



UNICAMP

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS PARA INSERÇÃO DA RESINA COMPOSTA E DA UTILIZAÇÃO DE UM COMPÓSITO DE BAIXA VISCOSIDADE NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À PAREDE GENGIVAL DE CAVIDADES CLASSE II

ANDRÉ FIGUEIREDO REIS

CIRURGIÃO-DENTISTA

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

PIRACICABA

-2003-



UNICAMP

**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS PARA INSERÇÃO DA RESINA COMPOSTA E DA UTILIZAÇÃO DE UM COMPÓSITO DE BAIXA VISCOSIDADE NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À PAREDE GENGIVAL DE CAVIDADES CLASSE II

ANDRÉ FIGUEIREDO REIS
CIRURGIÃO-DENTISTA

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

ORIENTADOR: PROF. DR. MARCELO GIANNINI
BANCA EXAMINADORA: PROF. DR. MÁRIO FERNANDO DE GÓES
PROF. DR. RICARDO MARINS DE CARVALHO

PIRACICABA

-2003-

Ficha Catalográfica

R277a Reis, André Figueiredo.
Avaliação de técnicas para inserção da resina composta e da utilização de um compósito de baixa viscosidade na resistência de união à parede gengival de cavidades classe II. / André Figueiredo Reis. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.
x, 100p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Marcelo Giannini.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

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

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Dedico este trabalho,

a Deus,

por iluminar o caminho, e me

amparar nesta jornada...

aos meus pais, **Jessé e Edméa**, por me
ensinarem o caminho, por não
pouparem esforços na formação de seus
filhos, pelo incentivo incondicional e por
demonstrarem que o saber nunca é
demais... Existe mais de vocês neste
trabalho do que possam imaginar!

aos meus irmãos **Cristiane, Jessé,**
Gláucia, Priscila e Caroline, por
terem acompanhado de perto o meu
crescimento.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Marcelo Giannini, pela participação ativa e direta em minha formação acadêmica. Pela confiança em mim depositada. Exemplo de dedicação ao trabalho e à ciência, meus sinceros agradecimentos pelo incentivo, orientação e acima de tudo, pela amizade;

À Prof^a. Dr. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, não apenas pela elaboração da análise estatística, mas porque este trabalho deu início a uma curiosidade. Obrigado pela paciência e pela oportunidade de me aprofundar um pouco mais na área de Bioestatística;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Sinto-me honrado por completar mais este importante passo de minha vida profissional em uma das Instituições mais respeitadas do país, e de grande valor para a ciência odontológica mundial;

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de mestrado;

Ao Prof. Dr. Elliot Watanabe Kitajima, do NAP/MEPA – ESALQ/USP, onde foram realizadas as análises microscópicas;

Ao Prof. Dr. José Roberto Lovadino, pelo seu auxílio e apoio, quando ainda estava me iniciando pelos caminhos da ciência;

Aos demais Professores da área de Dentística, Luís Roberto Marcondes Martins, Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, Raul Sartini, Luiz André Freire Pimenta e Giselli Maria Marchi, por compartilharem o conhecimento com seus alunos;

Às empresas IVOCLAR – VIVADENT e Dentsply, pela doação dos materiais;

Aos amigos de República “52” Flávio, João, Henrique e Alysson, por tornarem a Pós-graduação mais divertida, e pelo apoio durante o curso. Aos amigos de República “Jaula” Rodrigo, Daniel Kirlian, Nilton, Flávio, Clauber “BER”, Stellati, Alessandro, Ney Neto “Songa”, Bruno “Jaca” e Denis.

Aos companheiros e amigos de Pós-Graduação César, Vanessinha, Rogério, Grace, Vanessa Ruiva, Mirela, Ricardinho, Denisinha, Patrícia, Ana Cecília, Carol, Fábio, Alessandra, Érica e Celso, pela convivência agradável e ajuda.

Aos amigos Marcelle, Alfredo, Gabriela, Reginaldo, Rogério “Gigante”, Patfu, Chiara, Elisa, Carol, Lieni, Carla, Guilherme, Murilo, simplesmente pelo fato

de serem amigos. E à Mara, que além de amiga, cozinha uma das comidas mais gostosas que eu já vi;

A Poliana, que esteve ao meu lado nos últimos anos, dedicando amor, carinho e compreensão. Por me apoiar e caminhar comigo, por ser a Poliana...

"Se você estiver pro que der e vier comigo,
eute prometo o Sol se hoje o Sol sair,
ou a chuva, se a chuva cair"

Geraldo Azevedo

Filho meu, se aceitares as minhas
palavras e esconderes contigo os meus
mandamentos,

Para fazeres atento à sabedoria o teu
ouvido, e para inclinares o teu coração ao
entendimento;

E se clamares por entendimento, e por
inteligência alçares a tua voz, se como a
prata a buscares e como a tesouros
escondidos aprocuares,

Então entenderás o temor do Senhor e
acharás o conhecimento de Deus.

Porque o Senhor dá a sabedoria; da
sua boca vem o conhecimento e o
entendimento.

Porquanto a sabedoria entrará no teu
coração, e o conhecimento será suave à
tua alma.

Provérbios de Salomão 2:1-6,10.

SUMÁRIO

	página
RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	3
1. INTRODUÇÃO.....	5
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1. DENTINA.....	12
2.1.1. Características morfológicas do substrato dentinário.....	12
2.1.2. Smear layer, permeabilidade dentinária e difusividade de monômeros..	16
2.2. RESINA COMPOSTA.....	22
2.2.1. Composição dos materiais à base de resina composta.....	23
2.2.2. Reação de polimerização.....	26
2.2.2.1. Contração de polimerização.....	29
2.2.3. Técnicas para minimizar os problemas gerados pela contração de polimerização.....	35
2.2.3.1. Técnicas incrementais para inserção da resina composta.....	35
2.2.3.2. Utilização de materiais de base com baixo módulo de elasticidade para “absorção de tensões”	36
2.2.3.3. Técnicas de fotoativação.....	37
2.3. PROBLEMÁTICA DAS RESTAURAÇÕES DO TIPO CLASSE II.....	39
2.4. TESTES DE ADESÃO.....	41

3. PROPOSIÇÃO.....	43
4. MATERIAS E MÉTODOS.....	45
4.1. Preparo da cavidade.....	45
4.2. Procedimentos restauradores.....	48
4.3. Ensaio de microtração.....	52
4.4. Observações em Microscopia Eletrônica de Varredura.....	53
4.4.1. Análise do padrão de fratura.....	53
4.4.2. Observação do sítio disponível para adesão e da interface de união.....	54
4.5. Análise estatística.....	55
5. RESULTADOS.....	57
5.1. Resistência adesiva.....	57
5.2. Observações em Microscopia Eletrônica de Varredura.....	60
5.2.1. Análise do Padrão de Fratura.....	60
5.2.2. Observação do sítio disponível para adesão e da interface de união.....	65
6. DISCUSSÃO.....	69
7. CONCLUSÃO.....	79
8. REFERÊNCIAS.....	81

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos de técnicas para inserção da resina composta, da configuração cavitária, e de uma resina composta de baixa viscosidade na resistência de união à dentina da parede gengival de cavidades Classe II; analisar o padrão de fratura dos espécimes testados; e observar o sítio disponível para adesão em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Foram preparadas cavidades Classe II padronizadas na superfície mesial de quarenta terceiros molares recém-extraídos, os quais foram aleatoriamente divididos em dez grupos experimentais. Todas as superfícies foram condicionadas, receberam a aplicação do sistema adesivo Single Bond, e foram restauradas com o compósito TPH, de acordo com cada técnica: G1 e G2 – incremental horizontal, G3 e G4 – incremental vestíbulo-lingual, G5 e G6 – incremental oblíqua, G7 e G8 – incremento único, G9 e G10 – controle (superfícies planas de dentina). Para cada técnica, os grupos foram testados com e sem a utilização de um compósito de baixa viscosidade como base (Tetric Flow Chroma). Após armazenamento em água a 37°C por 24 horas, os dentes foram seccionados verticalmente no sentido mesio-distal para que fossem obtidas fatias de aproximadamente 0,8 mm. Em cada fatia foi realizada uma constrição nos lados mesial e distal para que fosse determinada uma área de secção transversal de aproximadamente 0,8 mm² na interface dente-resina da parede gengival. Os espécimes foram testados no modo de tração à velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Após a fratura, os espécimes foram analisados em MEV para a determinação dos padrões de falha. Não foram verificadas diferenças estatísticas

significativas entre os grupos testados com e sem base de compósito de baixa viscosidade ($p>0,05$). Os grupos onde foi aplicada a técnica do incremento único apresentaram as menores médias de resistência de união ($p<0,05$), enquanto os grupos em que foram utilizadas técnicas incrementais não diferiram dos grupos controle (superfícies planas de dentina). O padrão de fratura variou significativamente entre os grupos restaurados com e sem base de compósito de baixa viscosidade.

Palavras Chave: adesão dentinária, microtração, compósitos de baixa viscosidade, Fator-C.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effects of different filling techniques, cavity configuration and use of a low-viscosity composite liner on bond strength to the dentin of Class II cavities gingival floor; analyze the failure modes of fractured specimens; and observe the site available for bonding with a Scanning Electron Microscope (SEM). Standardized Class II cavities were prepared in the mesial surfaces of freshly extracted third molars, which were randomly assigned to ten experimental groups. All prepared surfaces were acid-etched, bonded with Single Bond adhesive system and restored with TPH composite, according to each technique: G1 and G2 - horizontal layering, G3 and G4 - faciolingual layering, G5 and G6 - oblique layering, G7 and G8 - bulk filling, G9 and G10 – control (flat dentin surfaces). For each technique, groups were tested, with or without a low-viscosity composite liner (Tetric Flow Chroma). After storage in water for 24 hours at 37°C, teeth were vertically serially sectioned to yield a series of 0.8 mm thick slabs. Each slab was trimmed into an hourglass shape of approximately 0.8 mm² area at the gingival resin-dentin interface. Specimens were tested in tension at 0.5 mm/min until failure. Fractured specimens were analyzed in an SEM to determine the failure modes. No significant difference was found between groups restored with or without a low-viscosity composite liner ($p>0.05$). Among filling techniques, the bulk filling groups presented the lowest bond strength values ($p<0.05$), while incremental filling groups did not differ from control (flat dentin surfaces). Failure modes varied significantly among groups restored with and without the low-viscosity composite liner.

Keywords: Dentin bonding; Microtensile testing; Low-viscosity composite; C-factor.

1. INTRODUÇÃO

Pesquisas realizadas na área de materiais odontológicos têm proporcionado o desenvolvimento de produtos e técnicas que procuram restabelecer função e estética das estruturas dentais debilitadas aproximando-se dos substratos dentais naturais. Dentre as opções restauradoras, materiais poliméricos como os sistemas adesivos e os compósitos resinosos têm sofrido constantes alterações e atraído o interesse de pesquisadores, devido às melhorias nas suas propriedades físicas, mecânicas, estéticas e de manipulação.

As observações associadas de BUONOCORE (1955, 1956), BOWEN (1963), FUSAYAMA *et al.* (1979), e NAKABAYASHI *et al.* (1982), trouxeram a Odontologia para a era adesiva. Estes achados contribuíram para o desenvolvimento de uma Odontologia mais conservadora, atendendo também ao requisito de recuperação da aparência natural da dentição. O conceito da técnica úmida de adesão ao substrato dentinário, que é utilizada por todos os sistemas adesivos dentinários que empregam o condicionamento ácido total, é de grande importância para a promoção da infiltração dos monômeros resinosos ao tecido dentinário desmineralizado (KANCA, 1992; 1992a; GWINNETT, 1992). A água é capaz de prevenir o colapso da estrutura de colágeno (PASHLEY *et al.*, 1993), mantendo o espaço interfibrilar e facilitando a infiltração dos monômeros resinosos (JACOBSEN & SÖDERHOLM, 1995).

Apesar dos avanços alcançados no campo dos polímeros, a contração de polimerização, uma característica inerente desses materiais, revela-se como uma limitação dessa modalidade de tratamento (REES & JACOBSEN, 1989), visto que

as tensões geradas durante o processo de conversão de monômeros em polímeros podem ser prejudiciais à interface de união (DAVIDSON *et al.*, 1984). Durante a reação de polimerização, o ponto gel é atingido, após o qual a resina composta apresenta um módulo de elasticidade gradativamente maior. As tensões de contração surgem quando a redução volumétrica é acompanhada do enrijecimento do material e são transferidas à estrutura dental circundante, desde que esta restrinja as alterações volumétricas (VERSLUIS *et al.*, 1996). Tais tensões podem promover fendas microscópicas (CIUCCHI *et al.*, 1997), em tamanho suficiente para a passagem de fluidos bucais e bactérias, gerando o fenômeno de microinfiltração que pode resultar na diminuição da vida clínica da restauração devido à recorrência de cárie (PASHLEY, 1990).

FEILZER *et al.*, em 1987, demonstraram que o vetor das tensões geradas durante a polimerização da resina composta está relacionado à configuração geométrica da cavidade a ser restaurada. Ou seja, quanto menor a razão entre a área de superfícies envolvidas na adesão e a área de superfícies livres (não aderidas), melhor a conformação das tensões geradas. Durante o processo de polimerização, a resina composta apresenta a capacidade de escoamento (transporte de massa dentro de um meio viscoso) na fase pré-gel (VERSLUIS *et al.*, 1998), desta forma, as áreas não aderidas são importantes na liberação destas tensões de contração, reduzindo o prejuízo à interface aderida (CARVALHO *et al.*, 1996).

A adesão ao esmalte dental já é bem estabelecida (BUONOCORE, 1955; RETIEF, 1973). No entanto, o mecanismo de adesão ao esmalte é bem diferente

da união ao substrato dentinário. Apesar de todos os avanços na área dos sistemas adesivos, a busca por um agente de união capaz de promover um selamento eficaz e duradouro ao substrato dentinário tem sido um desafio mais difícil (HASHIMOTO *et al.*, 2000; CARRILHO, 2002). Tal substrato, composto por aproximadamente 50% de material inorgânico e 30% de matéria orgânica, apresenta túbulos preenchidos por prolongamentos odontoblásticos e fluido dentinário, que responde por 20% do volume total, proporcionando-lhe umidade e vitalidade (MARSHALL *et al.*, 1997; ITTHAGARUN & TAY, 2000). Para se ter uma noção da permeabilidade dentinária, um preparo de 1 mm² em dentina expõe aproximadamente 30.000 túbulos dentinários. Esta permeabilidade pode ser afetada por fatores como capilaridade, tensão de superfície, pressão osmótica, constituintes salivares, e cárie (GAGE *et al.*, 1989).

A região mais susceptível à ocorrência de falhas em uma restauração é a margem situada em dentina (MJÖR, 1998). Este problema torna-se relevante em cavidades do tipo Classe II e V, onde, na maioria dos casos, a destruição promovida pelo processo carioso abrange a região abaixo da junção amelo-cementária, fazendo com que o término da restauração localize-se em tecido dentinário. Devido ao alto conteúdo de material orgânico, a penetração e disseminação do processo carioso em dentina é um fenômeno relativamente rápido, especialmente nas regiões de maior permeabilidade dentinária (PASHLEY *et al.*, 1995). O ácido produzido pelas bactérias pode penetrar na cavidade restaurada, desnaturando o colágeno, digerindo as proteínas não-colágenas e tornando a dentina amolecida (GAGE *et al.*, 1989).

Diversas técnicas e materiais têm sido propostos na tentativa de superar os problemas resultantes da contração de polimerização das resinas compostas (DIETSCHI *et al.*, 1995; BEZNOS, 2001; DAVIDSON-KABAN *et al.*, 1997; MOSZNER & SALZ, 2001; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999). As técnicas de inserção da resina composta na cavidade são amplamente conhecidas como um fator modificador nas tensões de contração do compósito (VERSLUIS, 1996). Diferentes técnicas incrementais de inserção da resina composta na cavidade foram propostas com o intuito de se preservar o selamento marginal promovido pelo agente de união (LUTZ *et al.*, 1986; POLLACK, 1987, HASSAN *et al.*, 1987; YAP *et al.*, 1996, AGUIAR *et al.*, 2002), promover uma melhor adaptação do material à cavidade (TJAN *et al.*, 1992) e proporcionar uma elevada taxa de conversão de monômeros em polímeros, garantindo propriedades mecânicas ótimas ao material (YAP, 2000).

Levando-se em consideração o desempenho dos sistemas adesivos em dentina e as tensões geradas durante a polimerização da resina composta, um novo material, também à base de resina, porém com baixa viscosidade e baixo módulo de elasticidade, foi proposto para ser utilizado como base para restaurações em resina composta (BEHLE, 1998; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999). Estes compósitos de baixa viscosidade são comercializados como materiais capazes de amenizar as tensões geradas durante a contração de polimerização e promover um selamento mais eficaz à estrutura dental devido ao seu menor módulo de elasticidade (SABBAGH *et al.*, 2002; MONTES *et al.*, 2001).

As condições em que testes de adesão são normalmente realizados estão bem distante das condições clínicas reais. Enquanto o uso de lixas abrasivas é conveniente no laboratório, clinicamente, a dentina nunca é preparada desta forma (PASHLEY *et al.*, 1995a). Além disso, superfícies planas de dentina não estão sujeitas às mesmas tensões de contração de polimerização verificada em cavidades tridimensionais (FEILZER *et al.*, 1987; CARVALHO *et al.*, 1996). Apesar dos testes realizados sob condições clínicas relevantes predizerem de modo mais confiante o comportamento das restaurações no meio bucal, são poucos os estudos que analisaram a resistência de união à cavidades complexas (YOSHIKAWA *et al.*, 1999; HASHIMOTO *et al.*, 2000; ARMSTRONG *et al.*, 2001; BOUILLAGUET *et al.*, 2001). O teste de microtração desenvolvido por SANO *et al.* (1994, 1994a) permite a determinação da resistência de união de espécimes utilizando uma pequena área aderida. Este método tem facilitado o estudo regional de forças de adesão, permitindo a análise da resistência de união em preparos cavitários de maior relevância clínica.

Desta forma, o estudo da resistência de união às paredes dos preparos cavitários realizados sob condições clínicas relevantes poderia contribuir para um melhor entendimento do procedimento restaurador no meio bucal e do possível comportamento da interface de união à dentina.

2. REVISÃO DE LITERATURA:

A análise da resistência de união em uma cavidade complexa exige a compreensão de uma série de conceitos relativos às estruturas que compõem este tipo de restauração. A estrutura resultante da união do adesivo à dentina desmineralizada não é resina, tampouco dente, mas um composto dos dois (NAKABAYASHI *et al.*, 1982). A hibridização de uma superfície, e subsequente união de um compósito resinoso às superfícies dentais compreendem um processo que pode ser considerado como uma forma de engenharia tecidual (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998), pois não existe uma distinção clara de onde termina um material e se inicia o outro. A perfeita interação de um polímero biológico (colágeno) com um polímero sintético (adesivo) é a chave para a obtenção de uma restauração adesiva duradoura, juntamente com a técnica restauradora adequada. No entanto, diversos fatores estão diretamente envolvidos neste processo.

Desta forma, optou-se por fazer a revisão de literatura do presente trabalho em tópicos relacionados com todos os materiais, biológicos ou sintéticos, envolvidos com o desempenho de uma restauração, principalmente no que tange às restaurações do tipo Classe II.

2.1. DENTINA

O estudo da adesão ao esmalte dental já está bem sedimentado (BUONOCORE, 1955; RETIEF, 1973). No entanto, o mecanismo de adesão ao esmalte é bem diferente da união ao substrato dentinário. A capacidade de retenção do esmalte está relacionada com o aumento na área e energia de superfície do esmalte condicionado (GWINNETT, 1971; RETIEF, 1973; MIYAZAKI *et al.*, 2000). Por outro lado, ao ser condicionada, a dentina apresenta uma diminuição na sua energia de superfície. Apesar de todos os avanços na área dos sistemas adesivos, a busca por um agente de união capaz de promover um selamento eficaz e duradouro ao substrato dentinário tem sido uma tarefa árdua (HASHIMOTO *et al.*, 2000). As primeiras tentativas de união ao substrato dentinário fracassaram, pois as propriedades deste substrato e a interação necessária para que uma união eficiente ocorresse ainda não eram conhecidas (BUONOCORE, 1956; BOWEN, 1965).

