	17.73 to 27.41
Grupo 6 vs Grupo 8	21,3	11,66	P < 0.01	16.46 to 26.15
Grupo 6 vs Grupo 9	26,63	14,57	P < 0.01	21.78 to 31.47
Grupo 6 vs Grupo 10	28	15,32	P < 0.01	23.16 to 32.84

Teste de Correlação de Serman

Parameter	
Number of XY Pairs	10
Spearman r	-0,9273
P value (two-tailed)	0,0003
P value summary	***
Exact or approximate P value?	Exact
Is the correlation significant? (alpha=0.05)	Yes

Quadro 7.

Análise de Perda de Palitos Para o SB	Value
Table Analyzed	
Dados do Single Bond	
Kruskal-Wallis test	
P value	0,3959
Exact or approximate P value?	Gaussian Approximation
P value summary	ns
Do the medians vary signif. (P < 0.05)	No
Number of groups	5
Kruskal-Wallis statistic	4,075

Análise de Perda de Palitos Para o CF	Value
Table Analyzed	
Dados do Clearfill SE Bond	
Kruskal-Wallis test	
P value	0,0086
Exact or approximate P value?	Gaussian Approximation
P value summary	**
Do the medians vary signif. (P < 0.05)	Yes
Number of groups	5
Kruskal-Wallis statistic	13,63

Quadro 8.

Teste de Mann Whitney para a perda de palitos no Grupo de Clerafill SE Bond										
Table Analyzed	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9	Data 9
Column F	Control e CF	Control e CF	Control e CF	Control e CF	CF- 1 PC	CF- 1 PC	CF- 1 PC	CF- 2 PC	CF- 2 PC	CF- 3 PC
vs	vs	vs	Vs	vs	vs	vs	vs	vs	vs	vs
Column G	CF- 1 PC	CF- 2 PC	CF- 3 PC	CF- 4 PC	CF- 2 PC	CF- 3 PC	CF- 4 PC	CF- 3 PC	CF- 4 PC	CF- 4 PC
Mann Whitney test										
P value	0,2222	1	0,3095	0,0079	0,3095	0,6905	0,0079	0,3095	0,0079	0,0159
Exact or approximate P value?	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Exact	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Exact	Gaussian Approximation
P value summary	ns	ns	Ns	**	ns	ns	**	ns	**	*
Are medians signif. different? (P < 0.05)	No	No	No	Yes	No	No	Yes	No	Yes	Yes
One- or two-tailed P value?	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed
Sum of ranks in column F,G	21 , 34	27 , 28	22 , 33	15 , 40	33 , 22	25.50 , 29.50	15.50 , 39.50	22 , 33	15 , 40	16.50 , 38.50
Mann-Whitney U	6	12	7	0	7	10,5	0,5	7	0	1,5

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)