**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO À DENTINA DE ALGUNS
AGENTES DE PROTEÇÃO COM OU SEM
SISTEMA RESTAURADOR ADESIVO, EM FUNÇÃO DE DIFERENTES
TRATAMENTOS DA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA**

MARGARETH COUTINHO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração - Dentística.

Edição revisada

**BAURU
2000**

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO À DENTINA DE ALGUNS
AGENTES DE PROTEÇÃO COM OU SEM
SISTEMA RESTAURADOR ADESIVO, EM FUNÇÃO DE DIFERENTES
TRATAMENTOS DA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA**

MARGARETH COUTINHO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração - Dentística.

Edição revisada

Orientador: Prof. Dr. José Mondelli

**BAURU
2000**

Coutinho, Margareth

C837a Avaliação da adaptação à dentina de alguns agentes de proteção com e sem sistema restaurador adesivo, em função de diferentes tratamentos da superfície dentinária / Margareth Coutinho. – Bauru, 2000.

184p : il.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. USP.

Orientador: Prof. Dr. José Mondelli

Autorizo a reprodução total ou parcial, da referida Tese de Doutorado.

Margareth Coutinho

Autora

MARGARETH COUTINHO

12 de outubro de 1966 Vitória, ES.	Nascimento
Darly Ferreira Coutinho e Maria do Carmo Coutinho	Filiação
1985 – 1990	Curso de Odontologia na Universidade Federal do Espírito Santo – UFES.
1989	Curso de Aperfeiçoamento em Odontopediatria pela PROFIS, Bauru – SP.
1990	Curso de Atualização em Dentística Restauradora pela PROFIS, Bauru – SP.
1990 – 1991	Curso de Atualização em Periodontia pela Fundação Bauruense de Estudos Odontológicos – FUNBEO.
1991 – 1994	Curso de Pós-Graduação em Dentística, em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo.
1995	Ingresso no Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração – Dentística, em nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo.
1996	Professora Assistente I da Fundação Universidade Federal do Mato Grosso do Sul.
Associações	<ul style="list-style-type: none">- Conselho Regional de Odontologia do Estado do Mato Grosso do Sul, MS.- Sócia Remida da Associação Brasileira de Odontologia, secção Mato Grosso do Sul- Grupo Brasileiro de Professores de Dentística- Associação Brasileira de Odontologia Preventiva- International Association of Dental Research- Centro de Estudos Odontológicos do Mato Grosso do Sul

DEDICATÓRIA MAIOR

A *DEUS*,

pela sua presença,
fundamental para a realização desse trabalho,
pois colocou no meu caminho
professores exemplares,
uma família maravilhosa e
amigos carinhosos

“Se já te conscientizaste quanto à grandeza da Criação, confere os talentos e as inibições que te assinalam e por eles compreenderás de que tarefa mais alta a vida te incumbe no curto espaço da existência terrestre, porque facilidade ou obstáculo, ouro fácil e recurso difícil, raciocínio pronto e idéia tardia, são empréstimos da Providência Divina, com tempo exato para o acerto preciso em nosso próprio favor, diante das leis de Deus”

Emmanuel (Chico Xavier)

DEDICATÓRIA

*Aos meus amados pais **Darly e Maria do Carmo**,
fontes inesgotáveis de força de vida e exemplos de luta, que
me ensinaram a enfrentar os desafios por maiores que fossem
em prol do aperfeiçoamento moral;
Na orientação do caminho honesto de minha profissão.
Pela compreensão, apoio e carinho em todos os
momentos;*

*A minha irmã **Elisabeth**;
Aos meus irmãos e esposas **Emanuel e Cláudia, Josué e Sandra**
e aos sobrinhos **Maíra, Gabriel, Laila, Cássio e Marina**.*

*Aos meus grandes amigos **Denise, Emildre, Oscar, Angela,**
Jussara, Alciane, Simone, João,
que sempre me incentivaram em todos os momentos e
acreditaram no meu potencial para a concretização deste
trabalho e que sem este incentivo, nada teria sido possível.*

minha mais profunda gratidão.

AGRADECIMENTOS

*Ao meu Orientador, Professor Doutor **José Mondelli**, responsável pelo meu ingresso na carreira docente, pelo exemplo de simplicidade e ao mesmo tempo pela grandeza que a sua presença emana. Sinto-me orgulhosa de ter o privilégio de conviver e desfrutar da sua amizade,*

*Ao Professor Doutor **Paulo Amarante de Araújo**, participação fundamental neste trabalho, que com sua eterna calma e tranqüilidade transmitiu conhecimentos tão importantes, orientando-me*

meu profundo agradecimento.

*Ao **Edimauro de Andrade**, por mais uma vez
me estender a mão...*

*à **Maria Tereza Atta Alves Bastos e
Simone Maria Galvão de Souza**, pela convivência incentivadora
e pela grande contribuição em minha Tese;*

*ao Professor **José Roberto Lauris**, pela forma pela qual sempre
me recebeu e as imprescindíveis orientações durante a execução
da parte experimental do trabalho e pela confecção, tabulação e
interpretação dos dados estatísticos;*

*ao Vice-Reitor da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul,
Professor Doutor **Amaury de Souza**, pelo incentivo e sábios
conselhos,*

Meu especial agradecimento.

*Ao Professor Doutor **José Carlos Pereira**, ex-Presidente da Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, e Professor Doutor **Luiz Fernando Pegoraro**, atual Presidente, minha admiração e reconhecimento por todo apoio e amizade que me foram dedicados e também pela incansável luta em prol dos alunos de Pós-Graduação;*

*à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, através de seu Diretor, Professor Doutor **Aymar Pavarini** e Vice-Diretor, Professor Doutor **Clóvis Monteiro Bramante**;*

*à Coordenação do **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq** pela concessão da bolsa de estudo;*

*à Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, pelos Chefes do Departamento de Odontologia, Professores Doutores **Pedro Gregol da Silva e Elizeu Insaurrealde**, Coordenadores do Curso de Odontologia; Professores Doutores **Antônio da Silveira Terra e Rosana Giordano de Barros**, pelos colegas de Disciplina, **Benícia C. J. Ribeiro e José Luiz G. de Figueiredo**, que concordaram com minhas ausências para finalização deste trabalho;*

*à **KG Sorensen Ind. e Com. Ltda.**, pela doação da pontas diamantadas;*

*às Empresas **Caulk/Dentsply e Ultradent Products Inc.**, que com suas doações de produtos odontológicos, permitiram a execução deste trabalho;*

Meu muito obrigada.

*Aos Professores do Departamento de Dentística,
Aquira Ishikiriana, Carlos Eduardo Francischone,
Eduardo Batista Franco, João Lúcio Coradazzi,
Mário Honorato de Silva e Souza Júnior,
Rafael Francisco Lia Mondelli e
Ricardo Marins de Carvalho, servem como exemplo de profissionalismo
e dedicação e que me possibilitaram a aquisição de novos
conhecimentos ao longo desses anos;*

*À Professora Doutora Maria Fidela de Lima Navarro,
exemplo de obstinação,*

minha admiração e respeito.

Agradeço especialmente,

*Aos funcionários do Departamento de Dentística, **Ângela, Dito, Eloísa,**
Nelson, Rosa, Rosinha e Zuleica, sempre prestativos;*

*aos funcionários da Pós-Graduação, **Ana Maria, Cleusa, Débora, Giane,**
Heloísa e Neide, pela presteza;*

*ao funcionário da Associação de Pós-Graduação, **Salvador,**
obrigada pela paciência!*

*Aos funcionários da Biblioteca:
Denise, Eliane, Maria Caetano, Marcelo, Maria Inês, Neusa, Ormezinda,
Otília, Regina, Rita, Thereza e Vera,
o meu muito obrigado.*

*À **Cybelle, Ademir e Valéria,** pela boa vontade constante
ao longo desses anos.*

*À Deus, por me oferecer Lares sempre abençoados, com Denise, Emildre,
João e Ângela;*

*aos meus amigos do curso de Mestrado e Doutorado, Adriana, Adriano,
Cecy, Cecília, Evelise, Lucirene, Maria Sílvia, Raquel, Renata
Del'Hoyo, Fátima, Ângela, Marcelo, Lúcia, Maria Carmem, Fábio,
Mônica Gomes, Regina, e Rogério, pela sincera amizade;*

*aos meus novos amigos na cidade de Campo Grande:
Amaury, Angela, Dra. Dalva, Marcelo, Anísio, Jair, Julio Cesar,
Luizinho, Manoel, Jacimara, Maria Helena, Margareth, Evelin, Dr.
Terra, Rivaldo, José Ivan, Jubert, Prof. Santini, Sandro
E, muito especialmente, Alciane e Renata;*

meu carinho especial;

*Sr. Hélio, D. Adair e filhos, nossos queridos vizinhos, agradeço pelo
cuidado constante.*

*À família adotiva, Sr. Pedro e D. Maria, Alciane e Alcir, que tornam
meus dias mais felizes em Campo Grande/MS;*