2.1.1.Características morfológicas do substrato dentinário

A maior parte do dente é composta pela dentina, um substrato formado por aproximadamente 50% de material inorgânico e 30% de matéria orgânica, que apresenta túbulos preenchidos por prolongamentos odontoblásticos e fluido dentinário, que respondem por 20% do volume total, proporcionando-lhe uma característica úmida (MARSHALL *et al.*, 1997; ITTHAGARUN & TAY, 2000). A parte orgânica é composta por colágeno, que responde por 95% do total, e os outros 5% são as proteínas não-colagenicas, que apesar de estarem presente em

pequena quantidade, são de fundamental importância na reexpansão do colágeno, e conseqüentemente, na adesão. (PEREIRA, 2002, informações não publicadas). A parte inorgânica consiste de cristais de hidroxiapatita com a fórmula $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (GAGE *et al.*, 1989).

Os túbulos dentinários são formados quando ocorre deposição e mineralização da matriz de pré-dentina ao redor dos processos odontoblásticos. Os túbulos são uma das características mais marcantes da dentina, e a permeabilidade deste tecido é uma conseqüência direta de sua presença (GAGE *et al.*, 1989). A luz dos túbulos é circundada por uma dentina altamente mineralizada, denominada dentina peritubular, que contém uma grande quantidade de cristais de hidroxiapatita e pouca matriz orgânica (MARSHALL, 1997). Os túbulos são separados pela dentina intertubular composta por uma matriz de colágeno reforçada por cristais de hidroxiapatita.

A microestrutura da dentina e suas propriedades são os principais determinantes de boa parte das operações em Odontologia restauradora. Por ser um complexo biológico hidratado, a dentina sofre mudanças fisiológicas, pelo envelhecimento e devido à doença cárie, produzindo diferentes formas de dentina devido a alterações nos componentes fundamentais da estrutura, determinadas por mudanças no seu arranjo, inter-relações ou química. (MARSHALL *et al.*, 1997). Estas formas de dentina são, de certa forma, as mais importantes com relação aos procedimentos restauradores adesivos (NAKAJIMA *et al.*, 1995, 1999).

Os túbulos dentinários representam o caminho percorrido pelos odontoblastos da câmara pulpar até a junção amelo-dentinária ou cemento. Os

túbulos apresentam formato cônico e convergem para a polpa, desta forma sua distribuição e densidade variam dependendo da localização e de alterações no tecido dentinário (PHRUKKANON *et al.*, 1999; GIANNINI *et al.*, 2001; OGATA *et al.*, 2001). GARBEROGLIO & BRÄNNSTRÖM, em 1976, demonstraram que a densidade tubular na dentina profunda é de aproximadamente 45.000 túbulos/mm² enquanto na dentina superficial esta densidade diminui para aproximadamente 20.000 túbulos/mm²; o diâmetro dos túbulos varia de 2,5 µm em dentina profunda a 0,9 µm próximo à junção amelo-dentinária. Estes valores são inversamente proporcionais à resistência de união, já que o mecanismo de adesão depende, em sua maior parte, da retenção micromecânica produzida pela infiltração e polimerização dos monômeros resinosos na região de dentina desmineralizada intertubular (SUZUKI & FINGER, 1988; McCABE & RUSBY, 1992; GIANNINI *et al.*, 2001). Assim, considerando os mecanismos de adesão, pode-se especular que a contribuição à adesão oferecida pela retenção da resina no interior dos túbulos através dos *tags* de resina e pela formação da zona de interdifusão na dentina intertubular devem variar de acordo com as diferentes localizações do substrato dentinário (GWINNETT, 1993; PASHLEY *et al.*, 1995). A orientação dos túbulos dentinários também tem sido demonstrada como um fator determinante nos procedimentos adesivos (WATANABE *et al.*, 1996; WU *et al.*, 1998; OGATA *et al.*, 2001), no entanto, os adesivos que empregam *primers* auto-condicionantes parecem ser menos sensíveis a estas variações do substrato (PHRUKKANON *et al.*, 1999).

Diversos estudos na literatura apontam para a região mais susceptível a falha em uma restauração: a margem gengival localizada abaixo da junção amelo-cementária (ABDALLA & DAVIDSON., 1993; TAY *et al.*, 1995; MJÖR & QVIST., 1997; MJÖR, 1998). CAGIDIACO *et al.* (1997) atribuíram a dificuldade de adesão nesta região à composição da dentina. A superfície mais externa da margem gengival é composta de um tecido de estrutura diversa. Nesta área, a dentina abaixo do cimento inclui uma zona de transição que não apresenta aspecto de dentina nem de cimento, além de ser desprovida de túbulos dentinários. Considera-se que esta área seja constituída principalmente de matriz orgânica, o que pode facilitar ainda mais a penetração de cárie nesta região, pois a dificuldade de higienização nesta área facilita a organização da placa bacteriana (GAGE *et al.*, 1989; MJÖR & QVIST., 1997). A alta densidade de túbulos nesta região, que aumenta à medida que se aproxima da parede axial, pode contribuir para maior permeabilidade do tecido e permitir uma disseminação mais rápida do processo carioso.

A permeabilidade dentinária é uma outra característica determinada pela localização no órgão dental e de grande importância nos procedimentos adesivos (PASHLEY *et al.*, 1993). Esta permeabilidade pode variar também de acordo com o instrumento utilizado para o preparo da dentina, que pode produzir diferentes espessuras de lama dentinária ou *smear layer* (PASHLEY & CARVALHO, 1997). A influência da *smear layer* e da permeabilidade dentinária na adesão serão apresentadas a seguir.

2.1.2. *Smear layer*, permeabilidade dentinária e difusividade dos monômeros

Permeabilidade refere-se à facilidade com que uma substância pode se mover dentro ou através de uma barreira de difusão (substrato) (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998). As características de permeabilidade da dentina são de crucial importância na adesão ao substrato dentinário, visto que os sistemas adesivos atuais dependem da infiltração dos monômeros resinosos na matriz de dentina desmineralizada (PASHLEY *et al.*, 1993). Até o final da década de 80, a maioria dos estudos de permeabilidade dentinária se limitava a medir o fluxo de água ou soluto através da dentina via túbulos dentinários, fenômeno chamado “permeabilidade transdentinária”. O movimento de fluido dentro dos túbulos dentinários, responsáveis pela sensibilidade dentinária é um exemplo de permeabilidade intratubular (BRÄNNSTRÖM, 1986). Outro exemplo seria a difusão de substâncias pelos túbulos em direção à polpa (HANKS *et al.*, 1994; HANSEN *et al.*, 1992). De acordo com PASHLEY *et al.*, 1993, os *tags* de resina podem contribuir na adesão se a resina realmente se aderir à dentina intertubular, pois o fator mais importante no processo de adesão à dentina é a permeação da resina na dentina intertubular, um processo que os autores denominaram “permeabilidade intradentinária”.

A qualidade e durabilidade da adesão estão diretamente relacionadas à eficiência da penetração dos monômeros nos espaços interfibrilares, ao completo envolvimento das fibrilas colágenas expostas pelo adesivo resinoso, e à taxa de polimerização desta resina (PASHLEY *et al.*, 2000; GIANNINI *et al.*, 2003). Os espaços interfibrilares, antes preenchidos por cristais de apatita, são da ordem de

20 nm quando vistos em Microscopia Eletrônica de Transmissão, e a profundidade desta zona de espaços interconectados varia de 4 a 9 μm , dependendo da agressividade do ácido e do tempo de condicionamento. Apesar desta distância (4 a 9 μm) ser linear nas fotomicrografias, a distância de difusão é bem maior devido à tortuosidade dos canais. O movimento de monômeros resinosos nestes longos, contínuos e interconectados canais é um exemplo de permeabilidade intradentinária.

Especula-se que misturas de monômeros e polímeros como o metilmetacrilato (MMA) e o polimetilmetacrilato (PMMA) ou HEMA e Bis-GMA aplicados sobre o substrato dentinário desmineralizado podem não penetrar as mesmas distâncias dentro destes canais ao mesmo tempo, devido a diferenças nos seus coeficientes de difusão, que são inversamente proporcionais à raiz quadrada do seu peso molecular (PASHLEY *et al.*, 1993). Isto é verdade especialmente para misturas de MMA (peso molecular = 100) e PMMA (peso molecular = 400.000). Isto pode resultar em molaridades finais dos monômeros presentes na mistura do sistema adesivo na camada híbrida muito diferentes das molaridades aplicadas (ELIADES *et al.*, 2001). A FIG. 2-1 representa as fórmulas estruturais condensadas dos monômeros citados no texto.

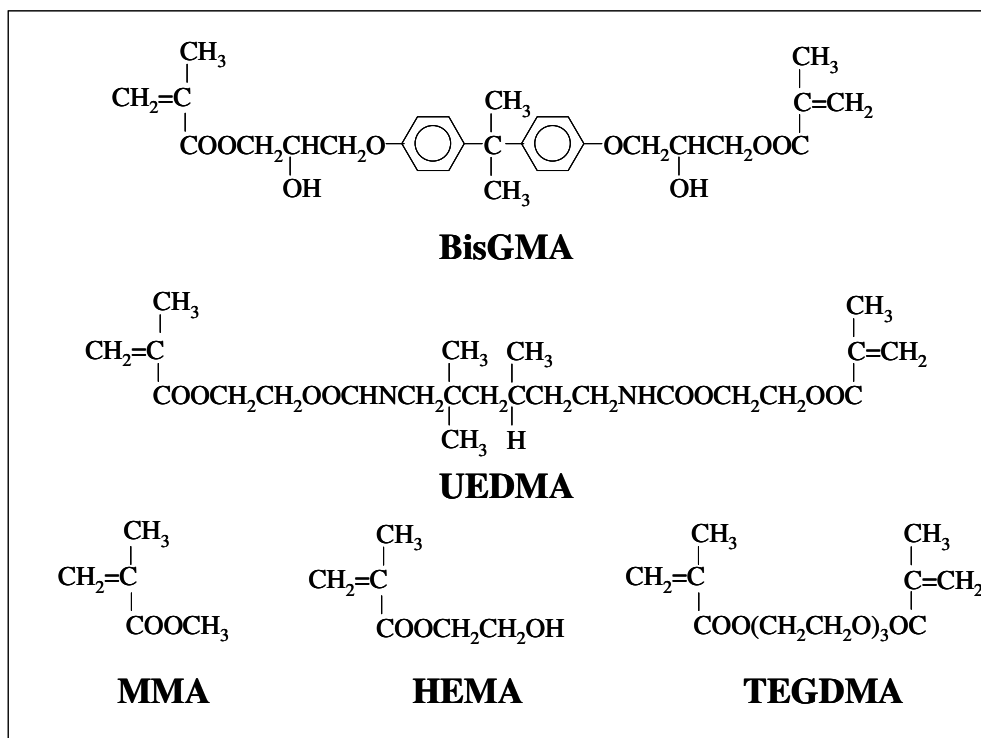


FIGURA 2.1 - Fórmulas estruturais condensadas dos monômeros mais comumente utilizados nos sistemas adesivos e resinas compostas.

BisGMA: 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi)fenil]propano;

UEDMA: uretanodimetacrilato; MMA: metilmetacrilato;

HEMA: 2-hidroxietil metacrilato; TEGDMA: trietilenoglicoldimetacrilato

A *smear layer*, ou lama dentinária, é criada durante o preparo cavitário e reflete a composição do tecido de onde é formada (EICK *et al.*, 1970). Esta camada é considerada uma excelente barreira à difusão de fluidos orais e materiais restauradores à polpa, por ocluir os túbulos dentinários, e sua remoção aumenta a permeabilidade dentinária. Semelhante à dentina, a *smear layer* é um excelente tampão devido à presença do colágeno e do fosfato trivalente na hidroxiapatita (WANG & HUME, 1988; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998). No entanto, dependendo do tipo de sistema adesivo, esta lama dentinária precisa ser removida ou não, pois os sistemas adesivos que empregam *primers*

autocondicionantes ou adesivos autocondicionantes desmineralizam a dentina e infiltram seus monômeros simultaneamente, incorporando a *smear layer* na interface de união (WATANABE *et al.*, 1994; TAY & PASHLEY, 2001). A remoção da *smear layer* é necessária previamente à aplicação dos sistemas adesivos convencionais para que os monômeros possam se difundir pela matriz da dentina desmineralizada (FUSAYAMA *et al.*, 1979; NAKABAYASHI *et al.*, 1982). Segundo PASHLEY (1990a), um condicionador ácido ideal deveria remover apenas a *smear layer*, mas não os *smear plugs*, o que é possível atualmente com os *primers* autocondicionantes. A remoção da *smear layer* é realizada com ácido fosfórico nas concentrações de 30 a 40% na maioria dos sistemas adesivos que empregam o condicionamento ácido total. Outro agente, revelado por NAKABAYASHI *et al.* (1982), como um bom condicionador para remover a lama dentinária e desmineralizar a dentina intacta subjacente é o cloreto férrico a 3% em ácido cítrico a 10% (solução 10:3), pois o cloreto férrico previne o colapso da matriz desmineralizada, permitindo assim, a difusão da mistura monomérica para dentro da dentina condicionada. Especula-se que os íons férricos adsorvem na dentina desmineralizada promovendo ligações entre peptídeos que são assim imobilizados e previnem o colapso da rede de colágeno quando seca com ar (NAKABAYSHI & TAKARADA, 1992).

A quantidade e qualidade da *smear layer* varia amplamente (0,5 a 2,0 μm), dependendo do tipo de instrumento utilizado no preparo, ou se o preparo foi realizado sob irrigação ou a seco (GILBOE *et al.*, 1980; TAGAMI *et al.*, 1991).

Acredita-se que uma camada maior de debris é criada quando o preparo é realizado sem irrigação, ou quando pontas diamantadas são utilizadas. A resistência ao ataque ácido pode variar quando diferentes métodos de preparo são utilizados, pois a espessura e o tamanho das partículas pode variar (PASHLEY *et al.*, 1988; TAGAMI *et al.*, 1991).

A técnica do condicionamento ácido prévio da dentina para remoção da *smear layer* e desmineralização da superfície dentinária ainda é, sem dúvida, uma das mais utilizadas e difundidas na atualidade (FUSAYAMA *et al.*, 1979). Os primeiros adesivos dentinários não removiam a *smear layer*, e não penetravam-na muito profundamente, por isso apresentavam baixos valores de adesão. Na verdade, a adesão dependia da resistência coesiva da *smear layer*, que era um pouco maior do 5 MPa (TAO *et al.*, 1988). Acreditava-se naquela época que o ácido aplicado sobre a dentina poderia provocar danos à polpa, ou que este procedimento poderia facilitar a penetração de bactérias ou irritantes químicos através dos túbulos dentinários abertos pelo ácido (VOJINOVIC *et al.*, 1973; STANLEY *et al.*, 1975). Este conceito demorou bastante tempo para ser modificado, apesar de FUSAYAMA (1979) ter chamado a atenção para o fato de que, ao condicionar a dentina com ácido fosfórico a 40%, promovia-se um melhor selamento dos túbulos dentinários com a resina adesiva, o que aumentava a resistência de união e prevenia irritação pulpar.

Infelizmente, num primeiro momento, as recomendações para aplicação dos adesivos determinavam que, após o condicionamento da dentina, esta deveria ser bem seca com ar, o que provocava o colapso da malha de fibrilas colágenas,

impedindo a sua difusão no substrato dentinário. Porém, ao aplicar uma formulação adequada a um substrato não colapsado, NAKABAYASHI *et al.* (1982) foram capazes de identificar o que se chamou posteriormente de camada híbrida ou zona de interdifusão. Uma região formada basicamente por uma matriz resinosa e uma matriz de colágeno, desprotegida dos cristais de hidroxiapatita após desmineralização com a solução 10:3. Ao secar a cavidade após o condicionamento ácido, promove-se um colapso da rede de fibrilas colágenas, o que prejudica a infiltração dos monômeros nesta região e resulta em menores valores de adesão, comprometendo o tempo de vida útil da restauração.

Após a desmineralização promovida pelo condicionamento ácido, a rede desmineralizada de fibrilas colágenas permanece suspensa na água. Cada fibrila é separada uma da outra por um espaço preenchido com água, a qual ocupa o espaço que era anteriormente ocupado por cristais de apatita. Removendo-se a água existente entre estas fibrilas promove-se um colapso desta rede, eliminando o espaço necessário para a infiltração de monômero (CARVALHO *et al.*, 1996a; MACIEL *et al.*, 1996; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998). No entanto, é possível reexpandir esta rede, reumedecendo-a com água ou aplicando *primers*, que podem conter uma solução aquosa de HEMA.

KANCA (1992, 1992a) e GWINNETT (1992), contrariaram os conceitos da época, que diziam que a umidade poderia prejudicar a adesão, e demonstraram que a presença de umidade não só era permitida, mas que ela era necessária para se obter maiores valores de adesão. Seus resultados se justificam pela presença de água ou solventes orgânicos nas soluções adesivas. Os solventes,

altamente hidrófilos, penetram na superfície úmida desmineralizada “em direção à água”, levando consigo os monômeros que estão diluídos juntos na solução. Em contato com a água, estes solventes elevam sua pressão de vapor, e a concentração de monômero aumenta à medida que a água evapora, ou seja, a função dos solventes é promover a substituição da água pelo monômero hidrófilo (KANCA, 1992, 1992a). Se não há umidade, não haverá interação do adesivo com o substrato, e a solução adesiva não terá a mesma capacidade de molhamento e infiltração. O conceito da técnica de adesão úmida à dentina é indicado na maioria dos sistemas adesivos disponíveis, resultando numa camada híbrida mais resistente, devido a melhor penetração dos monômeros resinosos nos espaços entre as fibrilas colágenas (NAKAJIMA *et al.*, 2000). SANO *et al.*, em 1995 demonstraram que esta infiltração na dentina desmineralizada, ocorrendo de maneira eficiente, pode restabelecer ou até exceder os valores de resistência máxima à tração apresentados pela dentina mineralizada em um macromodelo *in vitro*.

2.2. RESINA COMPOSTA

Desde o desenvolvimento das resinas compostas em 1962, enormes avanços têm sido alcançados no campo dos polímeros compostos odontológicos (BOWEN, 1962; MOSZNER & SALZ, 2001). Eles foram desenvolvidos inicialmente para ser utilizados em dentes anteriores, em substituição ao cimento de silicato e à resina acrílica. Desde então, todos os esforços têm sido direcionados no sentido de melhorar suas propriedades e conseqüentemente a longevidade das

restaurações (PEUTZFELDT, 1997). Devido às melhorias conseguidas, os compósitos tiveram suas indicações ampliadas. Formulados para exercer o papel de material restaurador estético para dentes anteriores, os compósitos são hoje utilizados em dentes posteriores, como materiais para fixação adesiva de próteses indiretas, como restaurações indiretas ou como base para restaurações (LEINFELDER, 1993; ROSENSTIEL *et al.*, 1998; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999). Cada uma destas aplicações implica em alterações nas proporções de seus constituintes ou na forma de polimerização. Nos tópicos a seguir serão apresentadas as características e propriedades dos compósitos resinosos, com especial ênfase no fenômeno de contração de polimerização e suas conseqüências.

2.2.1. Composição dos materiais à base de resina composta

O primeiro compósito odontológico foi formulado por BOWEN (1962, 1963) baseado nos procedimentos realizados na indústria de plásticos reforçados e apresentava propriedades bastante superiores às resinas acrílicas utilizadas naquela época, conseguidas com a incorporação de pó de sílica tratado com vinil-silano em um polímero orgânico. Este polímero orgânico desenvolvido por BOWEN é utilizado até hoje na maioria das formulações das resinas compostas, sendo chamado de bis-GMA. A molécula de bis-GMA é uma resina epóxica com radicais metacrilato, que ao contrário do MMA (monofuncional), é um dimetacrilato (molécula bifuncional), com maior peso molecular, uma estrutura química rígida, que apresenta menor contração de polimerização, menor volatilização,

enrijecimento mais rápido e capacidade de formar ligações cruzadas, resultando em resinas mais resistentes. O monômero 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi)fenil]propano (bis-GMA), lembra uma resina epóxica. A única diferença é que os grupos epóxi foram substituídos por grupos metacrilato. A surgimento desta molécula veio da combinação do bisfenol A com o glicidil metacrilato e, posteriormente, conseguiu-se sintetizar esta molécula a partir da combinação do éter diglicidil do Bisfenol A com ácido metacrílico. Por apresentar alta viscosidade, torna-se necessária a incorporação de monômeros de menor peso molecular para diminuir a viscosidade da mistura e permitir a incorporação de partículas de carga (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1998; ÖRTENGREN, 2000). Normalmente, são acrescentados o EGDMA, o TEGDMA ou o UEDMA. Além de diminuir a viscosidade da matriz orgânica, estes monômeros irão promover um aumento na quantidade de ligações cruzadas devido a um aumento na funcionalidade (FERRACANE, 1994). No entanto, o uso de monômeros diluentes promove, simultaneamente, um aumento na contração de polimerização, pois esta também depende do peso molecular e funcionalidade dos monômeros utilizados. Alguns outros monômeros também podem ser utilizados, mas normalmente estes monômeros encontram-se associados aos mencionados anteriormente (PEUTZFELDT, 1997).

Partículas de carga são incorporadas na matriz orgânica com o objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material e reduzir a contração de polimerização. Estas partículas inorgânicas são comumente produzidas através da trituração de quartzo, vidros ou cerâmicas, sendo que os dois últimos

normalmente compreendem óxidos de bário, estrôncio ou zircônia. As partículas de sílica de tamanho coloidal são obtidas por um processo pirolítico ou por precipitação. O tamanho das partículas pode variar de 0,04 μm (sílica coloidal) até 100 μm dependendo da categoria do material. Para que seja incorporada uma maior quantidade de carga à matriz orgânica, é necessário que partículas de diferentes tamanhos sejam misturadas (compósitos híbridos), o que proporciona melhores propriedades ao material e menor contração de polimerização. No entanto, para que estas partículas possam ser incorporadas à resina de modo a elevar as suas propriedades, elas devem ser previamente tratadas com um agente de união (BOWEN, 1963). Este agente, um organosilano, vai promover uma união química entre a partícula inorgânica e a matriz orgânica do compósito. Se essa união não existir, a resistência do compósito fica comprometida, porque as tensões dentro da matriz polimérica não podem ser transmitidas para as partículas de carga, sendo estas pontos de propagação de fraturas. Além do mais, a ausência de união carga/resina vai permitir que a água penetre nesta interface. (SÖDERHOLM, 1984; ANUSAVICE, 1996)

No seu estado hidrolizado, o silano contém grupos silânicos que se aderem à superfície das partículas de carga através da formação de ligações siloxanas (Si-O-Si) com a liberação de água (reação por condensação). Várias camadas deste silano cobrem a partícula de carga, formando uma interfase entre a partícula e a matriz orgânica. A parte externa da molécula de silano possui uma ligação dupla (C=C), que permite que esta molécula reaja formando uma ligação

covalente com os grupos metacrilato da matriz resinosa durante o processo de polimerização (ANUSAVICE, 1996).

Em resumo, os materiais à base de resina composta são compostos de 3 constituinte básicos: (1) a matriz resinosa que compreende: (i) um sistema de monômeros, (ii) um sistema iniciador para a polimerização através de radicais livres, e (iii) estabilizadores para maximizar a estabilidade durante o período de armazenagem do produto não polimerizado, e para promover estabilidade química do produto polimerizado; (2) uma matriz inorgânica constituída por partículas de vidro, quartzo, e/ou sílica; e (3) um agente de união, normalmente um organo-silano, que adere quimicamente à partícula e à matriz resinosa (PEUTZFELDT, 1997).

Obviamente, as propriedades e a performance dos materiais à base de resina composta dependem dos três constituintes básicos deste material. Algumas propriedades estão relacionadas principalmente com a carga e agente de união, como resistência à abrasão, coeficiente de expansão térmica e consistência, ao passo que a estabilidade de cor e tendência ao amolecimento podem ser atribuídas à matriz resinosa (REIS *et al*, 2003). Outras propriedades como a contração de polimerização e sorção de água dependem diretamente tanto da carga quanto da matriz orgânica.

2.2.2. Reação de polimerização

Polimerização é o processo através do qual se preparam polímeros através de monômeros. O termo polímero vem do grego “poli” = muitas; “meros” = partes.

São longas cadeias de moléculas que consistem de unidades repetidas (monômeros). Na verdade, os polímeros não são uma invenção recente, e de uma forma ou de outra são os constituintes básicos de qualquer ser vivo. Como exemplo de polímeros naturais temos o DNA, o colágeno, celulose, entre outros. Cada tipo de polímero possui uma unidade que é característica própria, ou “impressão digital”, e esta unidade que se repete é a base para as amplamente variadas propriedades dos polímeros. O desenvolvimento de polímeros sintéticos é relativamente recente, e como as resinas compostas compõem o tema principal deste trabalho, nos restringiremos a falar sobre o processo de polimerização deste material.

Para que uma pasta de compósito enrijeça, é necessária que ocorra a polimerização da matriz resinosa, reação esta que é definida como polimerização por adição. Este tipo de reação ocorre quando duas moléculas reagem formando uma molécula maior (polímero) sem promover a eliminação de uma molécula menor (VAN NOORT, 1994), sendo normalmente verificada na formação de compostos vinílicos (o monômero apresenta o radical vinila: $\text{CH}_2=\text{CH}-$), ou de polímeros acrílicos (o monômero está relacionado com o ácido acrílico: $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOH}$) (FELTRE, 1990). O processo de polimerização de adição para a produção destes polímeros envolve quatro estágios: ativação, iniciação, propagação e término.

A polimerização necessita da presença de radicais livres. Estes radicais serão iniciados por um sistema iniciador/ativador que irá formar os radicais livres. Na iniciação química, um iniciador, normalmente o peróxido de benzoíla, é

quebrado em dois radicais livres por um ativador, normalmente o N,N-diidroxietil-p-toluidina. Já na fotopolimerização, os compósitos são expostos à luz visível, num comprimento de onda que irá sensibilizar o fotoativador, normalmente a canforoquinona, que apresenta seu pico de absorção no comprimento de onda de 468 nm. Ao ser excitada pela luz, a canforoquinona interage com uma amina (e.g. dimetilaminoetil metacrilato) que irá formar os radicais livres. Estes radicais reagem com um monômero, quebrando uma ligação dupla C=C para iniciar a polimerização (ÖRTENGREN, 2000). Desta forma, o radical livre é transferido para o monômero, que vai reagir com outro monômero e assim por diante, propagando a polimerização. Esta reação termina quando dois radicais livres reagem entre si formando uma molécula estável.

Quando um monômero dimetacrilato é polimerizado, seria de se esperar que fosse formada uma cadeia polimérica tridimensional perfeita. No entanto, isto só seria possível se todos os grupos metacrilato reagissem com outro grupo metacrilato formando ligações cruzadas. Em alguns monômeros, apenas um grupo metacrilato reage, deixando o outro sem participar da rede de ligações cruzadas. Estes grupos não reagidos agirão como plastificadores (ASMUSSEN, 1982; REIS *et al.*, 2003). Alguns monômeros dimetacrilatos não reagirão de forma alguma, e poderão difundir dentro da matriz, assim como os oligômeros, que consistem de apenas algumas unidades monoméricas.

A efetividade da polimerização é normalmente expressa em termos de grau de conversão, que é a fração dos grupos metacrilato polimerizados (FERRACANE, 1994; PEUTZFELDT, 1997). Como os grupos metacrilato não-

reagidos ainda são insaturados (apresentam uma ligação dupla C=C), o grau de conversão pode ser expresso como uma porcentagem de ligações duplas, o que pode ser calculado através de espectroscopia infravermelha (FTIR) (RUEGGERBERG & CRAIG, 1988). O grau de conversão das resinas compostas pode variar de acordo com: a composição da matriz resinosa, a transmissão de luz através do material, a quantidade e composição de partículas inorgânicas, a quantidade de substâncias iniciadoras/ativadoras e o tipo de polimerização (PEUTZFELDT, 1997; FERRACANE, 1994; ASMUSSEN, 1982; YAP, 2000). Este grau de conversão varia de 50 a 80% dependendo dos fatores acima mencionados. Outro fator como a inibição proporcionada pelo oxigênio, que reage com os grupos metacrilato não-reagidos na superfície do material também pode afetar a polimerização negativamente (ASMUSSEN, 1982). Pode-se conseguir um maior grau de conversão através de uma polimerização adicional por calor e/ou pressão, que resulta em propriedades mecânicas melhoradas (BAGIS & RUEGGERBERG, 2000; PEUTZFELDT & ASMUSSEN, 2000). O grau de conversão de um compósito está diretamente relacionado não só com suas propriedades mecânicas, mas também com a contração de polimerização (ASMUSSEN, 1982a; BRAGA & FERRACANE, 2002).

2.2.2.1. Contração de polimerização

A polimerização dos compósitos resinosos é sempre acompanhada por uma contração do material, devido à formação de ligações covalentes curtas entre as unidades monoméricas que reduzem os espaços entre as moléculas (REES &

JACOBSEN, 1989). A polimerização envolve a conversão de distâncias intermoleculares de 0,3 a 0,4 nm em ligações covalentes de 0,15 nm. Apesar das resinas compostas terem alcançado uma grande aceitação por parte de clínicos e pacientes, esta característica inerente a estes materiais traz, sem dúvida, algumas limitações ao seu uso, podendo provocar uma falha precoce da restauração caso não seja bem controlada pelo operador.

A contração de polimerização de um compósito depende do tipo de monômeros empregados, da quantidade de resina não-polimerizada presente na mistura, e do grau de conversão dos monômeros em polímeros. A molécula de bis-GMA desenvolvida por BOWEN (1962) apresenta alto peso molecular e traz características favoráveis à resina como resistência e baixa contração de polimerização. No entanto, é uma resina altamente viscosa, o que torna necessário a incorporação de diluentes com menor peso molecular como o TEGDMA ou UEDMA. Estes monômeros podem maximizar o grau de conversão, porém verifica-se simultaneamente um significativo aumento na contração de polimerização (DE GEE *et al.*, 1993, CARVALHO *et al.*, 1996). Outro fator determinante na contração de polimerização é a quantidade de carga presente no compósito, quanto maior a proporção carga/resina, menor a contração de polimerização (ANUSAVICE, 1996).

Estima-se que, após polimerizadas, as resinas compostas tenham reduzido o seu volume inicial em aproximadamente 1,5 a 3% em volume (DE GEE *et al.*, 1993). No entanto, a cavidade não reduz o seu volume, ou se isto ocorrer, uma deformação na estrutura dental será verificada (SULIMAN *et al.*, 1993). Se a resina

composta estiver restrita a uma cavidade durante a polimerização, tensões podem ser transmitidas diretamente à interface aderida, competindo com a resistência de união proporcionada pelo sistema adesivo, e se estas tensões de contração excederem a resistência de união, a adesão pode ser rompida, resultando em microinfiltração e, conseqüentemente cárie recorrente (DAVIDSON *et al.*, 1984).

A cinética da contração de polimerização pode ser dividida em duas fases importantes: pré-gel e pós-gel. Quando o ponto gel é atingido, a resina composta apresenta um módulo de elasticidade gradativamente maior, ou seja, ela enrijece. As tensões de contração surgem quando a redução volumétrica é acompanhada do desenvolvimento deste módulo e são transferidas à estrutura dental circundante, desde que esta restrinja as alterações volumétricas (VERSLUIS *et al.*, 1996). DAVIDSON & DE GEE (1984) demonstraram que as tensões de contração podem ser aliviadas durante a fase pré-gel, devido ao escoamento do material em direção às paredes não aderidas. Desta forma, a adesão é mantida apenas nas cavidades que permitem este alívio através do escoamento.

Neste momento é importante ressaltar um conceito que foi criado e difundido na literatura odontológica a respeito da cinética de polimerização dos compósitos fotoativados. Conceito este, que enfoca de forma um pouco distorcida a direção dos vetores de contração (VERSLUIS *et al.*, 1998; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1999). Acreditou-se por algum tempo que a resina composta se contraía em direção à luz. Desta forma, as recomendações para os procedimentos restauradores adesivos na clínica, baseando-se neste fato, visavam diminuir a dimensão ou evitar a formação de *gaps* e maximizar a resistência de união através

da direção que a luz era emitida (LUTZ *et al.*, 1986a; DE GOES *et al.*, 1992). A direção de contração depende principalmente: da configuração da cavidade, da qualidade da adesão, do “quantum” (quantidade de energia) de luz que penetra no material, da quantidade de fotoinicadores e da espessura do material a ser polimerizado (VERSLUIS *et al.*, 1998; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1999). Assim, percebe-se que a qualidade da adesão e a configuração cavitária tornam-se fatos notavelmente mais significantes do que o direcionamento da luz, pois o controle dos vetores de contração está, em sua maior parte, fora do controle do operador. VERSLUIS *et al.* (1998), demonstraram através da análise de elemento finito que, em uma cavidade perfeitamente aderida, os vetores de contração se direcionam para as paredes. Como a qualidade da adesão à dentina varia de acordo com as diferentes regiões dentro de um mesmo dente, e conhecendo a dificuldade de se obter altos valores de resistência de união em dentina profunda (GIANNINI *et al.*, 2001), na parede gengival de cavidades Classe II (MJÖR & QVIST, 1997) ou em dentina afetada por cárie (NAKAJIMA *et al.*, 1995), é de se esperar que a orientação dos vetores de contração se dirija em direção às paredes com melhor qualidade adesiva e contra as regiões ou paredes com menor qualidade adesiva (FIG. 2.2.).

Sabendo-se que as tensões de contração geradas durante a polimerização da resina composta competem diretamente com a adesão, mas que estas tensões podem ser aliviadas através do escoamento do material antes que o ponto gel seja atingido, seria racional que melhores condições fossem dadas para a resina composta liberar estas tensões durante este período que lhe é permitido, já que o

clínico pode, de certa forma, controlar a contração de polimerização sob este aspecto. Desta forma, é de extrema importância o conhecimento dos dois fatores mais importantes que influenciam de maneira significativa as tensões geradas durante a contração da resina composta: a intensidade e o modo de fotoativação, e a configuração cavitária (SILIKAS *et al.*, 2000; FEILZER *et al.*, 1987).

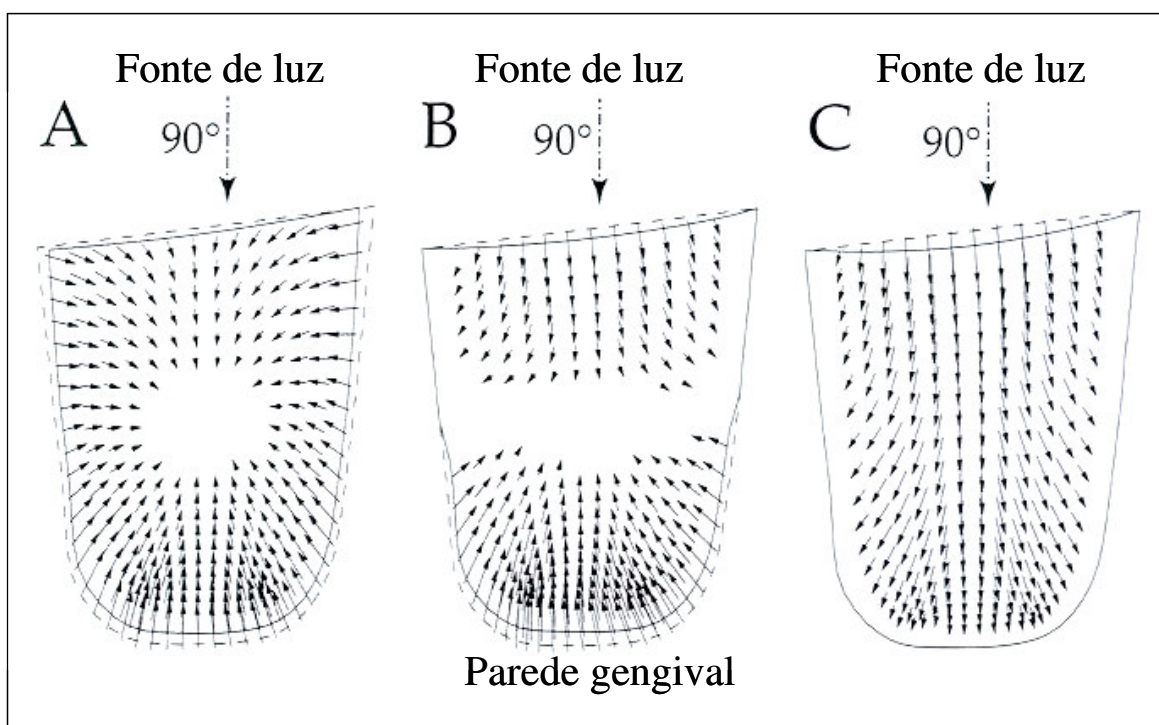


FIGURA 2.2 - Distribuição dos vetores de contração durante a fase pré-gel representado através de uma secção de restauração do tipo Classe II em resina composta fotoativada (luz emitida a 90°): (A) contração livre, (B) restauração perfeitamente aderida apenas ao esmalte, e (C) restauração perfeitamente aderida tanto ao esmalte quanto à dentina (adaptado de VERSLUIS *et al.*, 1998. p. 1441).

Um alto grau de conversão está geralmente associado com altas tensões de contração e uma correlação linear foi demonstrada entre as tensões geradas e a intensidade de luz (SAKAGUCHI *et al.*, 1992). Uma forma de diminuir as tensões

geradas seria utilizar a técnica “*soft-start*”, que emite uma densidade de potência inicial baixa (aproximadamente 150 mW/cm²) por 10 segundos, seguido de uma intensidade de aproximadamente 750 mW/cm² por 30 segundos.

A restrição da capacidade de escoamento da resina composta pelas paredes cavitárias é outro fator que pode aumentar as tensões de contração. Um importante conceito introduzido por FEILZER *et al.* (1987) diz respeito à configuração cavitária. Os autores estudaram as tensões de contração geradas durante a polimerização da resina composta em função da forma da restauração. Foi descrito o fator de configuração cavitária ou Fator-C, que é a razão entre as superfícies aderidas e não-aderidas de uma restauração de resina composta. Em outras palavras, quanto maior o Fator-C, maiores as tensões transmitidas à interface, pois a capacidade de escoamento é restrita pelas paredes do preparo, principalmente quando ocorre inserção do compósito em incremento único na cavidade. Clinicamente, as cavidades Classe I seriam as mais desfavoráveis em relação ao Fator-C, pois apresentam um Fator-C de aproximadamente 5. Cavidades classe II e III apresentam Fator-C entre 1 e 2, ao passo que as cavidades do tipo classe IV e classe V rasas são as mais favoráveis, pois cavidades planas apresentam um Fator-C menor que 1 devido à grande área disponível para o escoamento do material (FEILZER *et al.*, 1987; CARVALHO *et al.*, 1996). Segundo FEILZER *et al.* (1987) as cavidades com Fator-C menor que 1 seriam as únicas a sobreviver às tensões de contração de polimerização. As tensões geradas pela contração do compósito são da ordem de 13 a 17 MPa, o

que pode ser maior do que a resistência de união proporcionada por alguns adesivos dentinários segundo DAVIDSON *et al.* (1984).

2.2.3. Táticas para minimizar os problemas gerados pela contração de polimerização

2.2.3.1. Técnicas incrementais para inserção da resina composta

Diversas técnicas e materiais restauradores têm sido propostos na tentativa de superar os problemas gerados durante a contração de polimerização da resina composta. Além dos sistemas adesivos que proporcionam altos valores de adesão, existem as técnicas incrementais para inserção da resina composta, que são reconhecidas como modificadores das tensões de contração da resina composta (VERSLUIS *et al.*, 1996). Diferentes técnicas para inserção do compósito têm sido propostas, mas não existe um acordo entre os autores (LUTZ *et al.*, 1986; POLLACK, 1987, HASSAN *et al.*, 1987; TJAN *et al.*, 1992; YAP *et al.*, 1996, AGUIAR *et al.*, 2002).