*aos antigos e novos colegas da Faculdade de Odontologia de Bauru e
Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, que são muitos.*

minha gratidão profunda e sincera.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	xii
RESUMO.....	xiii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	6
3 PROPOSIÇÃO	97
4 MATERIAL E MÉTODOS	99
4.1 Adaptação interfacial de agentes de proteção à dentina, na ausência de restaurações de resina composta	100
4.1.1 Preparo das amostras	100
4.2 Adaptação interfacial de agentes de proteção à dentina, na presença de restaurações de resina composta	105
4.2.1 Preparo das amostras	105
4.3 Preparo dos corpos-de-prova e obtenção das réplicas em negativo (RN) para observação ao microscópio de luz refletida.....	109
4.4 Métodos	111
4.4.1 Medida da adaptação interfacial à dentina dos agentes protetores, na presença ou ausência do sistema restaurador adesivo	111
4.4.2 Critérios para análise das RN.....	112
5 RESULTADOS	120
6 DISCUSSÃO.....	129
7 CONCLUSÕES.....	165
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	167
ABSTRACT	184
ANEXOS	

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	porcento
*	diferença estatisticamente significativa
Å	angström
ác.	ácido
Al ₂ O ₃	óxido de alumínio
Aq.	aquosa
Bis-GMA	bisfenil-A glicidil metacrilato
c.i.v.	cimento de ionômero de vidro
d/cm	força de resistência por unidade de comprimento (força que imprime à massa de 1 grama uma aceleração constante de 1 cm por s)
EDTA	ácido-etileno-diamino-tetracético-dissódico
ergs/cm	força de resistência por unidade de comprimento
h	horas
H ₂ O	água
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
m.e.v.	microscópio eletrônico de varredura
min	minutos
mJ/m ²	micro Joules por metro quadrado
mm	milímetro
M.	molar
MPa	mega pascoal
mW/cm ²	mile Watts por centímetro quadrado
n.	número
ns	diferença estatisticamente não significativa
°C	graus centígrados
pH	potencial de hidrogênio (quantidade de íons hidrogênio contido em uma substância)
pk	potencial de dissociação iônica
psi	libras por polegadas ao quadrado
r.c.	resina composta
RN	réplica em negativo
rpm	rotações por minuto
s	segundos
sis. rest. ades.	sistema restaurador adesivo
sol.	solução

UDMA	dimetacrilato de uretana
val.	validade
μm	micrometro
μmol	micromol

RESUMO

RESUMO

Este estudo quantificou micrometricamente o índice de adaptação à dentina (presença ou ausência de fenda interfacial) de vários agentes protetores à base de hidróxido de cálcio de ativação química – Dycal e de luz visível – Prisma VLC Dycal e Ultra-Blend® plus e cimento de ionômero de vidro convencional – Ketac Bond e fotoativado - Vitrebond; associados a diferentes tratamentos de superfície dentinária, com e sem a presença de sistema restaurador adesivo (Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum). Os tratamentos dentinários foram jatos de ar/água, condicionamento com ácido poliacrílico a 25% por 10s e ácido fosfórico a 37% por 15s. Foram utilizados 200 dentes, os quais numa metade foi desgastado o esmalte e os preparos realizados em dentina e na outra metade repetiu-se o preparo cavitário envolvendo esmalte e dentina. Cavidades tipo classe V foram realizadas com 3mm de diâmetro e 0,8mm de profundidade em dentina e 0,8mm quando envolvido o esmalte. Após o preenchimento da cavidade, os corpos-de-prova foram incluídos em resina epóxica e seccionados longitudinalmente no sentido vestibulo-lingual. Foram obtidas réplicas em negativo utilizando-se material de moldagem à base de polivinil siloxana (Aquasil), para a avaliação da desadaptação à dentina, por meio de microscopia de luz refletida em campo escuro. Os dados obtidos microscopicamente foram submetidos aos Testes de Kruskal-Wallis e as comparações múltiplas pelo Teste de Dunn. Os resultados demonstraram que quando comparados o comprimento e a largura da desadaptação à dentina dos agentes protetores, entre as condições experimentais com e sem a presença do sistema restaurador adesivo, o cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável Vitrebond obteve os melhores resultados, sobrepujando, inclusive, o Ketac Bond ativado quimicamente. Numa posição intermediária vêm o Ultra-Blend® plus e o cimento de hidróxido de cálcio auto-ativado Dycal e, por último, o cimento de hidróxido de cálcio fotopolimerizável Prisma VLC Dycal, que apresentou a maior desadaptação.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Uma adequada proteção do complexo dentino-pulpar deve ser realizada sempre que houver perda de substância e, conseqüentemente, o dente deva ser restaurado, é necessário que a vitalidade pulpar seja preservada. Há que se interpor entre o material restaurador e o tecido dentinário subjacente uma camada ou camadas de materiais específicos, para se evitar injúrias à polpa, ocasionadas pelos materiais restauradores ou, através deles, por agentes físicos do meio externo (condutibilidade termoeletrica das restaurações metálicas), químicos (toxidez de alguns materiais) e biológicos (micro-infiltração)¹².

Ainda que a utilização de um determinado agente protetor dependa de suas características intrínsecas e propriedades, outros fatores devem ser levados em consideração quando de sua indicação. A condição pulpar (lesões de rápida ou lenta evolução), a profundidade da cavidade e a idade do paciente são alguns dos aspectos que devem ser considerados, conjuntamente com o tipo de material restaurador, para se alcançar o real objetivo da proteção do complexo dentino-pulpar.

A preocupação em proteger esse complexo vem de há muito e vários foram os materiais desenvolvidos com essa finalidade. Um agente protetor segundo WEINER; WEINER; KUGEL¹²² deve ser capaz de proteger diretamente (capeamento pulpar) uma polpa injuriada indiretamente de traumas térmicos, elétricos e mecânicos, de substâncias químicas tóxicas e micro-infiltração por meio de seladores, forradores ou bases protetores. Os selantes cavitários, representados pelos vernizes convencionais e sistemas adesivos, produzem uma película protetora que veda a embocadura dos túbulos dentinários e os micro-espacos que se formam entre o material restaurador e as paredes circundantes da cavidade, tornando a dentina menos permeáveis. Os agentes forradores são empregados numa espessura mais fina pois possuem baixa resistência e seu maior benefício seria quando utilizado nas porções mais profundas da cavidade, próximo à polpa. As bases protetoras, por sua vez, deveriam possuir resistência suficiente para suportar as forças de condensação do material restaurador e esforços mastigatórios.

MONDELLI et al.⁷¹ definiram, em conformidade com a espessura do material, que este agente protetor pode funcionar como forrador cavitário (até 0,5mm), como base protetora (0,5 a 2mm) ou base cavitária (1 a 3mm), para simultaneamente proteger e substituir a dentina, reconstituindo as paredes internamente. Em cavidades muito profundas onde se pode visualizar clinicamente por transparência da dentina a coloração rósea da polpa, cuja espessura dentinária fica em torno de 0,5mm ou menos, deve ser indicada uma película forradora, seguida de uma base intermediária ou sobrebase. Entretanto as cavidades que possuem uma profundidade que ultrapassam a metade da espessura de dentina deveriam ser protegidas por um agente forrador seguido de base cavitária.

Um dos materiais mais utilizados como agente forrador cavitário tem sido o cimento de hidróxido de cálcio auto-ativado ou de reação química. Esse material possui características benéficas como indutor à formação de dentina esclerosada, reparadora e de proteção à polpa contra estímulos termo-elétricos e de ação antibacteriana⁷¹. Porém sabe-se que suas propriedades mecânicas de resistência à compressão e física como a solubilidade estão abaixo do esperado e que, muitas vezes, perdem sua consistência ou se dissolvem parcialmente sob restaurações insatisfatórias⁸⁶. Estão, com o intuito de melhorar as propriedades desse material, no ano de 1982 foi lançado no comércio um cimento à base de hidróxido de cálcio resinoso, fotopolimerizável, o Prisma VLC Dycal, com semelhantes propriedades biológicas comparado ao cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado, porém com maior resistência à solubilização e à compressão^{78,105,108,109}. Outro material contendo hidróxido de cálcio e componente resinoso-recém lançado no mercado é o Ultra-Blend® plus, o qual mostrou satisfatórias propriedades biológicas e com capacidade de aderir-se à dentina^{80,81}, sendo ainda fotopolimerizável.

O cimento de ionômero de vidro é um outro material muito utilizado como forrador e base protetora. Esse material foi lançado no início da década de 70 e desde então vem sofrendo diversas modificações com o intuito de melhorar suas propriedades adesivas, de liberação de flúor, mecânicas e biológicas^{71,74,102}, nos três

tipos de apresentação: restaurador, protetor e cimentante. Assim, no início dos anos 90, foi lançado no comércio um novo agente protetor à base de ionômero de vidro, porém modificado por resina, com melhores características mecânicas, físicas e adesivas, além de proporcionar um maior tempo de trabalho.

Contudo, para que uma restauração obtenha sucesso, a utilização de um bom agente de proteção deveria estar associado a um excelente material restaurador. Esse sistema restaurador deve apresentar, idealmente, uma adesão físico-química às estruturas dentárias remanescentes, possibilitando um bom vedamento da interface dente-restauração ou um selamento hermético. Apesar de muitas pesquisas estarem sendo desenvolvidas neste sentido, até o momento nenhum material ou sistema restaurador preencheu com perfeição esse requisito. Na odontologia atual tem-se relatado que um dos maiores problemas enfrentados pelos materiais restauradores ditos adesivos é a micro-infiltração, especialmente nas áreas que não possuem esmalte. Existem controvérsias sobre a capacidade dos materiais restauradores adesivos de aderirem aos tecidos mineralizados, os quais possuiriam o poder de bloquear a micro-infiltração pelo selamento ou vedamento marginal. Recomenda-se que o material de base não deve ser deslocado da parede dentinária sob a influencia das tensões geradas pela contração de polimerização da resina composta. A presença deste espaço livre, embora não detectável clinicamente, poderá propiciar a infiltração via túbulos dentinários de bactérias e suas toxinas advindas da micro-infiltração marginal, as quais podem provocar inflamação pulpar, sensibilidade pós-operatória, ou o desenvolvimento de cárie secundária.