As primeiras técnicas desenvolvidas para a inserção de compósitos em dentes posteriores surgiram em meados dos anos 80 e apresentavam em comum a utilização de cunhas reflectivas para tentar obter uma melhor adaptação marginal, pois se acreditava que as resinas compostas se contraíam em direção à fonte de luz (LUTZ *et al.*, 1986, 1986a; POLLACK, 1987). No entanto, o mais importante é que através da inserção da resina composta em incrementos, diminuía-se o volume de compósito que se contraía ao mesmo tempo em que aumentava a taxa de conversão do compósito. Em 1986, LUTZ propôs uma

técnica para a restauração de cavidades Classe II denominada “técnica da polimerização por três lados”, onde aplicava-se um primeiro incremento na parede gengival, que era fotoativado pela cunha reflectiva, um segundo incremento maior na parede vestibular, e um terceiro e menor incremento por lingual. A técnica proposta por POLLACK (1987), consistia da inserção do compósito em incrementos oblíquos, pois desta forma, poderia se diminuir a sensibilidade dentinária promovida pela deflexão de cúspide gerada durante a polimerização do compósito.

HILTON & FERRACANE (1999) apresentaram uma técnica que preconiza não apenas a inserção incremental da resina composta, mas também a confecção de um bisel de 0,5-1,0 mm nas margens cavo-superficiais vestibular e lingual para diminuir a microinfiltração em cavidades Classe II. A utilização desta técnica também pode promover uma diminuição na ocorrência de trincas no esmalte próximo à margem da restauração (DIETRICH *et al.*, 2000).

2.2.3.2. Utilização de materiais de base com baixo módulo de elasticidade para “absorção de tensões”

Outra alternativa para minimizar as tensões de contração seria a utilização de um material de base com baixo módulo de elasticidade, com o intuito de agir como absorvedor de tensões. Os materiais mais comumente utilizados são os ionômeros de vidro modificados por resina (TOLIDIS *et al.*, 1998), e mais recentemente, as resinas compostas de baixa viscosidade ou compósitos “*flow*” (UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999).

Os ionômeros de vidro apresentam, além de um baixo módulo de elasticidade, a propriedade de liberação de flúor, o que pode ajudar a prevenir uma possível recorrência de cárie. No entanto, a resistência de união da resina composta ao ionômero pode exceder a adesão do ionômero de vidro à estrutura dental ou a resistência coesiva do próprio ionômero (PUCKETT *et al.*, 1992; SCHWARTZ *et al.*, 1990; SNEED & LOOPER, 1985). As resinas compostas de baixa viscosidade foram introduzidas no mercado no final da década de 90, e são comercializadas como materiais capazes de absorver as tensões geradas pela contração do compósito. O baixo módulo de elasticidade pode permitir um melhor alívio das tensões de contração, reduzindo o potencial de microinfiltração devido à menor chance de falha da camada adesiva (LEEVAILOJ *et al.*, 2001; SABBAGH *et al.*, 2002; MONTES *et al.*, 2001). Uma outra vantagem deste tipo de material é a radiopacidade, que facilita a identificação de cáries recorrentes, *gaps*, ou outros defeitos que podem contribuir para o insucesso da restauração. Porém esta não é uma característica de todos os materiais, e deve ser levada em consideração no momento da escolha do produto (BOUSCHLICHER *et al.*, 1999; MURCHISON *et al.*, 1999).

2.2.3.3. Técnicas de fotoativação

Uma das formas de se reduzir a contração de polimerização é permitindo que o compósito escoe durante o processo de polimerização. Segundo MIYAZAKI *et al.* (1996) e SAKAGUCHI & BERGE (1998), o processo de polimerização é mais dependente do total de energia disponível do que da intensidade de luz

propriamente dita. Um alto grau de conversão pode ser alcançado pela aplicação de menor intensidade de luz por tempo prolongado, ou talvez, pela utilização de intensidades variáveis por determinado tempo. Assim, o profissional pode minimizar os efeitos indesejáveis da contração de polimerização, através da utilização programada de diferentes intensidades de luz.

Na técnica “soft-start”, inicialmente aplica-se baixa intensidade de luz que permite um rearranjo molecular interno do material, reduzindo a tensão gerada internamente, uma vez que diminui a velocidade da reação. Esta diminuição na velocidade inicial de conversão ocorre devido à ativação de uma menor quantidade de iniciadores, ou seja, ela prolonga a fase pré-gel, dando maior oportunidade de escoamento para a resina composta, o que acontece até que o ponto gel seja atingido. Além do mais, o grau de conversão final não será comprometido devido à continuidade da fotoativação com intensidade normal. Quando são utilizadas unidades fotoativadoras com alta intensidade de luz, não é dada à resina composta essa oportunidade de alívio das tensões através do escoamento, o que aumenta a competição com a interface aderida (BURGESS *et al.*, 1999; SILIKAS *et al.*, 2000; SAKAGUCHI & BERGE, 1998).

Os aparelhos específicos para este modo de ativação emitem inicialmente uma intensidade de luz de 100 a 150 mW/cm² durante 10 segundos, e durante os 30 segundos restantes é emitida uma intensidade de 700 a 800 mW/cm². A menor intensidade de luz inicial também pode ser conseguida através do afastamento da ponta do aparelho fotopolimerizador a 1,5 centímetros da superfície do composto (OBICI, 2002).

2.3. PROBLEMÁTICA DAS RESTAURAÇÕES DO TIPO CLASSE II

A razão mais comum para substituição de restaurações é o diagnóstico clínico de cáries recorrentes (MJÖR & QVIST, 1997). Este problema torna-se mais freqüente principalmente na margem gengival das restaurações, o que é, de certa forma, um risco existente especialmente em restaurações Classe II onde o processo carioso se estendeu além da junção amelo-cementária. Nestas regiões a infecção e disseminação da lesão de cárie são notavelmente mais aceleradas, não apenas pela composição do substrato dental, mas também, pela dificuldade de higienização destas regiões (GAGE *et al*, 1989; MJÖR, 1998).

Percebe-se que a longevidade de restaurações com margem em esmalte é bem maior do que em dentina (GEURTSSEN & SCHOELER, 1997). Quando não existe esmalte disponível para a adesão na região cervical o clínico deve ter a destreza para realizar os procedimentos adesivos, porque apesar dos sistemas adesivos atuais apresentarem altos valores de adesão à dentina superficial, a técnica é bastante sensível ao operador, e está susceptível a falhas, especialmente em dentina profunda (ROULET, 1997; GIANNINI *et al.*, 2002).

Diversos fatores estão relacionados com o possível insucesso que ocorre na parede gengival de uma restauração Classe II: a baixa resistência de união nesta parede, associada à contração de polimerização do compósito; a composição orgânica do substrato; a facilidade de acúmulo de placa associada à dificuldade de higienização; a dificuldade da manutenção de um campo livre de contaminantes e umidade devido à proximidade da papila gengival e da presença de fluido gengival (sangue e saliva); a alta permeabilidade do substrato; e ainda, a

dificuldade de diagnóstico diferencial de cárie recorrente pode levar o clínico a substituir uma restauração que não apresenta problemas (MJÖR, 1998). Um fato interessante apontado por KROEZE *et al.* (1990), em uma pesquisa sobre a prevalência e necessidade de substituição de restaurações demonstra que a frequência com que um indivíduo visita o cirurgião-dentista pode estar relacionada com um maior número de restaurações deficientes.

Em um estudo recente, BESNAULT & ATTAL (2002) demonstraram que condições clínicas extremas (temperatura / umidade relativa – 35°C / 95% UR) têm influencia significativa na infiltração marginal dentinária em cavidades Classe II. Verificou-se um aumento na microinfiltração quando a simulação das condições orais foi comparada com as condições laboratoriais (20-23°C / 40% UR). Acredita-se que nas condições de umidade relativa encontrada no meio bucal, pode ocorrer uma diluição da solução adesiva devido à condensação do vapor na superfície dentinária, ou uma diminuição na taxa de evaporação da água presente na solução água/HEMA do *primer* (PASHLEY, 1994; PASHLEY *et al.*, 1998). Ao mesmo tempo em que a presença de água é importante para que ocorra a infiltração dos monômeros na rede de colágeno desmineralizada, a sua remoção previamente a fotoativação é de extrema importância para que não ocorra um prejuízo à união (JACOBSEN & SÖDERHOLM, 1995; BESNAULT & ATTAL, 2002).

2.4. TESTES DE ADESÃO

Diante dos assuntos acima expostos, fatores como o tipo e a localização do substrato a ser testado, assim como o instrumento utilizado para prepará-lo; e a configuração da cavidade a ser restaurada parecem ter alguma importância na qualidade final da restauração (PASHLEY *et al.*, 1995). Os testes de adesão convencionais como o teste de cisalhamento ou o teste de tração ajudaram a desvendar diversos aspectos no que diz respeito às técnicas de adesão, e no desenvolvimento de melhores materiais (VAN NOORT *et al.*, 1989). No entanto, tais métodos de adesão apresentam algumas limitações. No teste de cisalhamento, verifica-se, através de análise de elemento finito, que as tensões são distribuídas para o material de base, ou seja, os resultados gerados por estes testes podem revelar a resistência coesiva do substrato ao invés de revelar a resistência de união proporcionada pelo agente adesivo (DELLA BONA & VAN NOORT, 1995). Um outro fator que pode limitar o uso tanto do teste de cisalhamento como teste de tração convencional, se deve ao fato deles necessitarem de uma área relativamente grande para adesão, sendo realizados em superfícies dentais planas. Desta forma, tais testes não podem ser utilizados em substratos de maior relevância clínica como dentina afetada por cárie, lesões cervicais, dentina esclerótica, ou em cavidades tridimensionais (CARVALHO *et al.*, 1994).

Com a introdução do teste de microtração desenvolvido por SANO *et al.* (1994, 1994a), tornou-se possível a determinação da resistência de união utilizando-se pequenas áreas. Uma observação importante foi que a resistência à

tração aumentou quando se reduziu a área adesiva. Fato este que pode ser explicado pela maior incorporação de defeitos estruturais e/ou geradores de tensão na interface ou no substrato de maior área, permitindo que a falha ocorra frente a uma força menor do que sua verdadeira resistência intrínseca (GRIFFITH, 1920). Este teste veio facilitar o estudo da adesão em diferentes regiões de uma cavidade, proporcionando importantes informações relativas à adesão a cavidades complexas, e a substratos de maior relevância clínica. No entanto, não são muitos os estudos que investigaram a resistência de união à cavidades tri-dimensionais (YOSHIKAWA *et al.*, 1999; ARMSTRONG *et al.*, 2001; BOUILLAGUET *et al.*, 2001).

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em mente o fato de que a região mais susceptível a falha numa restauração em resina composta seria a parede gengival de uma cavidade com margem localizada em dentina, devido aos possíveis efeitos da contração de polimerização e da frágil adesão desenvolvida nesta região, o presente estudou teve por objetivo:

3.1. Avaliar o efeito de diferentes técnicas para inserção da resina composta, aplicadas com ou sem a utilização de uma base de resina composta de baixa viscosidade em cavidades com diferentes valores de Fator-C, na resistência de união à dentina da parede gengival de cavidades Classe II;

3.2. Analisar o padrão de fratura das amostras testadas, observar o sítio disponível para adesão e a interface de união em diferentes regiões de cavidades Classe II através de Microscopia Eletrônica de Varredura

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta terceiros molares recém-extraídos (armazenados em uma solução de timol a 0,05%) foram utilizados neste estudo. Os dentes foram obtidos após parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP para execução deste projeto (processo nº. 136/2001).

4.1. Preparo da cavidade

Após a limpeza com curetas periodontais e jato de bicarbonato de sódio, a superfície mesial foi levemente abrasionada para que a curvatura proximal fosse removida com lixa de carbetto de silício de granulação 600. A superfície oclusal dos dentes foi abrasionada para que se obtivesse uma distância gengivo-oclusal de 5 mm, sendo que a margem gengival deveria se localizar 1 mm abaixo da junção amelo-cementária. Em seguida, os dentes tiveram suas raízes incluídas em resina de poliestireno para facilitar o seu manuseio durante os procedimentos para padronização dos preparos. A precisão da máquina para padronização da cavidade é de 0,1 mm (FIG. 4.1.1.A).

O ângulo ocluso-proximal media aproximadamente 90° e o dente era fixo na máquina de modo que a superfície proximal se apresentava paralela à ponta diamantada que estava posicionada perpendicularmente ao solo (FIG. 4.1.1.B). Para a confecção dos preparos foram utilizadas pontas diamantadas nº. 3145 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) operadas em alta rotação sob constante irrigação (Turbina Extra Torque 605 – Kavo do Brasil S.A., Joinville, SC, Brasil). Cavidades

Classe II foram preparadas na superfície mesial, pois é a superfície anatomicamente mais plana, com as seguintes dimensões: 5 mm de distância gengivo-oclusal por 4 mm de distância vestibulo-lingual por 2 mm de distância axio-mesial (FIG. 4.1.1.C). Desta forma, os preparos apresentariam um Fator-C de aproximadamente 1,7. Este valor (1,7) foi determinado a partir da divisão da área disponível para adesão (S) pela área de superfícies livres (L) da cavidade, como na equação:

$$C = \frac{S \text{ parede gengival} + S \text{ parede axial} + 2S \text{ (parede vestibular/lingual)}}{L \text{ superfície proximal} + L \text{ superfície oclusal}}$$

assim:

$$C = \frac{(2 \times 4) + (4 \times 5) + 2(2 \times 5)}{(4 \times 5) + (2 \times 4)} = 1,71$$

As dimensões do preparo estão representadas na FIG. 4.1.2. Para os grupos controle, as cavidades foram preparadas do mesmo modo, mas as paredes circundantes do preparo foram removidas com a máquina para padronização de preparos, de maneira que somente a parede gengival permanecesse disponível para a realização dos procedimentos adesivos, mas com a mesma característica superficial dos outros grupos. Para um incremento de 2 mm, o Fator-C seria de aproximadamente 0,3 (FIGs. 4.1.1.D-E).

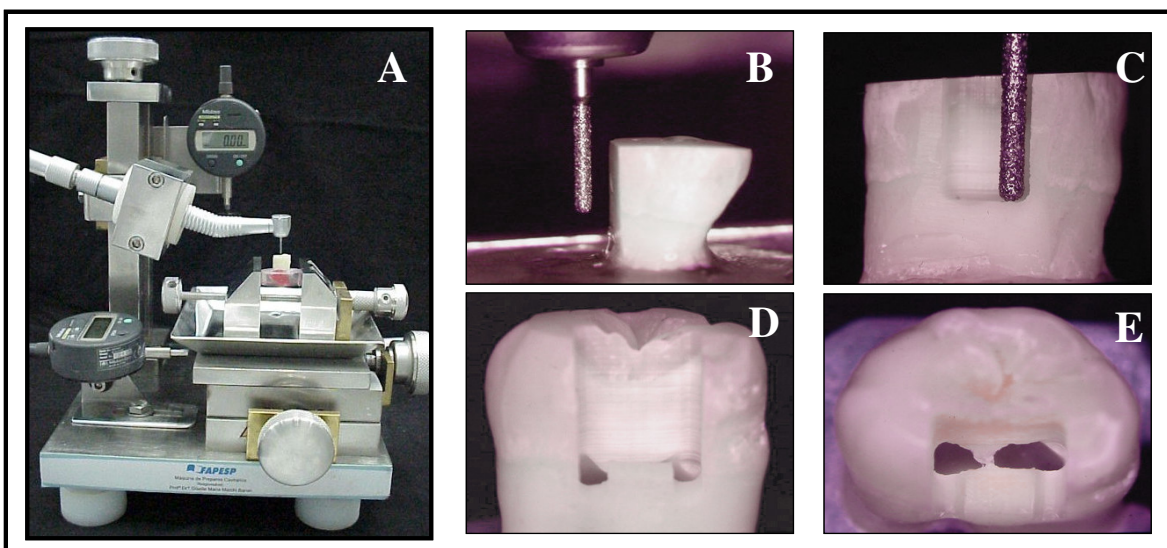


FIGURA 4.1.1 - (A) Máquina para padronização de preparos; (B) preparo da cavidade; (C) aspecto do preparo (vista proximal); (D) remoção das paredes circundantes após o preparo da cavidade (grupos controle); (E) vista oclusal da parede gengival dos grupos controle.

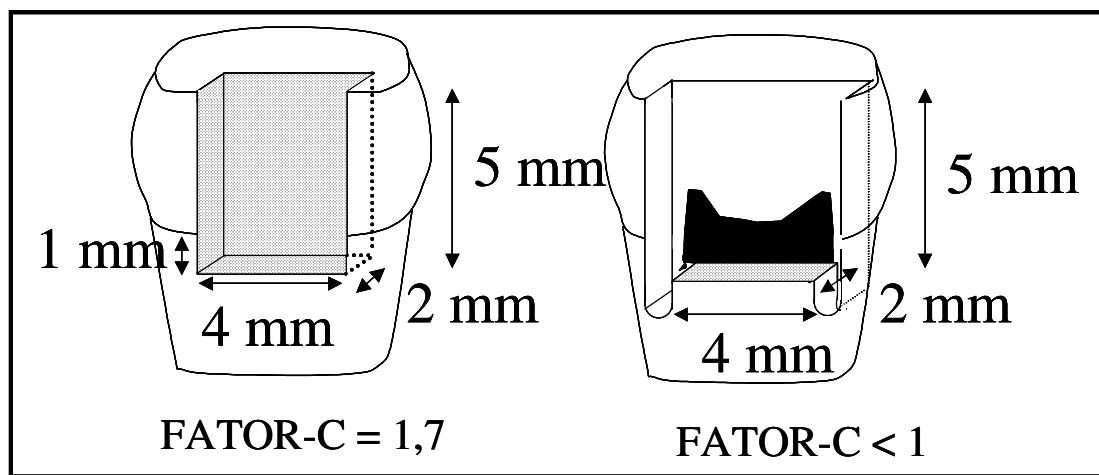


FIGURA 4.1.2 - Dimensões dos preparos e seus respectivos valores de Fator-C.

4.2. Procedimentos restauradores

Os materiais utilizados, assim como os fabricantes, a composição e os números dos lotes estão listados na TAB. 4.2.1 e apresentados na FIG. 4.2.1.A.

As cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico a 35% durante 15 s, lavadas por 20 s e levemente secadas para que a superfície dentinária permanecesse úmida (FIG. 4.2.1.B). O sistema adesivo Single Bond foi aplicado de acordo com as recomendações dos fabricantes por duas vezes consecutivas em todas as superfícies de dentina, as quais foram inspecionadas para verificar se apresentavam um aspecto brilhante, se alguma região não apresentasse este aspecto, mais uma camada era aplicada (FIG. 4.2.1.C). Aplicou-se um leve jato de ar por 5 s para acelerar a volatilização dos solventes presentes na solução antes que o adesivo fosse fotoativado por 20 s com uma unidade fotoativadora XL 3000 (3M/ESPE). Uma tira de poliéster foi fixada ao redor do dente (FIG. 4.2.1.D-E), que foi restaurado de acordo com uma das quatro técnicas para inserção da resina composta: Grupos 1 e 2 – incremental horizontal (FIG. 4.2.2.A); Grupos 3 e 4 – incremental vestíbulo-lingual (FIG. 4.2.2.B); Grupos 5 e 6 – incremental oblíqua (FIG. 4.2.2.C); Grupos 7 e 8 – incremento único (FIG. 4.2.2.D); Grupos 9 e 10 – um bloco de resina de 5 x 2 x 4 mm foi construído em 3 incrementos horizontais na parede gengival plana correspondente (FIG. 4.2.2.E e 4.2.3). Cada incremento foi fotoativado pela superfície oclusal, com intensidade constante de 600 mW/cm² por 40 s.

Nos grupos 2, 4, 6, 8 e 10, foi aplicada uma camada de aproximadamente 0,5 mm de espessura da resina composta de baixa viscosidade (Tetric Flow

Chroma) na parede gengival, a qual foi fotoativada por 40 s antes da aplicação da resina composta TPH Spectrum (FIGs. 4.2.1.F-H).

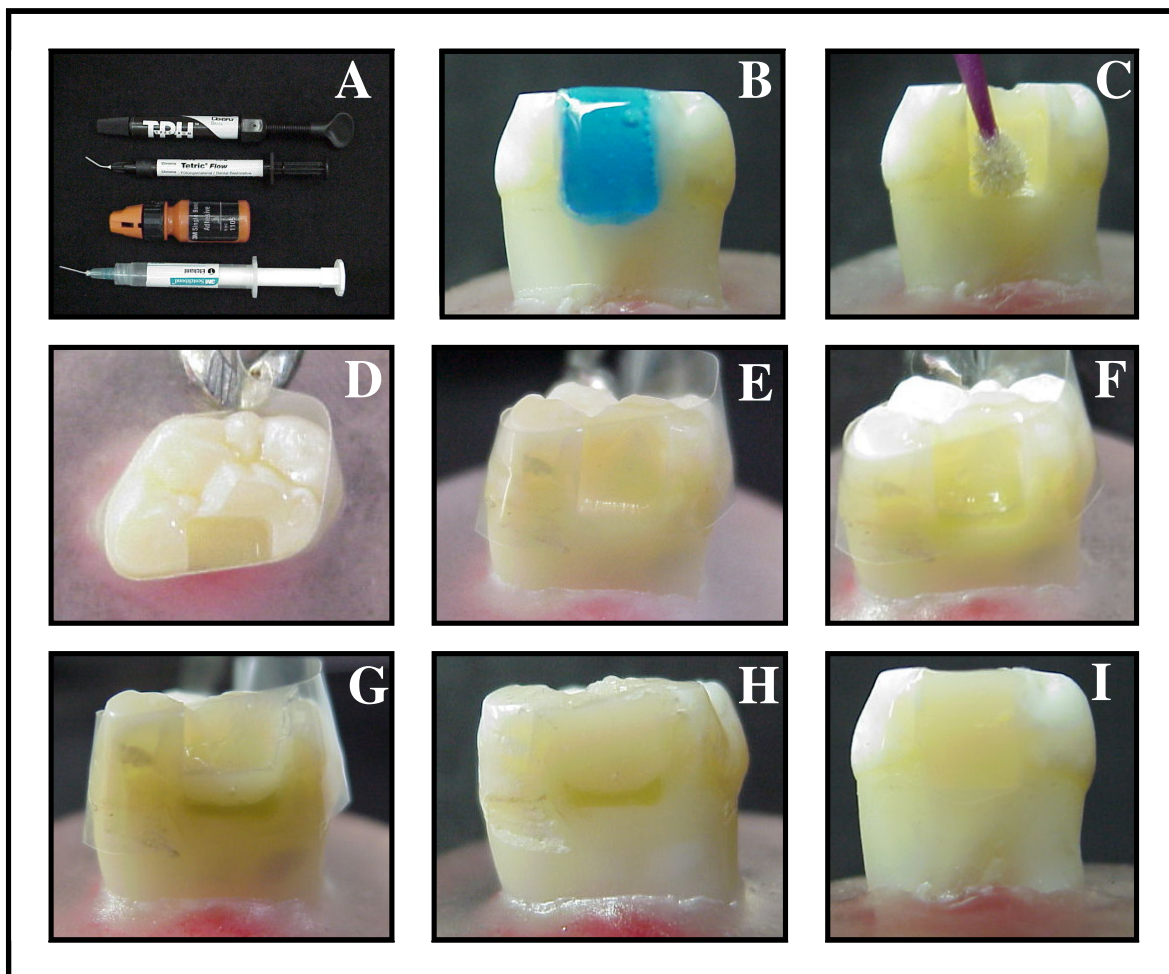


FIGURA 4.2.1 - (A) Materiais restauradores utilizados; (B) condicionamento ácido; (C) aplicação do sistema adesivo; (D) fixação da tira-matriz de poliéster (vista oclusal); (E) fixação da tira-matriz (vista proximal); (F) aplicação do compósito de baixa-viscosidade; (G) inserção do primeiro incremento horizontal; (H) dente restaurado com o compósito *flow* como base; (I) dente restaurado sem o compósito *flow*.

O compósito de baixa viscosidade Tetric Flow Chroma apresenta uma coloração esverdeada após polimerizado, o que ajuda a verificar as áreas onde o

material foi aplicado, e se o mesmo foi adequadamente polimerizado. Na não observação deste aspecto, o compósito era fotoativado por mais 40 s. As FIGs. 4.2.1.H e 4.2.1.I demonstram o aspecto dos dentes restaurados.

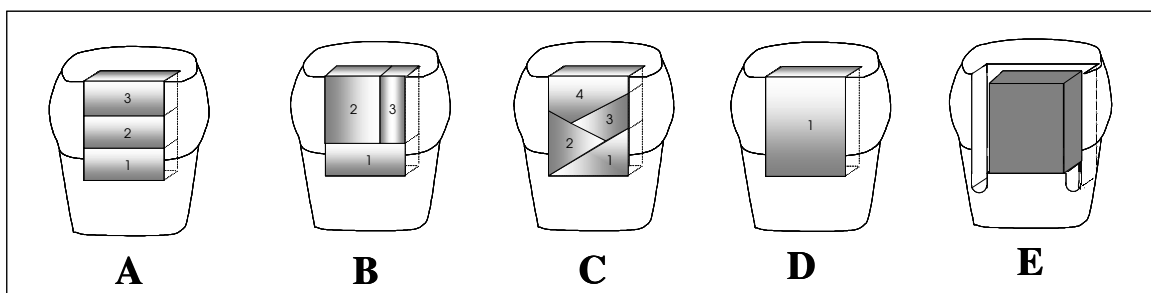


FIGURA 4.2.2 - Técnicas restauradoras: (A) incremental horizontal; (B) incremental vestibulo-lingual; (C) incremental oblíqua; (D) incremento único; (E) controle.

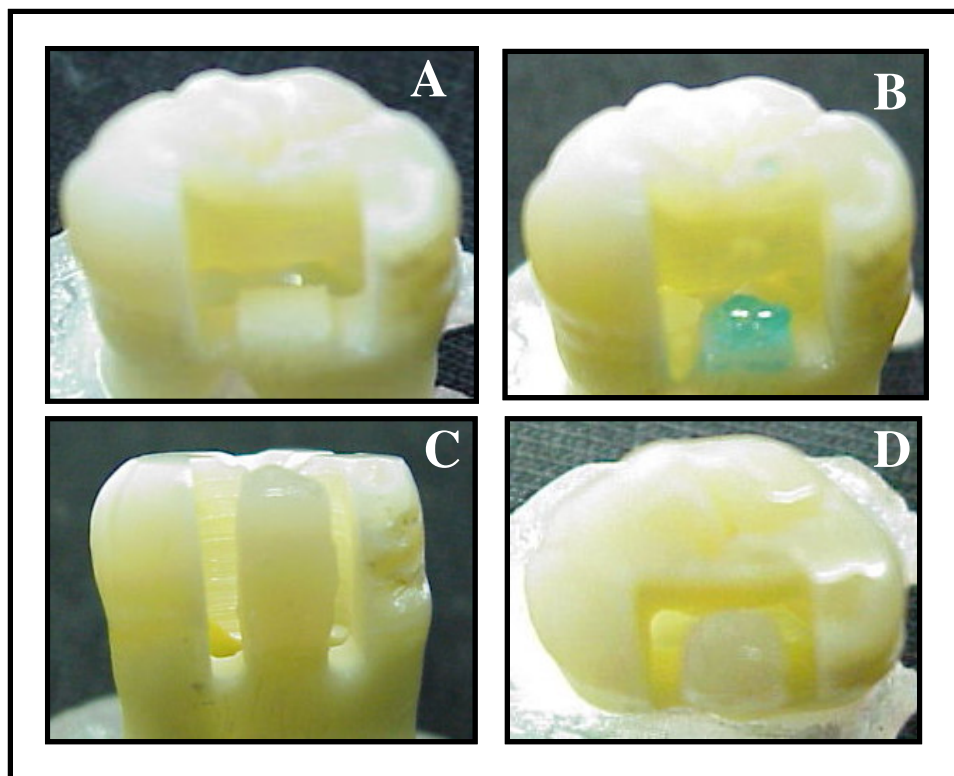


FIGURA 4.2.3 - (A) Espécime do grupo controle; (B) condicionamento ácido; (C) bloco de resina composta construído sobre a parede gengival; (D) vista oclusal, note que a única parede aderida é a gengival.

TABELA 4.2.1

Materiais utilizados neste estudo: composição, número dos lotes e fabricantes.

Materiais	Composição	Número do lote	Fabricantes
3M Scotchbond Etchant	Ácido fosfórico a 35%, sílica coloidal	1WE	3M/ESPE , St. Paul, MN, EUA
Single Bond	HEMA, Bis-GMA, PAA, etanol e água	9DE	3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA
Tetric Flow Chroma	Bis-GMA, uretano dimetacrilato, trietileno glicol dimetacrilato (35% em peso). Vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de Ba-Al-fluorsilicato, dióxido de silício altamente disperso e óxidos esferoidais mistos (64,6% em peso)	CE0123	Vivadent-Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
Spectrum TPH	Bis-GMA uretano modificado, Ba-Al-boro-silicato silanizado, CQ, EDAB.	63793/3	Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha

Siglas: HEMA: 2-hidroxietil metacrilato; PAA: copolímero do ácido polialcenóico; Bis-GMA: bisfenol A-glicidil metacrilato; CQ: dil-canforoquinona.

4.3. Ensaio de microtração

Após 24 horas de armazenamento em água a 37°C, os espécimes (selecionados de forma aleatória) foram acoplados a uma cortadeira de precisão e seccionados com um disco diamantado (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) no sentido méso-distal, para que fossem obtidas 3 fatias de 0,8 mm de espessura (FIGs. 4.3.1.A-D). Em cada fatia foi realizada uma redução para que a superfície de secção transversal das fatias apresentasse uma área de aproximadamente 0,8 mm² (FIGs.4.3.1.E-F). As fatias foram fixadas, individualmente, por suas extremidades a um dispositivo próprio para o ensaio em uma máquina de ensaio universal Instron 4411 (Instron CO., Canton, MA, USA), com auxílio de uma cola a base de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA) (FIG. 4.3.1.G). A carga de tração foi aplicada, em um plano perpendicular à interface adesiva, a uma velocidade de 0,5 mm/min até a ruptura do espécime (FIG. 4.3.1.H). Após o teste, os espécimes foram removidos cuidadosamente do dispositivo, e a área da superfície de secção transversal do plano de fratura foi mensurada com um paquímetro digital (Starret 727-6/150, Starret, SP, Brasil). A tensão de ruptura dos espécimes foi determinada pela razão entre a carga registrada no momento da ruptura (dada em KgF) e a área do espécime abrangida pelo plano de fratura, expressa em mm². Os dados de resistência de união foram tabulados e convertidos em MPa de acordo com a seguinte fórmula:

$$\text{MPa} = \frac{\text{KgF} \times 9,80665}{\text{mm}^2} = \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

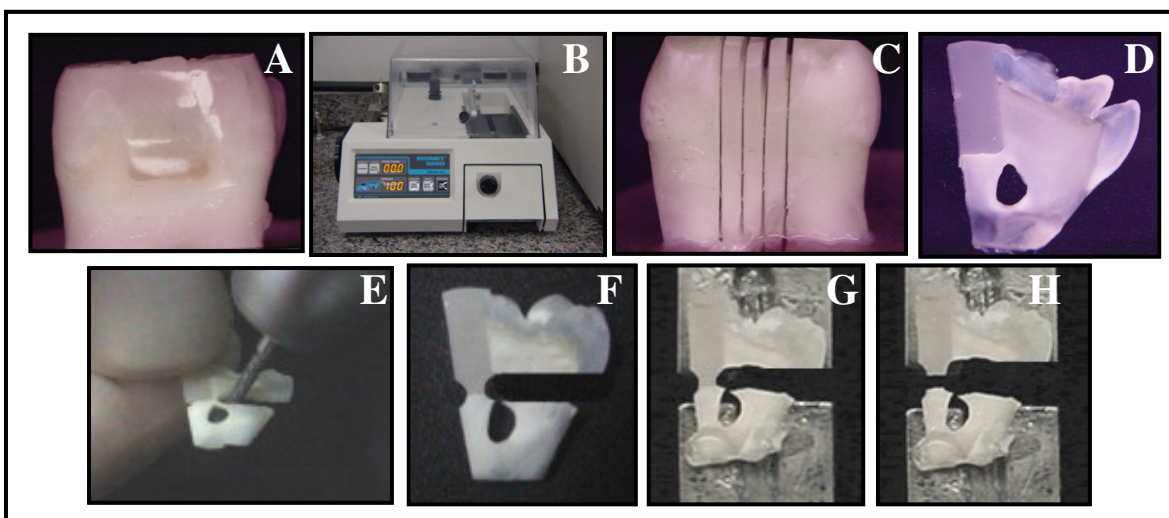


FIGURA 4.3.1 - Procedimentos para o ensaio de microtração: (A) espécime restaurado; (B) cortadeira de precisão; (C) espécime fatiado perpendicularmente à interface adesiva; (D) fatia; (E) constrictão do espécime; (F) espécime com a área de secção transversal de aproximadamente 0,8 mm²; (G) fixado no dispositivo de microtração; (H) espécime fraturado.

4.4. Observações em Microscopia Eletrônica de Varredura

4.4.1. Análise do padrão de fratura

O lado composto por dentina das amostras fraturadas foram fixados em *stubs*, cobertos com uma fina camada de ouro (MED 010, BAL-TEC, Furstentum, Liechtenstein) e observados em um Microscópio Eletrônico de Varredura (LEO 435 VP, LEO Electron Microscopy Ltd., Cambridge, Reino Unido) com uma magnificação de 200X ou mais para a determinação do padrão de fratura. O modo de falha das amostras foi classificado de acordo com quatro tipos (adaptado de MONTES *et al.*, 2001):

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

Tipo 2: totalmente coesiva no adesivo;

Tipo 3: falha parcialmente coesiva na dentina;

Tipo 4: falha parcialmente coesiva na resina flow, ou adesiva entre a resina flow e o compósito restaurador.

Para melhor ilustrar uma interface que fraturou entre a resina flow e o compósito restaurador, o espécime fraturado teve os lados de dentina e resina composta polidos com uma lixa de carbeto de silício de granulação 1000, e em seguida foram montados em um *stub* para observação em MEV (LEO 435 VP).

4.4.2. Observação do sítio disponível para adesão e da interface de união

Espécimes adicionais foram preparados e restaurados de maneira semelhante aos grupos testados (um por grupo), para que pudessem ser observadas a adaptação do compósito, formação de camada híbrida, a orientação dos túbulos dentinários nas paredes cavitárias e o sítio disponível para adesão em MEV. Após o preparo e restauração, os dentes foram seccionados no sentido méso-distal perpendicularmente à interface adesiva, que foi polida com lixas de óxido de alumínio de granulação 600, 1000 e 1200, e com pasta diamantada de granulações 6, 3, 1 e $\frac{1}{4}$ μm . Em seguida, os espécimes foram desmineralizados superficialmente com ácido fosfórico a 37% por 8 segundos. Após os passos de polimento e desmineralização, os espécimes eram lavados e os debris eram removidos em um ultra-som durante 10 minutos.

Para o exame do sítio disponível para a adesão, 3 dentes foram preparados similarmente aos grupos testados, e as paredes cavitárias foram removidas de

acordo com a conveniência com um disco diamantado, para que as superfícies disponíveis para a adesão pudessem ser preparadas para o MEV. As amostras foram polidas com uma lixa de carbetto de silício de granulação 1000, condicionadas com ácido fosfórico a 37%, lavadas e desidratadas em estufa antes da metalização. Fotomicrografias, em magnitude de 3000X, foram realizadas das regiões mais expressivas das interfaces adesivas e dos sítios disponíveis para a adesão.

Para calcular a densidade dos túbulos dentinários nas fotomicrografias, foi delimitada uma área de 5 cm x 5 cm (250 mm²). A partir da barra de proporção da fotomicrografia de 3000X de magnitude pôde-se calcular:

10 µm = 12,8 mm (barra de proporção na fotomicrografia)

2500 mm² (área da impressão) = 1521 µm² (área real)

assim:

$$\frac{\text{número de túbulos na foto}}{1521 \mu\text{m}^2 \times 10^6} = \text{número de túbulos/mm}^2$$

4.5. Análise estatística

Os dados de resistência de união em MPa foram avaliados estatisticamente pela análise de variância (ANOVA) em esquema fatorial 2 x 5 (material x técnica), e em seguida, foi aplicado o teste de Student-Newman-Keuls. Os testes foram realizados ao nível de significância de 5%. Os fatores em estudo foram técnica restauradora em 5 níveis, e material de base em 2 níveis. A análise foi realizada utilizando-se o programa estatístico SAS (SAS Institute, Cary, NC, USA).

Para análise do padrão de fratura, os dados foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis, por se tratarem de dados ordinais. A aplicação deste teste não-paramétrico foi realizada com o auxílio do programa estatístico BIOESTAT 2.0, ao nível de significância de 5%.

5. RESULTADOS

5.1. Resistência de união

A TAB. 5.1.1 apresenta a relação do número total de espécimes obtidos para cada grupo testado e o número de espécimes fraturados durante os procedimentos de preparo para o ensaio de microtração. Tais espécimes não foram considerados na análise da resistência de união, no entanto, sua descrição pode auxiliar na análise comparativa dos dados, pois aponta os grupos que se apresentavam mais frágeis nas condições experimentais investigadas.

TABELA 5.1.1

Número e percentual de espécimes que fraturaram precocemente.

Técnicas	Compósito	Compósito + <i>Flow</i>
Controle	0/12 (0%)	1/12 (8,3%)
Horizontal	2/12 (16,7%)	3/12 (25%)
Vestíbulo-lingual	2/12 (16,7%)	0/12 (0%)
Oblíqua	3/12 (25%)	0/12 (0%)
Incremento único	4/12 (33,3%)	3/12 (25%)

Analisando a TAB. 5.1.1 pode-se notar que o grupo que apresentou maior porcentagem de perda de espécimes durante os procedimentos de preparo para o ensaio de microtração (corte e constrição) foi o grupo restaurado pela técnica do incremento único sem o compósito *flow* como base.

Os resultados de resistência de união e a análise estatística estão apresentados nos ANEXO 1 e 2. As médias de resistência à tração, assim como os resultados da análise estatística estão descritos nas TABs 5.1.2 e 5.1.3, respectivamente.

TABELA 5.1.2

Análise de Variância (ANOVA) dois fatores:

Causa da Variação	Graus de liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado médio	Valor de F	Pr > F
Material	1	0,00122252	0,0012252	0,06	0,8102
Técnica	4	0,38436218	0,09609054	4,56	0,0021
Matl*Téc	4	0,05504177	0,01376044	0,65	0,6262

Coeficiente de Variação: 11,45%

A Tabela da análise de variância aponta que não houve diferença significativa entre os grupos restaurados com e sem o compósito de baixa viscosidade como base ($p=0,8102$). Desta forma, pode-se afirmar que o compósito de baixa viscosidade não apresentou efeito sobre a resistência de união. A interação entre os fatores “materiais” e “técnicas” também não foi significativa ($p=0,6262$). No entanto, verificou-se diferença estatisticamente significativa para o fator “técnicas” ($p=0,0021$). Para se evidenciar as diferenças entre os grupos foi

aplicado o teste de Student-Neuman-Keuls (SNK). As médias de resistência de união e o resultado do teste estão apresentados na TAB. 5.1.3.

TABELA 5.1.3

Médias de resistência de união em MPa (DP) e número de espécimes testados por grupo.

Técnicas	Compósito		Compósito + <i>Flow</i>	SNK
Controle	21,3 (5,5) 12	NS	24,4 (7,7) 11	A
Horizontal	22,5 (9,1) 10	NS	19,1 (5,0) 9	A
Vestíbulo-lingual	21,7 (6,6) 10	NS	19,4 (8,3) 12	A
Oblíqua	17,5 (4,3) 9	NS	18,3 (7,6) 12	AB
Incremento único	14,5 (5,2) 8	NS	15,2 (5,0) 9	B

Médias seguidas de letras distintas (coluna) diferem entre si pelo teste de Student-Newman-Keuls ao nível de significância de 5%. NS – Sem diferença estatística significativa entre as técnicas aplicadas com e sem o compósito *flow* como base.