As resinas compostas têm uma aceitação muito grande como material restaurador para dentes anteriores e posteriores devido a sua excelente estética. Suas indicações ampliaram-se sobremaneira e muitas de suas propriedades foram melhoradas. Porém, um dos maiores problemas desse material continua sendo a micro-infiltração, pois possui algumas características que dificultam uma adequada adaptação às paredes cavitárias⁹⁷.

Passamos atualmente por um período em que a utilização de materiais odontológicos fotopolimerizáveis tem uma grande aceitação, alguns pela estética e

outros pela sua praticidade. Entretanto sabe-se que a técnica que envolve esse sistema restaurador é mais complexa e sensível, além de incorrer nos problemas intrínsecos dos sistemas resinosos como contração de polimerização e micro-infiltração e, nos dentes posteriores, a baixa resistência ao desgaste. Notou-se em vários casos tratados na clínica Integrada Restauradora da Disciplina de Dentística da FOB-USP que após a polimerização dos materiais protetores fotopolimerizáveis ocorreu um nítido afastamento da película protetora da parede de fundo cavitário, ou o seu fácil deslocamento provocado pelo instrumento manual ao tentar-se remover algum excesso marginal. Essa foi uma das razões que motivaram a presente investigação porque os respectivos fabricantes e a literatura específica nada informam a respeito dessa ocorrência e os profissionais estão interessados em saber se essa categoria de protetores fotopolimerizáveis com comprovada eficiência biológica^{80,81,105,106}, é capaz de se comportar como base protetora eficiente em todos os seus aspectos.

Após a consulta da literatura acessível, comprovou-se que vários são os trabalhos que avaliaram a adaptação de agentes de proteção à parede de fundo cavitária, porém não se encontraram trabalhos que comparassem o comportamento isoladamente dos agentes à parede dentinária e associados aos sistemas restauradores adesivos. Daí então resolveu-se avaliar a adaptação à dentina de alguns agentes protetores, nas condições citadas no capítulo proposição.

2 *REVISÃO DE LITERATURA*

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Material de moldagem

A boa qualidade dos materiais de moldagem associada à boa reprodutibilidade do gesso possibilitam a obtenção de modelos mais fiéis, permitindo a realização de trabalhos com maior exatidão. VALLE et al.¹¹⁴, em 1999, comentaram que as siliconas de adição, polivinil siloxanas ou polissiloxanas vinílicas são o material de moldagem mais preciso encontrado atualmente no mercado, devido a sua excelente resistência ao laceramento, bom tempo de trabalho e ótima recuperação elástica. A boa qualidade deste material também deveu-se à baixíssima alteração dimensional de 0,05 a 0,016%.

2.2 Técnica de preparo dos espécimes

Tem sido relatado que a utilização de réplicas em negativo em material de moldagem de baixa viscosidade ou réplica positiva em resina epóxica possibilitou estudos em alta resolução. VOSSEN et al.¹¹⁸, em 1985, avaliaram uma técnica de confecção de réplicas que permitisse o estudo no m.e.v. em alta resolução. Réplicas em negativo e positivo foram obtidas a partir da moldagem. Foi observado na réplica em negativo, obtida a partir de polisulfeto, rachaduras na superfície, provavelmente devido ao processo de cobertura metálica necessária para visualização ao M.E.V. O material de moldagem à base de poliéter proporcionou uma réplica em negativo com ótimo detalhe possuindo, entretanto, uma consistência muito viscosa o que dificultou a manipulação e permitiu a inclusão de muitas bolhas e mostrou ser incompatível com as três resinas epóxicas utilizadas nesse trabalho. O emprego da silicona (Xantopren blue) e resina epóxica (Stycast 1266) mostrou os melhores resultados. A silicona foi

um material de fácil manipulação o qual, após 10 min., mostrou uma superfície rugosa. Contudo, após 24h, a sua avaliação ao M.E.V. não apresentou artefato de técnica e copiou verdadeiramente o modelo. Essa técnica possibilitou a análise em alta resolução, visualizando além de uma fenda de 0,3 μm de largura, detalhes das estruturas dentais e restaurações.

A consistência gel do condicionador de ácido fosfórico proporcionou uma melhor delimitação da área de condicionamento promovida pelo ácido sobre a superfície do esmalte, evitando o espalhamento sobre a região dentinária. Normalmente, os fabricantes adicionam 3,5% de dióxido de silício para melhorar a consistência dos ácidos baseados em gel de glicerina. Após a lavagem com água com finalidade de remover o ácido, observou-se a presença de um precipitado sobre a superfície dentinária. Já o semi-gel, contendo um agente espessante polimérico em vez de sílica, não deixou nenhum resíduo. Desta forma, DE GOES et al.²⁷ em 1995, verificou por meio de microscopia eletrônica de varredura a morfologia da superfície do esmalte e dentina após o condicionamento com ácidos na forma de gel contendo sílica e polímero com agente espessante. As fotomicrografias mostraram que o ácido fosfórico a 35%, contendo sílica como espessante, deixou uma camada de resíduos sobre a dentina após a lavagem com água. Não houve evidências da presença de resíduo de sílica na superfície do esmalte. A superfície do esmalte e dentina tratada com ácido fosfórico a 10%, contendo um agente polimérico como espessante, apresentou-se limpa e sem resíduos.

Para permitir a avaliação ao microscópio eletrônico de varredura os corpos-de-prova devem estar desidratados. Contudo a técnica ideal de desidratação deveria evitar a contração dos espécimes, preservando suas dimensões originais. Procurando comparar por meio de microscopia eletrônica de varredura algumas técnicas de desidratação de dentina desmineralizada, CARVALHO et al.¹⁷, em 1996, utilizaram blocos de dentina com dimensões 0,7x0,7x5,0mm obtidos da porção média da coroa de terceiros molares armazenados em solução salina contendo 0,2% de azida de sódio. Os espécimes foram desmineralizados em 0,5 Mol de EDTA (pH 7,0) por 3 dias e seus volumes medidos com micrômetro digital em microscópio de dissecação. Os espécimes

foram separados aleatoriamente em grupos experimentais, onde metade de cada grupo recebeu a fixação em formalina neutra a 10% por 18 horas. Cada grupo com espécimes fixados e não fixados receberam igualmente a desidratação com acetona por 90 min. Três foram as situações experimentadas: desidratação até o ponto crítico, desidratação em solução de Peldri II e desidratação em solução de di-silazano hexametila. Os espécimes do grupo controle fixados e não-fixados foram desidratados em aparelho a vácuo. As dimensões dos espécimes foram medidas após cada passo e as mudanças em volumes foram registradas em porcentagem relacionada com o volume original desmineralizado. A desidratação em acetona causou uma pequena, mas significativa redução do volume do bloco de dentina desmineralizada nos espécimes fixados com formalina. Nos espécimes não-fixados não ocorreram mudanças significativas. Em geral, todos os três processos de secagem causaram alguma contração na dentina desmineralizada. Os espécimes não-fixados mostraram uma contração volumétrica de aproximadamente 15-20% em todas as três técnicas. Já os espécimes fixados em formalina contraíram cerca de 25-35%. Não obstante a técnica de secagem, os espécimes contraíram até 10-20% quando medidos após terem sido colocados na câmara de vácuo do microscópio de varredura. Os resultados mostraram que todas as formas de preparo dos espécimes causaram significativa contração da estrutura. Desta forma, um maior cuidado deve ser tomado pelos estudiosos quanto à avaliação dos trabalhos que mensuram a estrutura dentinária, as fendas entre os materiais restauradores e a dentina, a profundidade de desmineralização e camadas híbridas.

HENRIQUES⁴⁸, em 1997, comentou sobre a influência do preparo da peça por meio de desidratação da dentina condicionada para observação ao microscópio eletrônico de varredura. Para a visualização ao m.e.v. os corpos-de-prova sofreram ressecamento, desidratação absoluta, pressurização na câmara a vácuo e, conseqüentemente, trinca na interface, dentina ou no adesivo. Esses fatos podem levar a interpretações enganosas. No caso das resinas, especialmente, tem sido comum avaliar a sua adaptação à parede de fundo da cavidade, observando-se que muitas vezes a fenda foi causada pelo deslocamento dos substratos provocados pela desadaptação. Algumas técnicas, como a da desidratação até o ponto crítico, evitaram

a contração acentuada. Réplicas em negativo dos corpos-de-prova com material de moldagem à base de silicona e amostra de resina podem ser utilizados. Desta forma, não existiram variáveis de interpretação.

2.3 Estrutura dental

CARVALHO¹⁶, em 1998, comentou que para entendermos sobre o processo de adesão dos sistemas adesivos à dentina se fazia necessário conhecer as características desse substrato tão heterogêneo, a dentina. A dentina era um substrato vitalizado composto de uma série de túbulos que se estendiam desde a câmara pulpar até a junção amelo-dentinária, tornando-a um substrato poroso. Estes túbulos ou canais variavam em número e poderiam representar desde 5% da área total de superfície da dentina até 22%, quando próxima da polpa. Lembrou que esses túbulos eram preenchidos pelo fluido dentinário e como variam de acordo com a profundidade, a quantidade de fluido também. A dentina ainda possui áreas hipermineralizadas, a dentina peritubular, rica em minerais de hidroxiapatita, com poucas fibras colágenas, ao contrário da dentina intertubular, rica em fibras colágenas. Próximo da polpa, há uma maior umidade e tecido mineralizado, ao contrário da região dentinária próxima da junção amelo-dentinária.

2.4 Princípios da adesão

BUONOCORE¹³, em 1955, introduziu a técnica de condicionamento ácido do esmalte com ácido fosfórico a 85%, onde observou que a remoção da estrutura superficial inerte do esmalte proporcionou um aumento da adesividade das resinas acrílicas.

BUONOCORE¹⁴, em 1963, definiu a adesão como a atração molecular exercida entre as superfícies de contato ou a atração de moléculas em uma interface.

As forças moleculares atrativas que envolvem a adesão foram divididas em físicas e químicas. As forças físicas incluíam as forças de Van der Waals, pontes de hidrogênio e interação bipolar. As forças químicas resultaram das formações de ligações covalentes, iônicas e metálicas e foram consideradas mais resistentes que as forças de união física. Para estabelecer a adesão, o adesivo líquido deve molhar a superfície do material. Essa característica de molhamento era a manifestação causada pelas forças atrativas entre as moléculas do adesivo e do aderente (substrato). Quando as forças atrativas entre as moléculas dos adesivos e do substrato eram intensas, houve o molhamento. Esse fenômeno estava associado à existência de pequeno ângulo de contato, próximo de 0° . Isso significou um excelente espalhamento do líquido sobre a superfície.

FIGURA 2.1 – A – quando o ângulo de contato é de 0° , o líquido entrou em contato com toda a superfície do aderente e espalhou-se facilmente. B – ângulo de contato pequeno em uma superfície ligeiramente contaminada. C – ângulo de contato maior devido a uma superfície contaminada por uma película absorvida. D – grande ângulo de contato formado por um molhamento deficiente do sólido, que tem uma pequena energia de superfície

LEE; ORLOWSKI⁵⁹, em 1973, definiram o termo adesivo como uma substância capaz de unir materiais pelo envolvimento de suas superfícies. E a adesão era um estado em que duas superfícies estão unidas por forças interfaciais que poderiam ser de valência primária ou secundária, químicas ou mecânicas. Os adesivos eram compostos por substâncias inorgânicas e orgânicas.

União	Adesão	Efeitos Geométricos	- Rugosidade, - Porosidade, - Retenções microscópicas
	Mecânica	Efeito Reológico	- Estresse e - Contração
Adesiva	Adesão	Forças de	- união ionica
		Valência	- união covalente
		Primária	- união metálica
	Química Específica		
		Forças de	- Interação Bi-polar
		Valências	- Forças de Van der Waals
		Secundárias	- Pontes de hidrogênio

FIGURA 2.2 - Classificação dos vários mecanismos de adesão

As forças secundárias ou Forças de Van der Waals foram as principais forças que deveriam atuar quando se projetou um adesivo. Existem dois critérios para se obter alta adesão: 1 - o adesivo deveria primeiro umedecer ou molhar a superfície do substrato; 2 - o adesivo deveria mudar da fase líquida para sólida, com mínima contração. As moléculas do adesivo deveriam entrar em contato íntimo com as moléculas do substrato. Quando desejou-se uma adesão mecânica, foi necessário que o adesivo fosse capaz de escoar nos orifícios, poros ou fendas microscópicas. Assim, independente do tipo de mecanismo de adesão, para se alcançar uma adesão ótima dever-se-ia primeiro possuir uma superfície limpa. Os autores alertaram que a presença de impurezas não permitiu uma adesão forte, pois impediu a instalação das forças de Van der Waals; em segundo lugar, necessitou-se de um adesivo com viscosidade bastante baixa para que pudesse escoar sobre a superfície e microretenções e, por último, que houvesse uma "compatibilidade" química entre o adesivo e a superfície de tal modo que as moléculas das duas substâncias realmente entrassem em contato. A Figura 2.3 mostra as forças intermoleculares como linhas de forças. Essas forças localizadas na superfície, tenderam a inclinar-se em direção às moléculas adjacentes, ao invés de projetarem-se no espaço. O resultado foi uma intensificação ou concentração visível de forças na superfície do material.

FIGURA 2.3 – Diagrama de moléculas em líquido e sólido, demonstrando a interação intermolecular

Não existe, até o momento, um método fácil de medir diretamente a tensão superficial crítica de um sólido gerada pelas forças que se encontram na superfície do material, contudo isso é possível para o líquido onde a intensificação de forças é denominada tensão superficial. Os valores de tensão superficial foram usualmente indicados em d/cm , isto é, força que imprime à massa de 1 grama uma aceleração constante de 1 centímetro por segundo. Foram várias as formas que certos líquidos tomam sobre uma superfície. Alguns fluem ou esparramam, outros resistem a esse escoamento. O esquema da Fig. 2.4 mostra a capacidade de molhamento e não molhamento de um líquido sobre o sólido.

FIGURA 2.4 – Ilustração do comportamento de um líquido sobre um sólido

Pode-se utilizar desse "escoamento" para medir a compatibilidade de líquidos aos sólidos por meio da medida do ângulo de contato formado entre a superfície do líquido e a superfície adjacente do substrato, como mostra o desenho da Fig. 2.5.

FIGURA 2.5 – Esquema do ângulo de contato formado entre o líquido e o sólido

Notou-se que quanto mais baixa for a tensão superficial do líquido, menor é o ângulo de contato. Quando o ângulo de contato é zero, isso significa um "umedecimento perfeito". Assim, ZIZMAN¹²⁶ definiu a "tensão superficial crítica" como o resultado das energias de superfície ou das forças intermoleculares de superfície. Uma conclusão pôde ser rapidamente obtida: para um bom umedecimento, a tensão de superfície do adesivo líquido deve ser igual ou menor que a tensão de superfície crítica do sólido. E trabalhos mais recentes mostraram que para uma adesão ótima, a tensão superficial crítica do substrato deveria estar mais intimamente ligada. Outro fator que deveria ser considerado é a rugosidade de superfície. Todo sólido possui uma certa rugosidade. Observou-se que a rugosidade é útil para: 1 - aumentar a área de superfície para o contato com o adesivo; 2- auxiliar no aumento da resistência às forças de cisalhamento pela simples presença de projeções perpendiculares à força de cisalhamento; 3 - tender a aumentar a adesão mecânica (embricamento) e 4 – a penetração do adesivo na superfície irregular e nos poros exigiu uma baixa viscosidade e tensão superficial equilibrada. O condicionamento com ácido da camada

de esmalte proporcionou uma irregularidade superficial devido à desmineralização dos cristais de hidroxiapatita. Essa estrutura era coberta por uma camada altamente mineralizada (proteínas e polissacarídeos). O desgaste dessa camada deixou os prismas relativamente expostos e com a camada superficial danificada. A superfície nessa condição propiciou uma baixa resistência à união. Assim, o condicionamento com ácido fosfórico e ácido cítrico tem sido utilizado para a remoção de fragmentos resultantes do desgaste dental ou superfície dental lascada ou danificada. Desta forma, o ataque ácido possibilita a obtenção da adesão específica mecânica. Esta limpeza não alterou a tensão superficial crítica do esmalte, que girou em torno de 38 a 40 d/cm, mas aumentou a porosidade. Já a tensão superficial da maioria dos adesivos dentais situou-se entre 35 e 38 d/cm, sendo capaz de umedecer adequadamente a superfície do esmalte. Durante o endurecimento do adesivo pode existir uma grande contração devido às pequenas moléculas reagirem para formar grandes moléculas. Essas pequenas moléculas (monômeros) estão separadas por uma distância de aproximadamente $4^{\text{Å}}$. Após reagir, as extremidades das moléculas estarão ligadas por ligações covalentes, que possuem distância inter-atômica de cerca de $1,9^{\text{Å}}$. Esta diminuição das distâncias intermoleculares resultou em uma significativa contração. Em geral, a contração tendeu a ocorrer em direção ao centro da massa do adesivo. Se outras forças interferem ele pode contrair-se a partir das superfícies livres. Os autores comentaram que a odontologia adesiva não desabrochou de repente, mas sim tem evoluído passo a passo e lentamente, necessitando de mais e mais trabalhos de pesquisa.

NAKABAYASHI⁷⁶, em 1982, identificou a adesão mecânica dos sistemas adesivos pela interpenetração na estrutura dentinária caracterizada pela penetração superficial dos monômeros resinosos na dentina intertubular desmineralizada, com a polimerização do material na superfície. Essa capacidade de penetração ocorreu com certas substâncias por possuir monômeros com características hidrofílica e hidrofóbica. A interpenetração também foi facilitada pela habilidade da resina de se solubilizar sobre a superfície da dentina, capacidade essa relacionada ao parâmetro de solubilidade da resina adesiva.

RETIEF⁹⁶, em 1987, definiu a adesão como sendo um estado em que duas superfícies são mantidas unidas por forças interfaciais. Essas forças interfaciais podem ser forças químicas (valência primária ou secundária) e forças mecânicas ou ambas; e adesiva a substância capaz de manter os materiais juntos. O condicionamento com ácido fosfórico causou ao esmalte micro-retenções, aumentando a área de contato, melhorando a molhabilidade e proporcionando a formação de projeções de resina para o interior do esmalte. Já na dentina, esse condicionamento proporcionou a abertura dos túbulos com remoção da “smear layer”. Portanto, os novos sistemas adesivos deveriam ter propriedades hidrofílicas e hidrofóbicas para realizarem reações com a superfície úmida, exposta pelo condicionamento e com a resina composta.