A partir da TAB. 5.1.3 pode-se verificar que os grupos que apresentaram os menores valores de resistência de união foram os grupos restaurados pela técnica do incremento único. No entanto, ele não foi diferente estatisticamente dos grupos restaurados pela técnica incremental oblíqua. Todas as técnicas incrementais apresentaram médias de resistência de união similares aos grupos controle. Os valores de resistência de união obtidos pelos grupos controle diferiram estatisticamente apenas dos grupos restaurados pela técnica do incremento único.

O GRAF. 5.1.1 ilustra que as menores médias de resistência de união foram obtidas pelos grupos restaurados pela técnica do incremento único, que não diferiram estatisticamente dos grupos restaurados pela técnica incremental oblíqua.

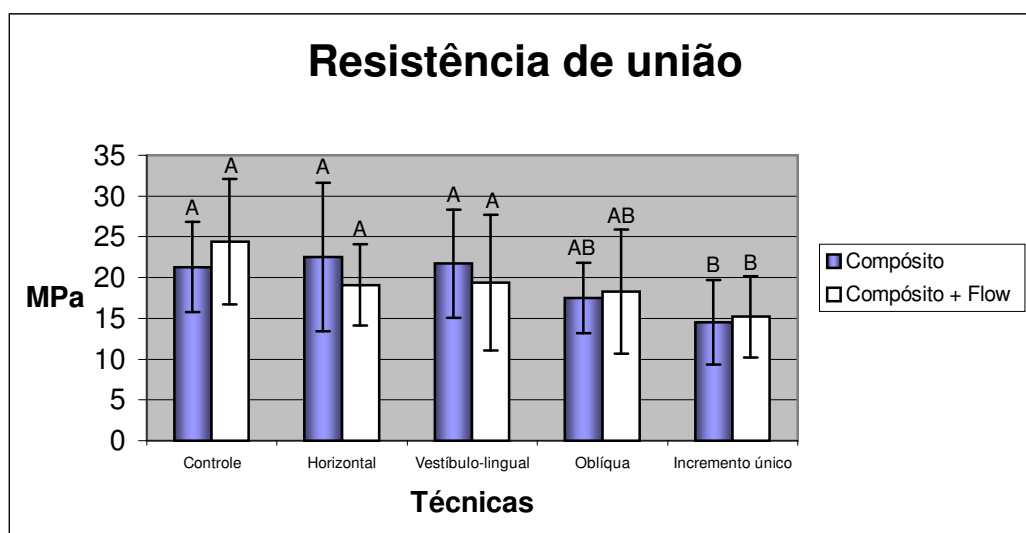


GRÁFICO 5.1.1 - Médias de resistência de união e desvio padrão dos grupos testados. Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste SNK ao nível de significância de 5%.

5.2. Observações em Microscopia Eletrônica de Varredura

5.2.1. Análise do Padrão de Fratura

Os resultados da análise do padrão de fratura dos espécimes testados, e os resultados do teste de Kruskal Wallis estão apresentados na TAB. 5.2.1.1 e no ANEXO 3. As observações do padrão de fratura demonstram uma variação considerável entre os grupos restaurados com e sem o compósito de baixa viscosidade. Percebe-se que os grupos que receberam uma camada do compósito de baixa viscosidade antes da resina composta restauradora exibiram uma grande

quantidade de fraturas tipo 4. A fratura tipo 4 se caracteriza como uma falha coesiva ocorrida no compósito flow, ou como uma falha adesiva entre o compósito flow e o compósito restaurador.

TABELA 5.2.1.1

Padrão de fratura: letras distintas indicam diferença estatística pelo teste de Kruskal-Wallis ($p < 0.05$).

Grupos	Tipo 1 ^a	Tipo 2 ^b	Tipo 3 ^c	Tipo 4 ^d	Kruskal-Wallis
Controle	10	1	1	nd ^e	C
Horizontal	10	0	0	nd	C
Vestíbulo-lingual	6	1	3	nd	BC
Oblíqua	8	0	1	nd	C
Incremento único	6	2	0	nd	BC
Controle+Flow	5	0	1	5	AB
Horizontal+Flow	6	0	1	2	BC
Vestíbulo-lingual+Flow	2	1	1	8	A
Oblíqua+Flow	6	0	0	6	AB
Incremento único+Flow	3	0	0	6	AB

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

^b Tipo 2: totalmente coesiva no adesivo;

^c Tipo 3: falha parcialmente coesiva na dentina;

^d Tipo 4: falha parcialmente coesiva no compósito flow, ou adesiva entre o compósito flow e o compósito restaurador.

^e nd: não disponível.

Observa-se uma fratura tipo 1 na FIG. 5.2.1.1. Podem ser notadas as irregularidades produzidas pelo uso da ponta diamantada durante o preparo da cavidade (FIGs. 5.2.1.1.A e C). As cavidades apresentavam um aspecto rugoso com ranhuras distribuídas circularmente, e algumas irregularidades de dentina que não puderam ser percebidas a olho nu. A FIG. 5.2.1.1.B ilustra uma situação onde os túbulos permaneceram preenchidos pelo sistema adesivo após a fratura.

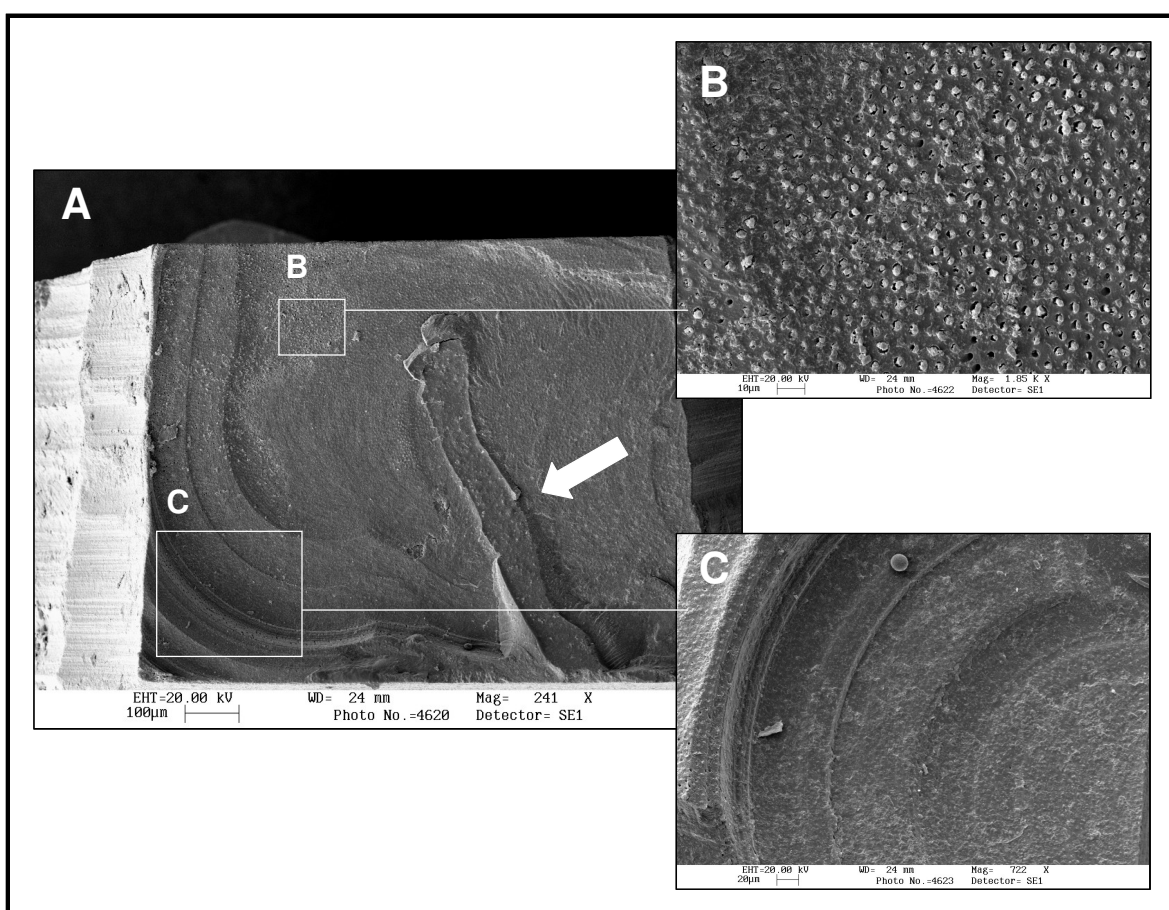


FIGURA 5.2.1.1 - (A) Fotomicrografia representativa de uma fratura tipo 1 apresentada pelo grupo restaurado pela técnica incremental oblíqua sem o compósito Flow como base. A seta aponta uma irregularidade de dentina produzida durante o preparo da cavidade (240X). (B) Aumento maior demonstra que mesmo após a fratura, os túbulos dentinários continuam preenchidos pelo adesivo (1,85KX.). (C) Note as ranhuras produzidas na superfície do preparo pela ponta diamantada (720X).

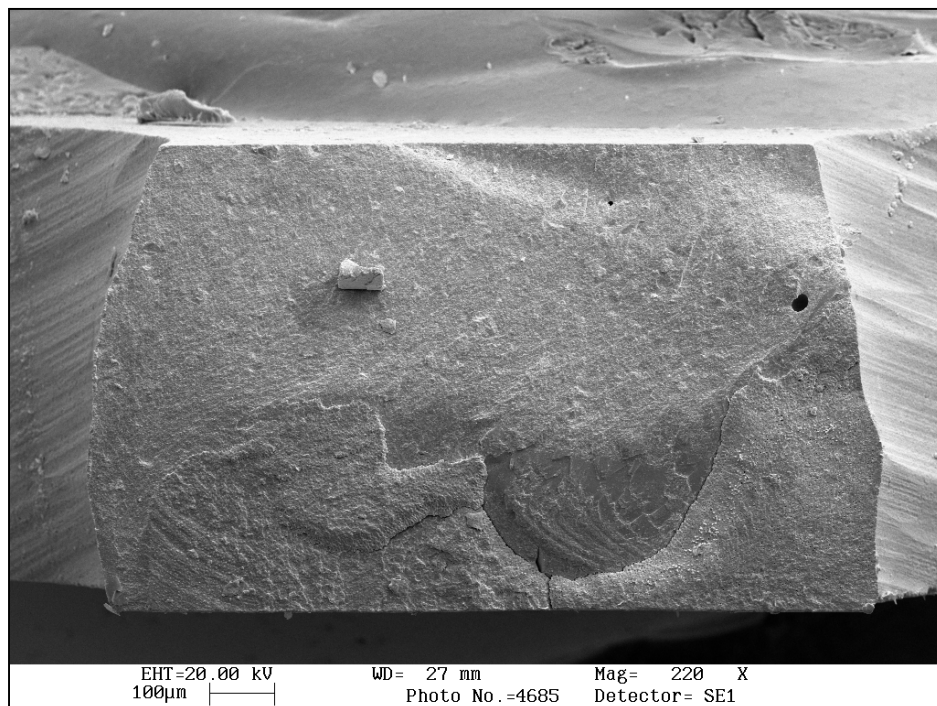


FIGURA 5.2.1.2 - Fotomicrografia representativa de um padrão de fratura tipo 2 apresentado pelo grupo restaurado pela técnica do incremento único sem o compósito flow como base(220X).

A FIG. 5.2.1.2. ilustra um padrão de fratura tipo 2. Este tipo de falha não foi muito comum entre os grupos testados, assim como as falhas tipo 3. Foram verificadas apenas cinco fraturas tipo 2 e oito falhas tipo 3 em todo o experimento. A FIG. 5.2.1.3. apresenta uma falha tipo 3 ocorrida no grupo restaurado pela técnica horizontal com a aplicação do compósito *flow* como base.

Juntamente com as falhas tipo 1, as falhas mais freqüentes nos grupos restaurados com o compósito *flow* como base foram as falhas tipo 4. As FIGs. 5.2.1.4 A-B e 5.2.1.5 ilustram este tipo de falha. A FIG. 5.2.1.4 representa uma falha tipo 4 ocorrida no grupo restaurado pela técnica vestibulo-lingual. Percebe-

se que a falha ocorreu parcialmente no compósito flow, parcialmente no adesivo, e entre o adesivo e a dentina.

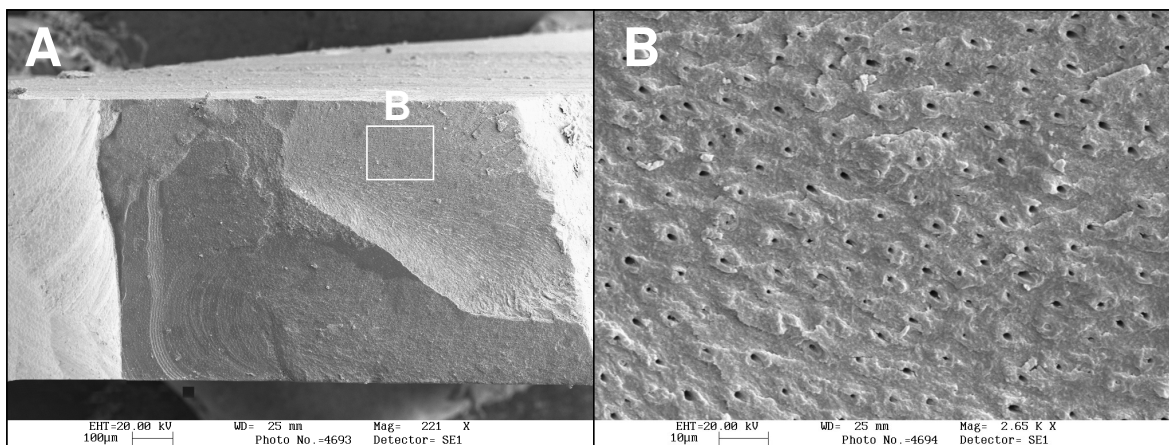


FIGURA 5.2.1.3 - (A) Fotomicrografia representativa de uma falha tipo 3 ocorrida no grupo restaurado pela técnica incremental horizontal com o compósito *flow* (220X). (B) Aumento maior da área que fraturou coesivamente em dentina (2.650X).

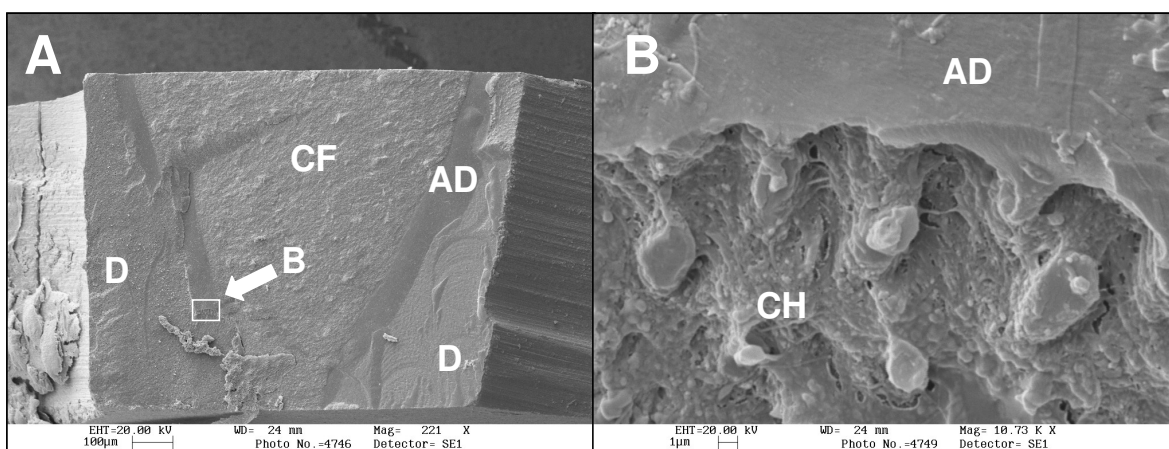


FIGURA 5.2.1.4 - (A) Fotomicrografia ilustrativa de uma falha tipo 4 ocorrida no grupo restaurado pela técnica incremental vestibulo-lingual. A fratura ocorreu no compósito flow (CF), no adesivo (AD) e entre o adesivo e a dentina (D). Pode-se notar que a falha ocorreu tanto na base (esquerda) como no topo (direita) da camada híbrida (220X). Aumento maior da zona de transição da fratura entre o adesivo (AD) e a camada híbrida (CH) (10.700X).

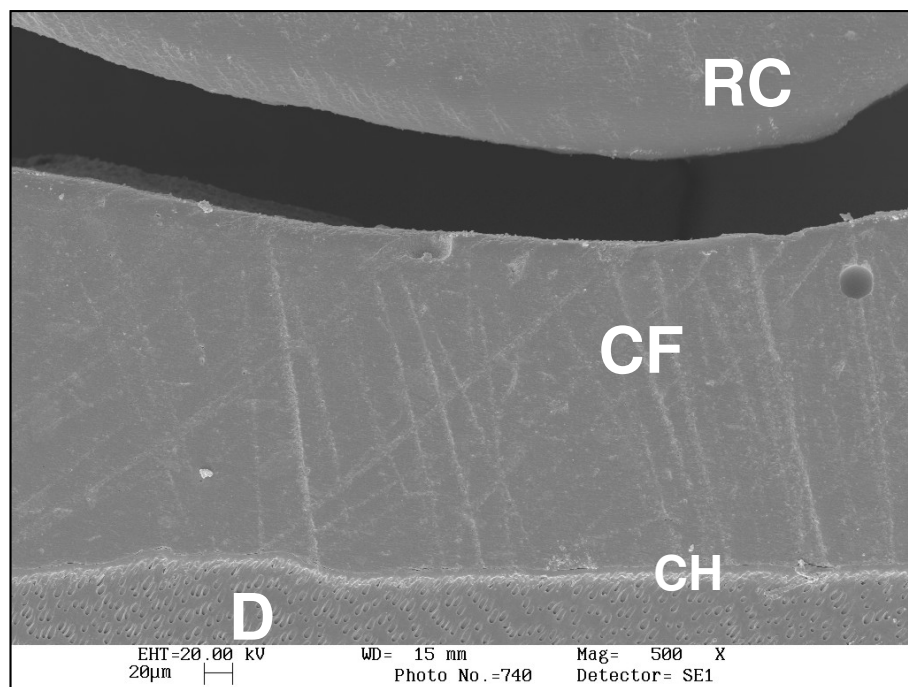


FIGURA 5.2.1.5. Fotomicrografia representativa de uma falha tipo 4 ocorrida em um espécime do grupo restaurado pela técnica do incremento único. Percebe-se que a falha ocorreu entre a resina composta (RC) e o compósito *flow* (CF). Também se pode notar a camada híbrida (CH) e a dentina (D) (500X).

5.2.2. Observação do sítio disponível para adesão e da interface de união

A FIG. 5.2.2.1 ilustra a superfície disponível para a adesão em diferentes pontos do preparo cavitário. As FIGs. 5.2.2.1 A-C demonstram nitidamente o aumento na densidade tubular e uma diminuição na área de dentina intertubular disponível para a adesão à medida que se aproxima da polpa. As fotomicrografias foram realizadas a 0,5, 0,75 e 1,0 mm de distância do ângulo cavo-superficial com um aumento de 3000X. Pode-se perceber um aumento acentuado na quantidade de túbulos por mm^2 em uma área relativamente pequena. O cálculo na quantidade de túbulos revelou uma quantidade de aproximadamente 13000 túbulos/ mm^2 a 0,5

mm do ângulo cavo-superficial, passando por aproximadamente 19000 túbulos por mm^2 a 0,75 mm e atingindo a marca de 32000 túbulos/ mm^2 a 1 mm de distância. A FIG. 5.2.2.1 D demonstra o aspecto da superfície disponível para a adesão na parede axial, a 3 mm de distância da parede gengival. Pode-se perceber uma alta densidade de túbulos dentinários nesta região, pois esta região se encontra bem próxima à polpa. As FIGs. 5.2.2.1 E e F apresentam o aspecto do sítio disponível para a adesão a 3,5 mm e a 2 mm de distância da parede gengival. As duas regiões (E e F) apresentam uma aparência similar quanto à densidade tubular, a única diferença aparente é a orientação dos túbulos dentinários.