BENEDIKTSSON et al.⁸, em 1991, determinaram a energia livre da superfície dentinária tratada com seis diferentes sistemas adesivos. O aumento da energia livre da superfície dentinária tratada com os sistemas adesivos elevou valores mínimos e máximos de 40 a 49 d/cm, melhorando a resistência de união ao cisalhamento.

BAIER³, em 1992, relatou a importância da compreensão do fenômeno interfacial na utilização dos adesivos dentais. Os materiais com alta energia (materiais sólidos) possuem alto ponto de fusão, uma grande força intermolecular e uma estrutura basicamente cristalina, enquanto que os materiais com baixa energia (colágeno da dentina, saliva e resina orgânica dos materiais restauradores) são flexíveis, têm baixo ponto de fusão e possuem forças intermoleculares fracas e energia de superfície geralmente inferior a 100 ergs/cm. O autor enfatizou que a umidade da superfície dentinária e sua modificação pelas camadas de primer, deslocando ou se misturando com a água e sendo adsorvido pelo filme de proteínas, foi o que promoveu o sucesso dos recentes agentes adesivos de quarta geração. Esses agentes adesivos melhoraram a capacidade de molhabilidade da fase biológica que, por sua vez, estava relacionada diretamente com uma melhor infiltração e adesão das resinas compostas.

ERICKSON³², em 1992, relatou sobre a interação da superfície dentinária com o material adesivo. O líquido adesivo deveria ficar em contato com o substrato

para facilitar a atração molecular e permitir a adesão química ou a sua penetração no interior da estrutura promovendo a união micromecânica. O líquido com capacidade de estar em íntimo contato com a superfície deveria ter a habilidade de molhar muito bem a superfície, de maneira que uma gota do líquido se espalhasse sobre o substrato rapidamente e não permanecesse como uma bola sobre a superfície. Este quesito de molhabilidade era mais importante para os líquidos e sólidos interessados em realizar uma adesão. Para que o molhamento da superfície por parte do líquido fosse possível o ângulo de contato entre eles deveria ser de 0° . Em geral, os líquidos que possuem uma tensão superficial inferior à tensão superficial crítica de molhamento do sólido pode se espalhar espontaneamente, tendo um ângulo de contato próximo a 0° . Os primers dos sistemas adesivos foram elaborados para melhorar a capacidade de molhabilidade da superfície dentária. A remoção das “smear plugs” resultou no aumento da permeabilidade. O grau de condicionamento esteve na dependência da concentração do ácido e do tempo de condicionamento. O ácido fosfórico foi classificado como um ácido forte, capaz de causar desmineralização da dentina, expondo a rede de fibras colágenas. Esse ácido causou a desnaturação das fibras colágenas e, dependendo do tempo de condicionamento, enquanto as fibras estivessem circundadas por cristais de hidroxiapatita, esta região manteve a capacidade tampão. Foi encontrada na estrutura dentinária coberta por “smear layer” uma tensão superficial crítica de molhamento γ_c de 42,23 d/cm. Após o condicionamento, com aplicação do “primer”, essa tensão superficial caiu para 27 a 29 d/cm. Quando o primer não foi utilizado, o sistema adesivo não conseguiu promover a formação das projeções de resina no interior da dentina, mesmo quando essa superfície tinha sido condicionada. Alguns condicionadores abaixam os valores de tensão superficial até um valor desfavorável para um bom molhamento pelo agente adesivo. Assim a finalidade do sistema primer foi o de facilitar o molhamento do agente de união, sendo capaz de penetrar na microporosidade dentinária formando a camada híbrida.

LIN; MCINTYRE; DAVIDSON⁶³, em 1992, avaliaram a união do cimento de ionômero de vidro à dentina por meio do teste de resistência de união e morfologia da superfície no microscópio eletrônico de varredura e microscópio confocal, assim

como o modo de fratura. Os materiais utilizados foram o Glass Ionomer Liner e Vitrebond. Os resultados mostraram que a resistência de união à dentina do c.i.v. modificado por resina obteve valores superiores, tanto no período imediato quanto em 24 horas. O exame em microscopia eletrônica de varredura mostrou que o modo de fratura foi adesivo no c.i.v modificado por resina, enquanto que o modo de fratura do c.i.v. convencional foi coesivo dentro da “smear layer”. Estes resultados estão de acordo com o exame realizado em microscopia confocal, onde observou-se que esse material penetrou muito pouco na superfície dentinária. Ao exame em espectroscopia fotoelétrica notou-se que a “smear layer” foi composta por carbono, oxigênio, nitrogênio, cálcio e fósforo. Na região de adesão do Vitrebond os íons mais encontrados foram silicone, alumínio, flúor e zinco, enquanto que na região do c.i.v. convencional, os íons mais comuns foram o carbono e oxigênio e pequenas quantidades de cálcio e fosfato. A espectrometria confirmou a movimentação dos íons encontrados ao exame de espectroscopia fotoelétrica e confirmou a troca iônica que ocorre durante a adesão. No c.i.v. modificado por resina, a movimentação dos íons penetrou 1,5 μm dentro da dentina e íons de cálcio e fósforo se deslocaram do interior da dentina e penetraram 1 μm dentro do cimento de ionômero de vidro.

No capítulo **Estrutura da Matéria: adesão**, PHILLIPS⁸⁹, em 1993, informou que quando duas substâncias são mantidas em íntimo contato as moléculas de uma delas aderem ou são atraídas pelas moléculas da outra. Chamou de adesão moléculas diferentes que se atraíram e de coesão moléculas da mesma espécie. Muitas vezes é utilizado um material ou película para produzir essa adesão, sendo essa substância chamada de adesivo. Para a existência da adesão as superfícies deveriam atrair-se na sua interface. A energia de superfície de um sólido é maior do que a de seu interior. Considerando a Fig. 2.6 a grade espacial ilustra que todos os átomos no seu interior atraem-se mutuamente, enquanto que na superfície dessa grade a energia é maior. Esse fato ocorre porque os átomos superficiais não são igualmente atraídos em todas as direções, como o são os que estão localizados no interior.

FIGURA 2.6 – Ilustração da existência de igual energia inter-atômica, no átomo A. Nos átomos B e C, que estão mais deslocados para a superfície, existe energia sendo liberada para a superfície. Essa energia liberada por unidade de área da superfície foi referido como energia de superfície ou tensão superficial

Outro aspecto que poderia influenciar na adesão de uma superfície é a lisura. Em dimensões atômicas ou moleculares esta superfície se apresenta muito irregular dificultando o contato do líquido, que só ocorre em seus picos. Desta forma, o líquido deveria ter capacidade de molhamento, isto é, esse líquido deveria se escoar com facilidade sobre toda a superfície do sólido. Essa capacidade de molhamento de um líquido pode ser retardada ou impedida se houver a presença de resíduos na superfície. E um aspecto que pode auxiliar na capacidade de molhamento desse líquido seria uma baixa energia de superfície devido às substâncias orgânicas. O ângulo de contato formado na interface adesivo e aderente determina se essa superfície pode ou não ser molhada por esse adesivo. Quanto menor o ângulo de contato melhor é a capacidade do adesivo de preencher as irregularidades da superfície do aderente.

O autor relacionou os princípios de adesão à clínica mostrando que após a confecção do preparo cavitário uma película de detritos cobre as superfícies de esmalte e dentina. Essa película reduz o molhamento e, somado a isso, os instrumentos rotatórios utilizados para a confecção dos preparos cavitários deixam uma superfície rugosa. Estas irregularidades causam uma dificuldade de molhamento e concentração de tensão superficial. Outro fator que dificulta a adesão é a presença de água na superfície dental, mesmo que se tenha tentado secá-la. A camada de água

remanescente reduz a energia livre de superfície e, conseqüentemente, reduz a capacidade de molhamento do material adesivo.

Segundo a teoria da interação interfacial a energia livre de superfície tem sido influenciada por dois componentes: um não-polar e outro envolvendo interações ácido-base (Y_s^{AB}). Os condicionadores dentinários são freqüentemente substâncias ácidas, enquanto que os agentes de união possuem componentes hidrofóbicos e hidrofílicos. Com base nessas informações, ATTAL; ASMUSSEN; DEGRANGE², em 1994, investigaram a molhabilidade dentinária ou energia livre de superfície da dentina, antes e após a aplicação de vários condicionadores dentinários. Para este experimento utilizaram para cada grupo 5 dentes molares cujas plataformas oclusais foram desgastadas e polidas com lixas abrasivas, com granulometria 4000 e, em seguida, lavadas e secas. As características da energia de superfície foram calculadas pela mensuração dos ângulos de contato das seguintes substâncias: α - bromonaphtalene, glicerina, etilenoglicol e água. Em seguida, a superfície dentária foi tratada por 30s com soluções aquosas contendo: glicerina - 2,7%, ác. oxálico – 1,64% (Ox/Gli); glicerina, ác. oxálico e HEMA – 50% (Ox/Gli/HEMA); gel ác. fosfórico – 37% (AF); gel ác. maleico – 10% (AM); EDTA; Hipoclorito de sódio – 2,5% (NaClO). Após o tratamento da superfície dentinária a energia de superfície foi novamente avaliada. Os pesquisadores observaram três tipos de comportamento da superfície dentinária. Um aumento da energia livre de superfície, quando utilizou-se a solução de Ox/Gli/HEMA e o ác. Maleico, e a estabilização do valor da energia com o emprego de AF, NaClO. O fato do hipoclorito de sódio não ter alterado a energia de superfície não foi surpresa para os autores, pois sendo essa substância um condicionador fraco não alterou em profundidade a morfologia da superfície dentinária. As substâncias OX/Gli; AM e EDTA causaram diminuição da energia, entretanto esperava-se que o ác. fosfórico se comportasse da mesma maneira que o ácido maleico, por ser um condicionador forte, promovendo a remoção da “smear layer”, abertura dos túbulos dentinários, desmineralização, isto é, redução do conteúdo mineral de cálcio e fosfato. Essa alteração da morfologia da superfície dentinária diminuiu a energia livre de superfície. Já o precipitado mineral pode reduzir

a permeabilidade e a pressão capilar e conseqüentemente a molhabilidade, aumentando a energia livre de superfície. O procedimento de secagem que eliminou a água dos túbulos dentinários permitiu que certos grupos hidrocarbono caminhassem para a superfície dentinária, diminuindo a energia livre de superfície.

ELIADES³¹, em 1994, identificou alguns parâmetros importantes, clinicamente, para o bom comportamento dos adesivos. A tecnologia moderna dos sistemas adesivos adotada para otimizar a adesão por meio da diminuição da tensão superficial do adesivo e do aumento da energia livre de superfície do substrato pela modificação ou remoção da “smear layer”, e para isto utilizou-se do primer para controlar a tensão superficial do adesivo, objetivando melhorar o contato interfacial. Ótimos resultados foram obtidos quando a tensão superficial do adesivo foi igual à energia livre de superfície do substrato. Os ácidos condicionadores e agentes de limpeza utilizados para remover a “smear layer” alteram a composição e a topografia da superfície dentinária, o que reflete na energia livre do substrato, muitas vezes reduzindo a energia livre de superfície dentinária. Dentre as hipóteses que justificam essa alteração está a descalcificação que promove um aumento da concentração de colágeno que possui uma baixa energia de superfície, ou a deposição dos produtos formados pela reação dos agentes de limpeza na superfície dentinária que poderiam, também, reduzir a energia livre de superfície. Com a remoção da “smear layer”, aumentou a possibilidade do adesivo entrar em contato íntimo e penetrar no substrato, após o emprego dos primers.

Desde a década de 50, com a introdução do condicionamento do esmalte dental e sucesso da adesão dos materiais resinosos a esta estrutura tem-se tentado alcançar o mesmo intento com o substrato dentinário. SÖDERHOLM¹⁰⁴, em 1995, comentou sobre as adversidades encontradas nesse substrato. As técnicas utilizadas para otimizar esta adesão foram citadas como o condicionamento ácido da superfície dentinária, utilização do primer, manutenção da superfície ligeiramente umedecida, melhorando o índice de polimerização do material. Enfatizou a variação regional da estrutura dentinária e como a dentina esclerótica pôde diminuir a adesão à dentina. O autor alertou que embora os sistemas adesivos tenham melhorado sobremaneira, ainda

era muito cedo para se prever que estes sistemas teriam uma longevidade grande.

PASHLEY; CARVALHO⁸⁴ relacionaram estrutura da dentina com o processo adesivo. Descreveram, também, a importância da permeabilidade dentinária dos túbulos dentinários e dos espaços criados entre as fibras colágenas pelo condicionamento ácido durante o procedimento restaurador resinoso. As vantagens e desvantagens do condicionamento ácido e aplicação do “primer” e adesivo, também foram discutidos. Os autores concluíram que o condicionamento ácido causou profundas alterações na composição química e propriedades físicas da matriz, a qual influenciou grandemente a qualidade da união dentina/resina, na resistência e talvez na durabilidade.

A adequada infiltração do agente adesivo na estrutura do esmalte é regida por fenômenos físico-químicos existentes entre o líquido (agente adesivo) e um sólido (esmalte), comentou CARVALHO¹⁶, em 1998. A capacidade de molhamento do líquido sobre o sólido permite um íntimo contato entre ambos, e isto se deu quando o ângulo formado entre eles foi menor que 90°. Um molhamento ideal ocorreu quando os valores de tensão de superfície do líquido foram iguais ou ligeiramente menores do que o valor de energia livre de superfície do sólido. O esmalte dental não condicionado possuía um valor aproximado de 30 d/cm de energia livre de superfície e, após condicionado, aumentava ficando em torno de 42 d/cm. O adesivo dentinário, possuidor de uma tensão superficial de 40 d/cm, apresentou-se semelhante ao do esmalte condicionado, resultando em uma condição ideal para um ótimo molhamento. A preferência pelo condicionamento do esmalte com o ácido fosfórico, por 30 min, foi justificada pelo autor, principalmente pela agilidade de condicionamento proporcionando uma adequada porosidade, resultando em ótimos valores de retenção. Na dentina, a interação química dos primeiros sistemas adesivos, se é que existiram, eram muito fracas. Alguns adesivos alcançaram uma resistência adesiva alta ($\cong 10\text{MPa}$), talvez pela retenção micromecânica em vez da retenção química. A dentina é coberta por uma camada de detritos denominada de “smear layer”, que possui uma espessura de 1 a 3 μm e permanece aderida à superfície por forças desconhecidas, porém fortes (5MPa), o suficiente para que não sejam removidas com o auxílio de

jatos de ar/água. As principais tentativas de se conseguir uma adesão à dentina foi realizando o seu tratamento com ácido fosfórico, no intuito de se criar retenção micromecânica com o agente adesivo. Essa técnica, porém, não alcançou sucesso, pois aumentou a permeabilidade e umidade dentinária devido a remoção da “smear layer”. E os sistemas adesivos são hidrofóbicos, incompatíveis com este ambiente. Já os sistemas adesivos que foram desenvolvidos para reagirem quimicamente com a porção mineral da dentina, sem a remoção da “smear layer”, também obtiveram resultados insatisfatórios. Quando o sistema adesivo se uniu à “smear” esta era intrinsecamente fraca, tornando-se o local onde houve as fraturas coesivas. Com esse relato, pôde-se observar que muitos eram os obstáculos a serem transpostos para que uma efetiva adesão fosse alcançada.

2.5 Agentes de Limpeza

Em 1972, GOING³⁹, discutiu sobre as várias bases e forramento cavitários, vernizes, primers e agentes de limpeza e os classificou de acordo com as suas propriedades químicas, nominando suas indicações e desvantagens e como aplicá-los. As bases cavitárias eram utilizadas sob restaurações permanentes. Foram indicadas para recobrirem a polpa injuriada ou protegê-la de injúrias que porventura viessem a ocorrer, tais como: choque térmico ou galvânico, trauma mecânico, substâncias tóxicas advindas de materiais restauradores e da micro-infiltração. Os materiais de base eram os cimentos fosfato de zinco, cimento de óxido de zinco e eugenol e o cimento de hidróxido de cálcio. A utilização desses materiais na espessura adequada iria propiciar um bom desempenho das suas propriedades. A espessura deveria ser suficiente para resistir aos esforços e condensação do amálgama dental, resistir ao deslocamento e à fratura quando sob esforços mastigatórios. O autor elegeu o cimento de hidróxido de cálcio como a melhor base cavitária. Comentou que esse material possui pH 11,5 a 13 e ainda possui a capacidade de estimular a formação de dentina reparadora quando em contato com a polpa, sendo considerado o material de eleição em cavidades profundas. O cimento de óxido de zinco e eugenol e fosfato de zinco foram considerados como sobrebase por possuírem resistência adicional às forças de condensação. Todos os

cimentos sofreram contração durante o endurecimento e sofreram uma lenta dissolução e desintegração quando o fluido oral entrou em contato com o material. Não sendo adesivos nem ao esmalte, nem à dentina, eles serviram apenas para bloquear mecanicamente o ingresso de fluidos, bactérias e suas toxinas advindos da micro-infiltração. O cimento de policarboxilato desenvolvido recentemente mostrou possuir propriedades de resistência semelhante à do cimento fosfato de zinco e baixa irritação ao órgão pulpar similar ao cimento de óxido de zinco e eugenol. Esse material exibiu adesão à estrutura dentária devido sua capacidade de quelação do cálcio. O emprego das bases cavitárias deveri ocorrer quando a espessura de dentina remanescente fosse inferior a 2 mm. Os forradores cavitários foram considerados suspensões ou dispersões líquidas ou voláteis de óxido de zinco e hidróxido de cálcio que, quando aplicados na superfície cavitária, formariam uma película fina. Já os agentes de limpeza cavitária teriam a função de limpar, desgordurar e secar as superfícies do preparo cavitário. Soluções como água oxigenada, álcool, acetona e clorofórmio eram utilizados mesmo com poucos estudos científicos que comprovassem sua efetividade. O condicionamento ácido foi estudado devido a sua aplicação prévia às resinas utilizadas para o selamento de sulcos e fissuras. O condicionamento agiu criando uma nova e reativa superfície depois da remoção da camada superficial do esmalte. Recomendou-se a aplicação de condicionamento ácido com ácido fosfórico a 50% mesmo não havendo até o momento estudos a respeito que mostrassem que esse procedimento melhorou a adesão de materiais restauradores à dentina. O autor comentou que se a dentina fosse eficientemente limpa, a polpa seria exposta aos efeitos do agente de limpeza ácido e também às substâncias tóxicas do material restaurador, porque a permeabilidade da dentina estaria aumentada.