A morfologia da interface de união dente/resina pode ser observada nas FIGs. 5.2.2.2 (A-F). As fotomicrografias demonstram a adaptação do compósito, a camada híbrida e a orientação dos túbulos dentinários e *tags* de resina nas diferentes regiões de uma restauração Classe II, a partir de um corte sagital de um espécime restaurado (FIG. 5.2.2.2.A). Um acúmulo de adesivo no ângulo axio-pulpar pode ser verificado na FIG. 5.2.2.2.A. Pode-se perceber que os túbulos dentinários apresentam-se orientados obliquamente à superfície, e a sua densidade aumenta à medida que se aproxima da polpa (FIGs 5.2.2.2.B-D). A densidade de túbulos dentinários próximo ao ângulo cavo-superficial é pequena, e os *tags* de resina são quase inexistentes, no entanto, a camada híbrida está bem evidente. O ângulo axio-gengival é a região mais próxima à polpa, e a densidade tubular é bem alta (FIG. 5.2.2.2.E). Na parede axial verifica-se que os túbulos se dispõem quase que paralelamente à interface de união (FIG. 5.2.2.2.F).

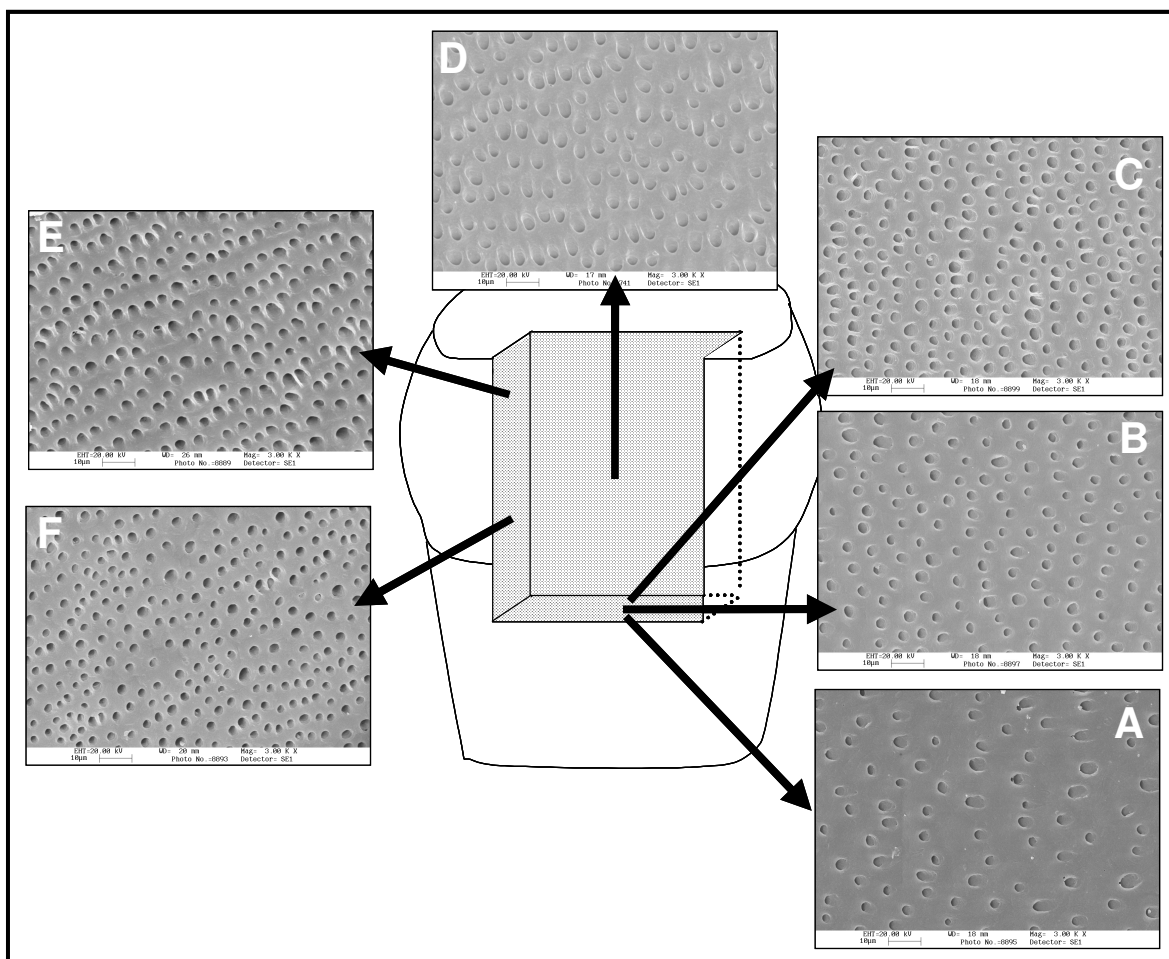


FIGURA 5.2.2.1 - (A, B e C) Aspecto da superfície gengival do preparo a 0,5, 0,75 e 1,0 mm de distância do ângulo cavo-superficial, respectivamente. Pode-se notar um aumento na densidade tubular à medida que se aproxima da polpa. (D) Aspecto morfológico superficial da parede axial a 3 mm da parede gengival. (E-F) Superfície da parede mesial a 2 e a 3,5 mm de distância da parede gengival (3000X).

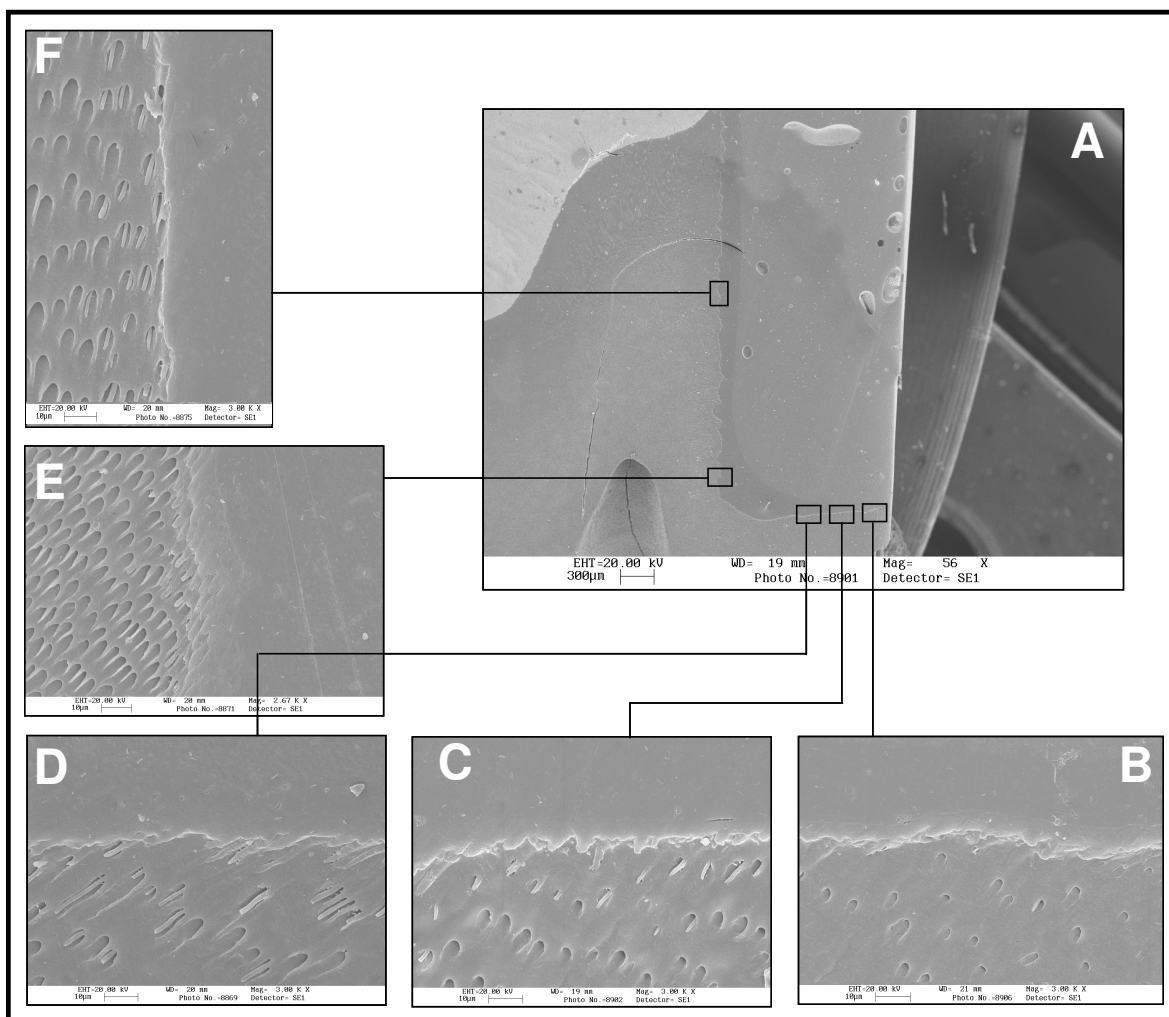


FIGURA 5.2.2.2 - (A) Aspecto panorâmico de uma restauração Classe II. Nota-se um acúmulo de adesivo no ângulo axio-gengival. (B) A 0,5 mm de distância do ângulo cavo-superficial verifica-se uma pequena quantidade de túbulos dentinários e não são vistas *tags* de resina. À medida que se aproxima da polpa, a densidade de túbulos e os *tags* de resina aumentam em quantidade (C e D). (E) Na parede axial, próximo à polpa, nota-se a alta densidade tubular. (F) Os túbulos apresentam-se quase paralelos à parede axial, a 3 mm da parede gengival. (Com exceção da FIG. A (56X) e da FIG. E (2700X), todas as fotomicrografias foram realizadas com um aumento de 3000X).

6. DISCUSSÃO

Um dos objetivos do presente estudo foi avaliar a resistência de união à parede gengival de cavidades Classe II restauradas de acordo com diferentes técnicas para inserção da resina composta, comparando os valores de resistência de união obtidos nestas cavidades com os valores de resistência de união obtidos ao se restaurar a parede gengival correspondente, mas sem o efeito causado pela restrição da capacidade de escoamento da resina composta durante o processo de polimerização pelas paredes axial, vestibular e lingual. Além da comparação entre as técnicas restauradoras e tipos de cavidade, o efeito da utilização de um compósito de baixa viscosidade como base também foi testado.

As resinas compostas de baixa viscosidade, também chamadas de compósitos *flow*, foram criadas através da manutenção do mesmo tamanho de partículas das resinas compostas híbridas convencionais associadas à redução em aproximadamente 15% no seu conteúdo inorgânico, o que resulta em redução na viscosidade do compósito (BAYNE *et al.*, 1998; CHRISTENSEN, 1999). As modificações na proporção matriz orgânica/inorgânica também resultam em uma redução de 20 a 30% no módulo de elasticidade dos compósitos *flow*, quando comparados a compósitos híbridos tradicionais constituídos pela mesma química. Se forem comparados com outros compósitos, esta redução no módulo de elasticidade pode chegar a 85% (SABBAGH *et al.*, 2002). Estes materiais foram desenvolvidos com o intuito de absorver tensões, através de um alívio parcial das tensões de contração de polimerização, o que poderia reduzir a possibilidade de

infiltração marginal e falha na união, protegendo a hibridização subjacente (BEHLE, 1998; BAYNE *et al.*, 1998; UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999).

Os resultados desta investigação não exibiram diferenças significativas entre os valores de resistência de união dos grupos restaurados com e sem a resina composta de baixa viscosidade como base, demonstrando que os compósitos *flow* não apresentaram efeito sobre a resistência de união. No entanto, a análise do padrão de fratura sugere que o uso de um compósito de baixa viscosidade pode promover um melhor selamento dos túbulos dentinários, pois foi observado um grande número de falhas tipo 4. Este tipo de fratura se caracteriza como uma falha parcial ou totalmente coesiva no compósito *flow*, ou entre o compósito *flow* e o compósito restaurador. Nossos resultados corroboram com o estudo realizado por MONTES *et al.*(2001), o qual demonstrou que uma resina composta de baixa viscosidade não produziu efeito sobre a resistência de união à tração, apesar de ter influenciado de maneira significativa o modo de fratura dos grupos testados. Estes resultados da análise do padrão de fratura podem ser justificados pela menor quantidade de carga do material, que pode acarretar além de uma diminuição no módulo de elasticidade, uma redução em outras propriedades mecânicas (BAYNE *et al.*, 1998; MOSZNER & SALZ, 2001). Pela análise do padrão de fratura pode-se sugerir que a resistência de união, em diversos casos, foi maior que a resistência coesiva do compósito *flow* (falha tipo 4).

Alguns estudos verificaram uma melhora no selamento marginal de restaurações Classe II realizadas utilizando-se um compósito *flow* como o primeiro

incremento (BEZNOS, 2001; TUNG *et al.*, 2001). Uma diminuição na quantidade de poros também foi relatada com o uso de uma base de resina composta *flow* em cavidades Classe II (CHUANG *et al.*, 2001). Devido ao seu baixo módulo de elasticidade, o compósito *flow* pode agir como uma camada de absorção de tensões, evitando que a união promovida pelo sistema adesivo seja rompida durante a contração de polimerização; ou, caso a magnitude da contração de polimerização exceda os limites da união, e esta seja rompida, existe uma grande chance de que o selamento dos túbulos dentinários seja mantido, como demonstrado nas FIGs. 5.2.1.4 e 5.2.1.5. Pode-se especular que a magnitude da carga de tração necessária para que o compósito *flow* se fraturasse coesivamente, em diversos casos, foi menor do que a força de união promovida pelo sistema adesivo empregado. É importante ressaltar o fato de que apesar da possibilidade dos túbulos dentinários permanecerem selados, a matriz orgânica das resinas compostas, tende a se degradar mais rapidamente na presença de água (SÖDERHOLM, 1984; CARRILHO, 2002). Assim, se a tensão de contração de polimerização da resina composta exceder a resistência coesiva do compósito *flow*, o que é uma especulação sugerida, mas não comprovada, um problema futuro poderia ser verificado nesta restauração.

Outro aspecto a ser considerado na utilização das resinas compostas de baixa viscosidade é a sua contração de polimerização. Devido à menor quantidade de matriz inorgânica em sua composição, estes materiais apresentam, conseqüentemente, maior contração durante a polimerização do que os compósitos híbridos tradicionais. Esta maior taxa de contração poderia ser

considerada como uma fonte geradora de tensões à interface, no entanto, o menor módulo de elasticidade, também resultante da menor quantidade de carga, pode minimizar ou até anular este efeito (LABELLA *et al*, 1999).

Devido à sua baixa viscosidade e à sua boa capacidade de molhamento, os compósitos *flow* foram indicados para ser utilizados como adesivos com carga (UNTERBRINK & LIEBENBERG, 1999), no entanto, FRANKENBERGER *et al.*, (2002) demonstraram que os compósitos de baixa viscosidade não devem ser utilizados para substituir os sistemas adesivos, pois não é verificado uma penetração suficiente da resina na dentina desmineralizada.

Uma outra alternativa utilizada na tentativa de minimizar os efeitos da contração de polimerização é a inserção da resina composta na cavidade em pequenos incrementos. A utilização de técnicas incrementais para a inserção do compósito tem sido bastante estudada (LUTZ *et al.*, 1986; POLLACK, 1988; JEDRYCHOWSKI *et al.*, 1998; GALLO *et al.*, 2000), mas não existe um acordo comum entre os autores (VERSLUIS *et al.*, 1996). Os resultados desta investigação demonstram que a aplicação da resina composta e subsequente polimerização em pequenos incrementos pode ter um papel fundamental na obtenção de valores de resistência de união similares aos grupos utilizados como controle (superfície plana de dentina), que apresentavam um valor de Fator-C menor que 1. Apesar de o Fator-C de cada incremento ser maior do que aquele encontrado em superfícies planas, a inserção incremental da resina composta garante uma polimerização uniforme e mais eficiente da restauração (YAP, 2000).

Os baixos valores de resistência de união registrados para os grupos restaurados pela técnica do incremento único podem ser atribuídos a dois fatores: às tensões geradas durante a polimerização de um grande volume de resina composta (ROULET, 1997); ou a uma polimerização ineficiente no fundo da cavidade (YAP, 2000). A FIG. 5.2.1.5. demonstra uma situação onde a fratura ocorreu entre a resina composta e o compósito *flow*. Esta é uma evidência bastante forte de que uma polimerização deficiente pode ocorrer na parte mais profunda de incrementos espessos de resina composta, levando a uma falha precoce de restaurações realizadas em um único incremento. Nesta situação, o uso do compósito *flow* como base contribui na manutenção do selamento dos túbulos dentinários na parede gengival.

O grau de conversão de um compósito é proporcional à quantidade de luz a que ele é exposto (RUEGGEBERG *et al.*, 1994). Na superfície superior do compósito, onde não existe nenhuma camada acima que possa interferir na transmissão de luz, até mesmo lâmpadas com baixa intensidade de luz conseguem produzir um grau de conversão satisfatório (RUEGGEBERG & JORDAN, 1993). Idealmente, o grau de conversão de um compósito deveria ser igual tanto no topo quanto nas partes mais profundas da restauração. No entanto, enquanto a luz passa pelo compósito, a intensidade de luz é gradativamente reduzida devido à dispersão da luz, reduzindo a efetividade da polimerização (RUYTER & ØYSÆD, 1982). Esta dispersão da luz ocorre devido à reflexão, refração ou difração. CLEWELL (1941) propôs uma fórmula semi-empírica que ilustra bem os fatores relacionados com a dispersão da luz (S):

$$S \sim \frac{[(n^2 - 1)/(n^2 + 2)]^2}{d[(0.61\lambda/n_0d)^2 - 1]^2 + \lambda^2/n_0^2da(n - 1)^2 + 1/a]}$$

onde d é o diâmetro das partículas; n_0 é o índice de refração da matriz orgânica; n é o índice de refração das partículas; λ é o comprimento de onda da luz emitida; e a é uma constante. A partir desta fórmula, pode-se perceber que a dispersão de luz aumenta à medida que se diminui o diâmetro das partículas. Sabendo-se da necessidade de uma intensidade de luz suficiente em um comprimento de onda específico para ativar os fotoiniciadores e iniciar a polimerização através de radicais livres, uma diminuição na efetividade da polimerização pode ser esperada em incrementos maiores que 2 mm (RUYTER & ØYSÆD, 1982).

YAP (2000) demonstrou que em incrementos de resina composta de 2 mm, a diferença na microdureza entre as superfícies do topo e da parte mais profunda é mínima. Porém, em incrementos maiores que 2 mm, percebe-se que a efetividade de polimerização diminui com o aumento da profundidade do preparo. No mesmo estudo, YAP relata uma diminuição na efetividade de polimerização da ordem de 40% para incrementos de 3 mm, e de 60% para incrementos de 4 mm, quando comparados com a microdureza superficial do compósito. Como nosso preparo apresentava uma distância gengivo-oclusal de 5 mm, pode-se especular sobre uma polimerização inadequada na parte mais profunda do preparo.

No presente estudo, o fator de configuração cavitária para o preparo Classe II não era de grande magnitude, aproximadamente 1,7, mas pode ter sido suficiente para afetar a interface de união. Estima-se que através da inserção

incremental da resina composta o Fator-C foi reduzido para aproximadamente 1,3. Porém, a garantia de uma polimerização uniforme neste tipo de cavidade, proporcionada pelo uso das técnicas incrementais para a inserção da resina composta, foi provavelmente mais importante do que a redução no Fator-C. É importante ressaltar que provavelmente os dois efeitos (Fator-C e polimerização deficiente) contribuíram juntos para os menores valores de adesão nos grupos restaurados pela técnica do incremento único. Estes resultados não podem ser atribuídos apenas à polimerização deficiente, porque desta forma seriam verificadas apenas falhas coesivas na resina composta, adesivas entre o adesivo e a resina composta, ou adesivas entre o compósito *flow* e a resina composta, o que não se verificou, apesar de algumas fraturas exibirem os padrões citados acima (FIGs. 5.2.1.2 e 5.2.1.5).