Parece que a adesão à dentina pelo cimento de policarboxilato ocorre sob a coordenação do íon cálcio. Portanto, os agentes de limpeza que preferencialmente removam o material inorgânico da superfície dentinária reduzem a adesão. Testando essa hipótese BEECH⁶, em 1973, verificou a influência na adesão do cimento de poliácrlato (Durelon) à dentina após a limpeza com soluções de ácido cítrico, láctico, ortofosfórico e poliacrílico, todos a 40%, aplicados pelo período de 15, 30 e 60s. Foi

observado que quanto maior o tempo de condicionamento ácido à dentina menores foram os valores de adesão. Esse fato confirmou que a remoção do material inorgânico, especialmente o cálcio, da superfície dentinária empobreceu a resistência à adesão. O melhor resultado foi obtido quando empregou-se o condicionamento com ácido poliacrílico. Esse agente tratou o complexo cálcio presente na apatita, encontrado em esmalte e dentina, produzindo íons poliacrilato que formaram uma forte adesão iônica.

LEIDAL; ERIKSEN⁶⁰, em 1979, se propuseram a verificar a influência do procedimento de limpeza, a morfologia das paredes circundantes de cavidades classe II e V em pré-molares humanos extraídos, e *in vivo* em macacos. Em seguida ao término do preparo, as cavidades foram limpas com jatos de ar/água por 3 a 4s e secos com jatos de ar. Os procedimentos de limpeza testados foram: jatos de ar/água por 10s, peróxido de hidrogênio a 3% por 60s, Tubulicid por 60s com 5s de esfregaço, EDTA a 15% por 60s. O ácido fosfórico a 37% por 60 s também foi testado. Para controle não foi realizada em uma das paredes a limpeza cavitária. Por meio da avaliação das imagens obtidas na microscopia eletrônica de varredura pôde-se observar que o jato de ar/água (Fig. 2.7), peróxido de hidrogênio a 3% e Tubulicid não removeram a "smear layer" das paredes cavitárias.

FIGURA 2.7 – Parede axial tratada com jatos de ar/água por 10s. Note a presença de “smear layer” (SL) (3.000X)

A solução de EDTA removeu a camada de detritos, expondo a embocadura

dos túbulos dentinários, mas em esmalte a remoção foi somente parcial. A solução de ácido fosfórico removeu completamente a "smear layer" da estrutura de dentina e esmalte (Fig. 2.8). Não houve diferença no resultado do tratamento de limpeza realizado em dentes extraídos e em dentes de macacos.

FIGURA 2.8 – Parede axial tratada com ácido fosfórico a 37% por 1 min. Note a limpeza da parede cavitária e abertura dos túbulos dentinários

É sabido que a presença da "smear layer" interfere na adesão do c.i.v. à dentina. Uma das metas do tratamento de limpeza para este tipo de material foi a exposição de íons cálcio na superfície da dentina. Tem-se observado que a presença de outros íons que não o cálcio tem mostrado bons resultados para melhorar a adesão, como por exemplo o cloreto férrico. SHALABI; ASMUSSEN; JÖRGENSEN¹⁰⁰, em 1981, realizaram um trabalho com o intuito de melhorar a adesão do cimento de ionômero de vidro à dentina, utilizando alguns agentes de limpeza como água deionizada, ác. cítrico a 50%; ác. fosfórico a 55%; ác. ascórbico a 55%; EDTA a 15% pH 7; cloreto de sódio a 20%; soluções aquosas de cloreto férrico a 5, 15, 25 e 35% e a combinação de solução aquosa de cloreto férrico e ácido ascórbico. A utilização do ácido cítrico e ácido fosfórico diminuiu a resistência de união dentina/c.i.v., possivelmente pela remoção total da "smear layer", mas também de uma quantidade relativamente grande de íons cálcio da superfície de dentina. O ácido ascórbico e EDTA aumentaram os valores de resistência de união pois foram capazes de remover a "smear layer" sem causar a desmineralização da superfície dentinária. As várias

concentrações das soluções de cloreto férrico não proporcionaram melhoria na resistência de união, porém a utilização de agentes de limpeza de baixa concentração previamente à aplicação da solução de cloreto férrico aumentaram resistência de união. Os autores justificaram esses resultados devido à efetiva remoção da "smear layer", tornando estável a ligação dos íons ferro com a dentina e com o c.i.v. Contudo, os autores alertaram que soluções de cloreto férrico em alta concentração dissolveram o cálcio da superfície dentinária.

O cimento de ionômero de vidro tem-se mostrado capaz de aderir ao esmalte e à dentina, mesmo sem a limpeza prévia. POWIS et al.⁹⁴, em 1982, verificaram por meio da microscopia eletrônica de varredura a morfologia das superfícies de dentina e esmalte tratadas com várias substâncias. Avaliaram também a resistência de adesão entre o c.i.v. (ASPA IV) e a dentina e verificaram, por inspeção visual, o modo de fratura. A Fig. 2.9 abaixo demonstra quais as variáveis utilizadas e os seus respectivos resultados.

<i>Pré-tratamento</i>	<i>Tempo de aplicação</i>	<i>Resistência de Adesão MPa</i>	
	<i>segundos</i>	<i>Esmalte</i>	<i>Dentina</i>
Controle - Não tratada	-	3,18	3,13
Água oxigenada 20 vol.	10-15	-	3,26
Ác. cítrico 50%	30	5,59	3,67
ác. cítrico 2%	30	5,57	3,75
ác. poliacrílico 25%	30	7,14	6,79
ác. tânico 25%	60	7,02	5,83
EDTA 15%	30	5,25	1,85
EDTA 2%	30	4,92	2,09
Sol. Antimicrobiana	60	5,50	5,83
Sol. Antimicrobiana fluoretada	60	6,71	6,59
Gluconato de Clorexidina 0,1%	60	4,53	2,30
Fluoreto de sódio 3%	30	4,69	4,78
Cloreto Férrico 2%	30	4,5	5,38

FIGURA 2.9- Discriminação das substâncias utilizadas, respectivas concentrações, tempo de aplicação e valores médios em MPa da resistência de adesão ao esmalte e dentina alcançados

Os resultados mostraram que a solução mais efetiva, tanto para esmalte quanto para dentina, foram o ácido poliacrílico, tânico e soluções antimicrobianas. Essas substâncias possuíram um alto peso molecular e grupos com múltiplas funções.

Esse grupo funcional teve a habilidade de formar pontes hidrogênicas com a superfície de esmalte, grupo esse que promove molhamento, limpeza e provavelmente quelação. Na dentina, os ácidos poliacrílico e tânico reagiram com as fibras colágenas. Nenhum desses agentes foram capazes de remover a “smear layer”. A perda da “smear layer” e abertura dos túbulos dentinários mostraram não ser uma conduta efetiva para melhorar a adesão. Os autores concluíram que substâncias com alto peso molecular, capacidade multifuncional e que não formam complexos solúveis foram as mais apropriadas para a limpeza prévia da estrutura dentária. Este trabalho não pôde mensurar a resistência adesiva do c.i.v. à dentina, pois o modo de fratura foi coesiva no material, mostrando a baixa resistência intrínseca do material.

Os detritos deixados sobre a superfície do preparo cavitário (Figura 2.10) podem interferir na adaptação do material restaurador às paredes cavitárias favorecendo o insucesso. Vários agentes de limpeza têm sido empregados, porém ainda existem dúvidas quanto a sua efetividade. Diante disto, FRANCISCHONE et al.³⁵, em 1984, demonstraram após análise realizada com auxílio da microscopia eletrônica de varredura, as boas qualidades de limpeza das soluções de ácidos considerados desmineralizantes, como ácido cítrico a 50%, fosfórico a 37% (Fig. 2.12) e EDTA a 15%. A água destilada (Fig. 2.11) e o soro fisiológico não promoveram a remoção das partículas agregadas, assim como no grupo controle (Fig.2.10).

FIGURA 2.10 – Superfície dentinária não tratada (controle) coberta por uma camada de partículas ou “smear layer” (2.430X)

FIGURA 2.11 – Superfície dentinária tratada com água destilada com esfregaço por 1 min. Notar a presença remanescente de partículas agregadas sobre a dentina (2.430X)

FIGURA 2.12 – Efeito do ácido fosfórico a 37% aplicado sobre a dentina por 1 min (2.430X)

PASHLEY et al.⁸⁵, em 1985, verificaram que bases protetoras (Dycal e Durelon) reduziram significativamente a permeabilidade dentinária em cerca de 60 a 70%, quando aplicados com 1mm de espessura.

Após o preparo cavitário rotineiro, a superfície das paredes circundantes encontram-se alteradas morfológicamente por uma camada de detritos denominada "smear layer". Desta forma, tem sido estudada a efetividade de vários procedimentos de limpeza dentinária previamente à inserção do material restaurador, especialmente os materiais com propriedades adesivas. Assim, DUKE; PHILLIPS; BLUMERSHINE²⁹, em 1985, propuseram-se a examinar dentre os agentes de limpeza, comumente encontrados no consultório odontológico, suas habilidades em limpar a superfície dentinária recém-cortada. Foram avaliados os seguintes procedimentos: jatos de

ar/água por 10s (controle); peróxido de hidrogênio a 3% com esfregaço por 30s; pedra pomes com taça de borracha; ácido poliacrílico a 40% (Durelon) por 10s. Os procedimentos de limpeza foram realizados no interior da cavidade, exceto a pedra-pomes utilizada sobre um disco de dentina, onde o acesso estava facilitado. As observações foram realizadas por meio de réplicas em positivo ao M.E.V. Os autores compararam o efeito dos agentes de limpeza com o controle e observaram que o peróxido de hidrogênio agiu minimamente sobre a superfície dentinária e que a pedra-pomes agiu diminuindo a espessura da "smear layer", removendo a "smear layer" superficialmente. Entretanto, o ácido poliacrílico foi capaz de remover a "smear layer" e desobliterar os túbulos dentinários.