Dentre as técnicas incrementais para inserção da resina composta, a técnica oblíqua apresentou os menores valores numéricos de resistência de união. Apesar destes grupos não terem diferido significativamente dos grupos controle, eles também não apresentaram diferença significativa para com os grupos restaurados pela técnica do incremento único. Sabe-se que a inserção do compósito em incrementos diminui as tensões de contração devido ao menor contato da resina composta com as paredes do preparo e pela menor contração gerada durante a polimerização de um pequeno volume de material, no entanto, isto é válido para cada incremento individualmente. Estudos que utilizaram análise de elemento finito e modelos fotoelásticos demonstraram que a contração total e o campo abrangido pelas suas tensões são um efeito combinado da contração de

todas as camadas incrementais de uma restauração (VERSLUIS *et al.*, 1996; WINKLER *et al.*, 1996; JEDRYCHOWSKI *et al.*, 1998). A técnica incremental oblíqua consistiu na inserção de quatro incrementos, ao passo que foram utilizados três incrementos para restaurar a cavidade nas técnicas incrementais horizontal e vestibulo-lingual. A interface de união pode ter sofrido um desafio maior quando foi utilizada a técnica incremental oblíqua do que quando as outras técnicas incrementais foram utilizadas.

Ao se analisar os dados de resistência de união do presente estudo pode-se notar que os grupos exibiram médias relativamente baixas, variando entre 14,5 a 24,4 MPa. Estes baixos valores podem ser atribuídos a baixa disponibilidade de dentina intertubular para formação de camada híbrida no sítio de adesão (SUZUKI & FINGER, 1988; GIANNINI *et al.*, 2001,2002). Os resultados da investigação em Microscopia Eletrônica de Varredura demonstram nitidamente como a densidade tubular aumenta à medida que se aproxima da polpa (FIGs. 5.2.2.1.A-C). Levando-se em consideração que a qualidade da adesão e a configuração cavitária exercem um papel importante no direcionamento dos vetores de contração de polimerização (VERSLUIS *et al.*, 1998), é de se esperar que a união à parede gengival, e à parede axial logo acima do ângulo axio-gengival sejam as mais prejudicadas durante o processo de polimerização, pois a orientação dos vetores de contração se dirige às paredes com melhor qualidade adesiva e contra as regiões ou paredes com menor qualidade adesiva (FIG. 2.2). OGATA *et al.* (2001) demonstraram que a direção dos túbulos pode exercer um papel fundamental na resistência de união, pois eles podem contribuir diretamente na

umidade intrínseca da região estudada, assim, as regiões onde os túbulos se orientam paralelamente à superfície do preparo apresentam uma resistência de união maior do que aquelas regiões onde os túbulos se apresentam perpendicularmente a ela.

Nossas observações em MEV (FIGs. 5.2.2.1 e 5.2.2.2) estão de acordo com o mapeamento da superfície dentinária realizado por CAGIDIACO *et al.* (1997). Este trabalho demonstra a pequena quantidade de túbulos nos primeiros 200-300 μm de distância do ângulo cavo-superficial, e atribui à natureza principalmente orgânica desta região os resultados de infiltração marginal registrados. A densidade tubular na parede gengival aumenta de aproximadamente 200 túbulos por mm^2 a 100 μm do ângulo cavo-superficial para 16.000 túbulos por mm^2 a 500 μm (CAGIDIACO *et al.*, 1997). No presente estudo, verificou-se um aumento de 13.000 túbulos por mm^2 a 500 μm do ângulo cavo-superficial, para aproximadamente 32.000 túbulos a 1 mm de distância. Nota-se um aumento acentuado em uma distância relativamente curta na região estudada (FIGs. 5.2.2.1.A-C).

Os resultados do presente estudo se caracterizaram por uma incidência razoável de espécimes perdidos prematuramente. Esta incidência (15%) pode ser justificada pelos valores de adesão relativamente baixos, e pela fragilidade dos espécimes quando comparados com outros testes de adesão (PASHLEY *et al.*, 1995a). Ao invés de registrar estes espécimes perdidos em nossos dados como zeros, optou-se por excluir estes espécimes. Assim, nossa população de espécimes se restringe àqueles que se mantiveram aderidos durante o preparo

para o ensaio de microtração, criando uma tendência a valores acima do que realmente seria apresentado, caso estes espécimes tivessem sido testados. No entanto, aconteceria o oposto, caso fosse designado a estes espécimes o valor zero (BOUILLAGUET *et al.*, 2001).

Ao analisar os resultados deste experimento, verifica-se que a utilização de uma resina composta de baixa viscosidade não apresentou efeito sobre a resistência de união da resina composta à dentina na parede gengival de cavidades Classe II. No entanto, a sua utilização apresentou uma influência significativa no padrão de fratura das amostras testadas. O menor módulo de elasticidade do compósito de baixa viscosidade pode ajudar no alívio das tensões geradas durante a contração de polimerização da resina composta em um preparo cavitário. Os grupos restaurados pela técnica do incremento único apresentaram as menores médias de resistência de união, mas estes valores atingiram uma magnitude semelhante aos valores obtidos pelos grupos controle ($F_{\text{ator-C}} < 1$) através da utilização de técnicas incrementais para inserção da resina composta na cavidade.

7. CONCLUSÃO

De acordo com as condições em que o presente experimento foi desenvolvido e com base na análise estatística aplicada aos valores obtidos, pode-se concluir que:

- As técnicas para inserção da resina composta em um único incremento e incremental oblíqua produziram os menores valores de união;
- A utilização de técnicas incrementais horizontal, vestibulo-lingual e oblíqua para inserção da resina composta em uma cavidade Classe II produziu valores de resistência de união similares aos grupos controle;
- A utilização de uma resina composta de baixa viscosidade como base não apresentou efeito significativo sobre a resistência de união, mas influenciou positivamente o padrão de fratura das amostras testadas;
- A observação do sítio disponível para adesão em Microscopia Eletrônica de Varredura revelou uma alta densidade tubular na região testada.

REFERÊNCIAS

- Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II composite restorations. *J Dent*. 1993 Jun;21(3):158-62.
- Aguiar FHB, De Souza Santos AJ, Groppo FC, Lovadino JR. Quantitative evaluation of marginal leakage of two resin composite restorations using two filling techniques. *Oper Dent*. 2002 Sep-Oct;27(5):475-9.
- Anusavice K. *Science of Dental Materials*. 10 ed. Philadelphia: W. B. Saunders Comp., 1996.
- Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*. 2001 May;17(3):268-76.
- Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res*. 1982 Dec;90(6):490-6.
- Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res*. 1982a Dec;90(6):484-9.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*. 1998 Jan;14(1):51-6.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand*. 1999 Dec;57(6):310-5.
- Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater*. 2000 Jul;16(4):244-7.

- Bayne SC, Thompson JY, Swift Jr EJ, Stamadiades P, Wilkerson JA. Characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998 May;129(5):567-77.
- Behle C. Flowable composites: properties and applications. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1998 Apr;10(3):347, 350-1.
- Besnault C, Attal J.-P. Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. *J Dent.* 2002 Jan;30(1):1-6.
- Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent.* 2001 Jan-Feb;26(1):60-9.
- Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater.* 2001 Jul;17(4):316-21.
- Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Oper Dent.* 1999 Jan-Feb;24(1):20-5.
- Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane-treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US Patent 3,006,112, 1962.
- Bowen RL. Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Ass* 1963;66:58-64.
- Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. III. Bonding to dentin improved by pre-treatment and the use of surface-active comonomer. *J Dent Res.* 1965 Sep-Oct;44(5):903-5.

- Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. J Dent Res. 2002 Feb;81(2):114-8.
- Brännström M. The cause of post restorative sensitivity and its prevention. J Endod. 1986 Oct;12(10):475-81.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.
- Buonocore MG, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. J Dent Res. 1956;35(6):846-51.
- Burgess JO, De Goes MF, Walker R, Ripps AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1999 Jan-Feb;11(1):125-32
- Cagidiaco MC, Ferrari M, Vichi A, Davidson CL. Mapping of tubule and intertubule surface areas available for bonding in Class V and Class II preparations. J Dent. 1997 Sep;25(5):379-89.
- Carrilho MRO. Efeito da armazenagem sobre as propriedades mecânicas da união resina composta/dentina e seus constituintes. São Paulo, 2002. 130p. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- Carvalho RM, Sano H, Ciucchi B, Yoshiama M, Pashley DH. Determinação da resistência adesiva à dentina através de um dispositivo de micro-tração. Rev FOB. 1994;2(3):77-82.

- Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*. 1996 Jan-Feb;21(1):17-24.
- Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Arch Oral Biol*. 1996a Apr;41(4):369-77.
- Christensen G. Sorting out the confusing array of resin-based composites in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1999 Feb;130(2):275-7.
- Chuang SF, Liu JK, Tin YT. Microleakage and internal voids in class II composite restorations with flowable composite linings. *Oper Dent*. 2001 Mar-Apr;26(2):193-200.
- Ciucchi B, Bouillaguet S, Delaloye M, Holz J. Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. *J Dent*. 1997 May-Jul;25(3-4):305-12.
- Clewell DH. Scattering of light by pigment particles. *J Opt Soc Am*. 1941;31:521-7.
- Davidson CL, De Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*. 1984 Feb;63(2):146-8.
- Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*. 1984 Dec;63(12):1396-9.
- Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, De Gee AJ, Erdilek N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater*. 1997 Nov;13(6):344-52.

- De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater.* 1993 Jan;9(1):11-4.
- De Goes MF, Rubbi E, Baffa O, Panzeri H. Optical transmittance of reflecting wedges. *Am J Dent.* 1992 Apr;5(2):78-80.
- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995 Sep;74(9):1591-6.
- Dietrich T, Kraemer M, Lösche GM, Roulet J-F. Marginal integrity of large compomer Class II restorations with cervical margins in dentine. *J Dent.* 2000 Aug;28(6):399-405.
- Dietschi D, De Siebenthal G, Neveu-Rosenstand L, Holz J. Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence Int.* 1995 Oct;26(10):717-27.
- Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorenson SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of electron microprobe. *J Dent Res.* 1970 Nov-Dec;49(6):Suppl:1359-68.
- Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin-dentin interdiffusion zone. *Dent Mater.* 2001 Jul;17(4):277-83.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987 Nov;66(11):1636-9.
- Feltre R. Fundamentos da química. 1 ed. São Paulo: Moderna, 1990.

- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994 Jul;21(4):441-52.
- Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):227-38.
- Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Masaaki I. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979 Apr;58(4):1364-70.
- Gage JP, Francis MJO, Triffit JT. *Collagen and Dental Matrices.* 1 ed. Butterworth & Co. Ltd, 1989.
- Gallo JR, Bates ML, Burgess JO. Microleakage and adaptation of class II packable resin-based composites using incremental or bulk filling techniques. *Am J Dent.* 2000 Aug;13(4):205-8.
- Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355-62.
- Geurtsen W, Schoeler U. A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. *J Dent* 25(3-4):229-232, 1997.
- Giannini M, Carvalho RM, Martins LRM, Dias CTS, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent.* 2001 Winter;3(4):315-24.
- Giannini M, Reis AF, Arrais CAG. Efeito da profundidade dentinária na resistência à tração de um sistema adesivo autocondicionante. *Rev Pós Grad.* 2002 jan./mar.;9(1): 43-50.

- Giannini M, Santos AJS, Carvalho RM, Paulillo LAMS, Lovadino JR. Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bond strength in Class I cavities. *J Dent Res* 2002a;81(Spec Iss A):A70, Abstr 355.
- Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Rest Dent*. 2003 Jan;15(1):43-49.
- Gilboe DB, Svare CW, Thayer HE, Drennon DG. Dentinal smearing: an investigation of the phenomenon. *J Prosthet Dent*. 1980 Sep;44(3):310-6.
- Griffith AA. The phenomena of rupture and flow in solids. *Phil Trans Roy Soc London*. 1920;A221:168-198.
- Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*. 1971 Jul;16(7):731-8
- Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent*. 1992 Jun;5(3):127-9.
- Gwinnett AJ. Quantitative distribution of resin/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent*. 1993 Feb;6(1):7-9.
- Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, Strawn SE. Permeability of biological and synthetic molecules through dentin. *J Oral Rehabil*. 1994 Jul;21(4):475-87.
- Hansen S, Swift Jr EJ, Krell KV. Permeability effects of two dentin adhesive systems. *J Esthet Dent*. 1992 Sep-Oct;4(5):169-72.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000 Jun;79(6):1385-91.

- Hassan K, Mante F, List G, Dhuru V. A modified incremental filling technique for class II composite restorations. *J Prosthet Dent*. 1987 Aug;58(2):153-6.
- Hilton TJ, Ferracane JL. Cavity preparation factors and microleakage of Class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *Am J Dent*. 1999 Jun;12(3):123-30.
- Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent*. 2000 Aug;13(4):195-200.
- Jacobsen T, Söderholm K-J. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*. 1995 Mar;11(2):132-6.
- Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques. *ASDC J Dent Child*. 1998 Mar-Apr;65(2):111-5.
- Kanca J. Resin Bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int*. 1992Jan;23(1):39-41.
- Kanca J. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent*. 1992a Aug;5(4):213-5.
- Kroeze HJ, Plasschaert AJ, van't Hof MA, Truin GJ. Prevalence and need for replacement of amalgam and composite restorations in dutch adults. *J Dent Res*. 1990 Jun;69(6):1270-4.
- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. 1999 Mar;15(2):128-37.

- Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent*. 2001 May-Jun;26(3):302-7
- Leinfelder KF. Posterior Composites. State-of-the-art: clinical applications. *Dent Clin North Am*. 1993 Jul;37(3):411-8.
- Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior resin composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int*. 1986 Dec;17(12):777-784.
- Lutz F, Krejci I, Luescher B, Oldenburg TR. Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. *Quintessence Int*. 1986a Oct;17(10):659-64.
- Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, Preston CD, Russell CM, Pashley DH. (1996) The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix *J Dent Res*. 1996 Nov;75(11):1851-8.
- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997 Nov;25(6):441-58.
- McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding agents – characteristic bond strength as a function of dentine depth. *J Dent*. 1992 Aug;20(4):225-30.
- Miyazaki M, Oshida Y, Moore BK, Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent Mater*. 1996 Nov;12(6):328-32.
- Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent*. 2000 Mar-Apr;25(2):75-80.

- Mjör IA, Qvist V. Marginal failures of amalgam and composite restorations. *J Dent.* 1997 Jan;25(1):25-30.
- Mjör IA. The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence Int.* 1998 May;29(5):313-7.
- Montes MAJR, De Goes MF, Cunha MRB, Soares ABA. Morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *J Dent.* 2001 Aug;29(6):435-41.
- Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 26:535-576, 2001.
- Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence Int.* 1999 Mar;30(3):179-84.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265-73.
- Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* 1992 Mar;8(2):125-30.
- Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence, Chicago, 1998.
- Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res.* 1995 Oct;74(10):1679-88.

- Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of moist vs dry bonding to normal vs caries-affected dentin with scotchbond multi-purpose plus. *J Dent Res*. 1999 Jul;78(7):1298-303.
- Nakajima M, Kanemura N, Pereira PNR, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent* 2000 Dec;13(6):324-8.
- Obici AC, Sinhoreti MAC, De Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent* 2002 Mar-Apr;27(2):192-8.
- Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira PNR, Sano H, Tagami J. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Oper Dent* 2001 Jan-Feb;26(1):27-35.
- Örtengren U. On composite resin materials: Degradation, erosion and possible adverse effects in dentists. *Swed Dent J Suppl*. 2000;(141):1-61.
- Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol*. 1988;33(4):265-70.
- Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod*. 1990 Feb;16(2):70-7.
- Pashley DH. The interactions of dental materials with dentin. *Trans Acad Dent Mater* 3:55-73, 1990a.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int*. 1993 Sep;24(9):618-31.

- Pashley DH. Dentine permeability and its role in the pathobiology of dentine sensitivity. Arch Oral Biol. 1994;39 Suppl:73S-80S.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond Strength versus dentine structure: modelling approach. Arch Oral Biol. 1995 Dec;40(12):1109-18.
- Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater. 1995a Mar;11(2):117-25.
- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent. 1997 Sep;25(5):355-72.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay FR. The microtensile bond test: a review. J Adhes Dent. 1999 Winter;1(4):299-309.
- Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. Dent Mater. 2000 Jan;16(1):7-14.
- Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. Dent Mater. 1998 Jan;14(1):6-10.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer system. Eur J Oral Sci. 1997 Apr;105(2):97-116.
- Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. J Dent. 2000 Aug;28(6):447-52.

- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998 Jun;14(3):212-21.
- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J Dent.* 1999 May;27(4):265-74
- Pollack BF. Class II composites: 1987 thoughts and techniques. *N Y State Dent J.* 1987 May;53(5):25-7
- Puckett A, Fitchie J, Hembree J, Smith J. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent.* 1992 Sep-Oct;17(5):186-91.
- Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater.* 1989 Jan;5(1):41-4.
- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GMB. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 2003 Jan; 19(1):12-18.
- Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res.* 1973 Mar-Apr;52(2):333-41.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280-301.
- Roulet J-F. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.* 1997 Nov;25(6):459-73.

- Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in light-cured composites. *J Dent Res*. 1988 Jun;67(6):932-7.
- Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont*. 1993 Jul-Aug;6(4):364-70.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994 Jan-Feb;19(1):26-32.
- Ruyter IE, Øysæd H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand*. 1982;40(3):179-92.
- Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based-materials. *D Dent Mater*. 2002 Jan;18(1):64-71.
- Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*. 1992 Jun;20(3):183-8.
- Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent*. 1998 Nov;26(8):695-700.
- Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*. 1994 Jun;73(6):1205-11.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho RM, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994a Jul;10(4):236-40.

- Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. *J Dent Res.* 1995 Oct;74(10):1679-88.
- Schwartz JL, Anderson MH, Pelleu GB. Reducing microleakage with the glass ionomer/resin sandwich technique. *Oper Dent.* 1990 Sep-Oct;15(5):186-92.
- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000 Jul;16(4):292-6.
- Sneed WD, Looper SW. Shear bond strengths of a composite resin to an etched glass ionomer. *Dent Mater.* 1985 Aug;1(4):127-8.
- Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, Fischlscweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984 Oct;63(10):1248-54.
- Stanley HR, Going RE, Chauncey HH. Human pulp response to acid pre-treatment of dentin and to composite restoration. *J Am Dent Assoc.* 1975 Oct;91(4):817-25.
- Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. *J Dent Res.* 1993 Nov;72(11):1532-6.
- Suzuki T, Finger WJ. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater.* 1988 Dec;4(6):379-83.
- Tagami J, Tao J, Pashley DH, Hosoda H, Sano H. Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater.* 1991 Oct;7(4):234-9.
- Tao L, Pashley DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel bond strengths. *Dent Mater.* 1988 Aug;4(4):208-16.

- Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHI. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. J Dent Res. 1995 May;74(5):1168-78.
- Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater. 2001 Jul;17(4):296-308.
- Tjan AHL, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations J Prosthet Dent. 1992 Jan;67(1):62-6.
- Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. Dent Mater. 1998 Nov;14(6):417-23.
- Tung FF, Estafan D, Scherer W. Microleakage of a condensable resin composite: an in vitro investigation. Quintessence Int. 2000 Jun;31(6):430-4.
- Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as “filled adhesives”: literature review and clinical recommendations. Quintessence Int. 1999 Apr;30(4):249-57.
- Van Noort R, Noroozi S, Howard C, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent. 1989 Apr;17(2):61-7.
- Van Noort R. Introduction to dental materials. 1 ed. London: Mosby, 1994.
- Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res. 1996 Mar;75(3):871-8.

- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? J Dent Res. 1998 Jun;77(6):1435-45.
- Vojinovic O, Nyborg H, Brännström M. Acid treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulp reaction. J Dent Res. 1973 Nov-Dec;52(6):1189-93.
- Wang J-D, Hume DR. Diffusion of hydrogen ion and hydroxyl ion from various sources through dentin Int Endod J. 1988 Jan;21(1):17-26.
- Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. J Dent Res. 1994 Jun;73(6):1212-20.
- Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. Dent Mater. 1996 Mar;12(2):109-15.
- Winkler MM, Katona TR, Paydar NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. J Dent Res. 1996 Jul;75(7):1477-1483.
- Wu M-K, De Gee AJ, Wesselink PR. Effect of tubule orientation in the cavity wall on the seal of dental filling materials: an in vitro study. Int Endod J. 1998 Sep;31(5):326-32.
- Yap AUJ, Pearson GJ, Billington RW, Stokes AN. An in vitro microleakage study of the restorative techniques for Class II restorations in posterior teeth. Biomaterials. 1996 Nov;17(21):2031-5.
- Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent 2000 Mar-Apr;25(2):113-20.

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