FIGURA 2.13 – Superfície dentinária tratada com lixa de carbetto de silicone n.600. A - tratamento de limpeza com jatos de ar/água por 10s. B - tratamento de limpeza com ácido poliacrílico a 40% (Durelon) por 10s. Note a remoção parcial da “smear layer” e pequena desobliteração das embocaduras dos canais (X800)

O cimento de ionômero de vidro vem demonstrando ser muito útil como material restaurador onde preparos cavitários convencionais não são possíveis. A capacidade de adesão desses materiais à estrutura dentária tem sido melhorada quando é utilizado um pré-tratamento da superfície dentinária com ácido poliacrílico a 40%, aplicado por 10s. Assim LONG; DUKE; NORLING⁶⁴, em 1986, mensuraram a resistência ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro Ketac Fil à dentina tratada com diferentes concentrações de ácido poliacrílico (15, 20, 25, 30, 35 e 40%) por 30s. Após o pré-tratamento dentinário, cilindros de Ketac Fil foram aderidos

perpendicularmente à superfície dentinária de terceiros molares. O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado após 7 dias de armazenamento a 37 °C. Os resultados (MPa) obtidos foram: controle - 2,79; 15% - 2,95; 20% - 2,63; 25% - 2,95; 30% - 3,76; 35% - 3,89; 40% - 2,85. O tratamento dentinário com concentrações de 30 e 35% de ácido poliacrílico alcançaram resultados significativamente mais altos que os outros grupos testados. Observações ao microscópio eletrônico de varredura apontaram que os túbulos dentinários estavam visíveis em todos os grupos que receberam tratamento superficial, e com o aumento da concentração houve uma tendência ao alargamento dos túbulos.

Observou-se que a "smear layer" foi resistente à remoção mecânica, mas facilmente removida por substâncias químicas ácidas. Embora o cimento de ionômero de vidro tenha aderido quimicamente à estrutura de esmalte e dentina não limpa adequadamente, a retenção foi muito baixa. Um grande número de agentes de limpeza tem sido testado para melhorar a adesão desse material restaurador à estrutura dentária. BERRY; VON DER LEHR; HERRIN⁹, em 1987, avaliaram por meio de microscopia eletrônica de varredura várias técnicas de limpeza com o intuito de remover a "smear layer", sem contudo desobstruir os túbulos dentinários. Foram utilizadas fatias de dentina superficial de dentes molares extraídos para a realização da limpeza. Os resultados mostraram que a pasta abrasiva atritada por 15s não causou a remoção da "smear layer". O peróxido de hidrogênio a 3% e hipoclorito de sódio a 0,5% também falharam quando aplicados por 30 e 60 segundos. O líquido do Durelon e o líquido do Fuji II, ambos ácidos poliacrílicos a 40%, foram efetivos na remoção da "smear layer" quando aplicados no modo de esfregaço, por 5 segundos, sem o alargamento ou desobliteração da embocadura dos túbulos dentinários. No período de 10 segundos o ácido poliacrílico a 40% foi capaz de remover satisfatoriamente a "smear layer", contudo alargando e desobliterando a embocadura dos túbulos dentinários. (Fig. 2.14)

FIGURA 2.14 – Limpeza com ácido poliacrílico a 40%, condicionado por um período de: A – 30s; B – 10s; C – 5s

HANSEN⁴⁶, em 1987, se propôs a avaliar se o condicionamento das paredes dentinárias com ácido fosfórico a 37% por 20s ou limpeza com solução de EDTA a 0,5 Mol por 60s influenciariam no comportamento do agente de união GLUMA. Vinte preparos cavitários de classe V foram confeccionados em dentina com as dimensões de 4mm de diâmetro por 1,5 mm de profundidade. Após a confecção da restauração com resina composta e acabamento, a mensuração da extensão da fenda marginal foi realizada. O autor observou que a fenda causada pela contração de polimerização da resina composta SILUX foi maior quando a dentina foi tratada com ácido fosfórico a 37% e que uma forma de reduzir a extensão da fenda marginal foi a inserção da camada de resina no sentido oblíquo, como mostra a Figura 2.15.

FIGURA 2.15 – Técnica incremental em duas porções inseridas de modo oblíquo à superfície livre da cavidade

Um bom contato interfacial é importante para o fenômeno de adesão. Uma superfície sem irregularidade é necessária para prevenir a inclusão de bolhas de ar e minimizar as áreas de concentração de estresse. Esses são um dos motivos pelos quais WILSON; MCLEAN¹²⁴, em 1988 recomendaram o condicionamento da superfície dentinária com ácido poliacrílico a 25% por 10s. Outro motivo residiu no fato de que essa solução foi capaz de formar pontes de hidrogênio com a superfície dentinária. A sua ação sobre o esmalte causou um leve condicionamento enquanto removia as marcas dos instrumentos rotatórios deixadas na estrutura. Já na superfície da dentina o seu efeito foi o de remoção da "smear layer", desobliteração dos túbulos dentinários e regularização da superfície.

Ainda verificando a efetividade do condicionamento da superfície dentinária com ácido poliacrílico, os autores BARAKAT; POWERS; YAMAGUCHI⁴, em 1988, avaliaram, por meio do teste de resistência à tração, as diferentes condições: duas concentrações de ácido poliacrílico (10 e 25%); três formas de tratamento da dentina (não tratado, condicionado passivamente por 30s, e ativamente por 30s); duas condições de armazenamento (por 24 horas à temperatura de 37 °C imersos em água e termociclagem com banhos de água a 5 e 55 °C por 3 minutos por banho de 100 ciclos) e três cimentos de ionômero de vidro forradores (Ketac Bond, Cement/Liner e Glasionomer Base Cement). A condição de armazenamento por 24 horas proporcionou uma maior resistência à tração comparada à termociclagem. As falhas de adesão após 24 horas de armazenamento e termociclagem foram adesivas na interface dentina/cimento de ionômero de vidro. O condicionamento com ácido poliacrílico melhorou a resistência de adesão dos materiais. E o condicionamento ativo obteve melhores resultados comparados ao condicionamento passivo. O condicionamento ativo com ácido poliacrílico a 10% obteve resultados superiores comparado ao condicionamento a 25%, ambos armazenados por 24 horas. Os autores recomendaram, baseados nos resultados alcançados, o condicionamento ativo com ácido poliacrílico a 10 % por 30s, que dessa forma foi capaz de promover a remoção da "smear layer" desobliterando os túbulos dentinários, sem contudo causar um sobrecondicionamento, o que causaria a remoção dos íons cálcio e fosfato da superfície dentinária

comprometendo a qualidade de adesão.

FIGURA 2.16 - Fotomicrografia eletrônica de varredura mostrando a superfície dentinária condicionada com ácido poliacrílico a 10% por 30s, de modo passivo. (1000X)

FIGURA 2.17 - Fotomicrografia eletrônica de varredura mostrando a superfície dentinária condicionada com ácido poliacrílico a 10% por 30s, de modo ativo. (1000X)

Existem várias discussões no que diz respeito à adesão do cimento de ionômero de vidro à dentina e da sua capacidade de vedamento marginal. PRATI; NUCCI; MONTANARI⁹², em 1989, verificaram a influência de diferentes tratamentos dentinários e respectivos períodos de condicionamento tais como: peróxido de hidrogênio a 3% (60s); hipoclorito de sódio a 5% (30s); ácido tânico a 25% (30s);

solução Tubulicid azul (30s); ácido poliacrílico a 10% (10s); ácido fosfórico a 37% (10s) e solução salina com o controle (60s). Na resistência de adesão e infiltração marginal de vários cimentos de ionômero de vidro foram empregados o Ketac Bond (KB); Ketac Silver (KS); Fuji G-C (FU); 3M cimento de ionômero de vidro (GM); Cavalite (a) e sistema adesivo Scotchbond DC/Silux (DBA). Os materiais foram manipulados conforme as instruções dos fabricantes para a confecção de cilindros que eram posicionados sobre a superfície dentinária previamente tratada. O teste de resistência de união foi realizado na máquina de Ensaio Universal com velocidade de 0,5cm/min. O teste de micro-infiltração foi realizado utilizando os cimentos de ionômero de vidro associados ao sistema adesivo, em classe V não retentivas. Os dentes foram termociclados e imersos em solução evidenciadora e, em seguida, realizados cortes seriados longitudinais em 3 sítios. As técnicas de limpeza com hipoclorito de sódio a 0,5% e ácido poliacrílico a 10% aumentaram significativamente a adesão dos vários cimentos de ionômero de vidro. A micro-infiltração foi significativamente menor com a utilização do hipoclorito de sódio a 5%, seguido do ácido poliacrílico para os materiais Fuji e Ketac Bond. Quando a associação de resina composta/c.i.v. foi avaliada, observou-se a micro-infiltração na interface com a dentina. Este resultado pode estar associado a trincas e fraturas dentro do material. O Cavalite, material à base de hidróxido de cálcio fotoativado, obteve o maior grau de micro-infiltração, sendo que esse achado pôde ser explicado pela presença da fase resinosa, o que causaria a contração durante a polimerização.

HAMLIN; SAMARAWICKRAMA; LYNCH⁴⁴, em 1990, compararam o efeito de vários ácidos incluindo o ácido poliacrílico devido sua habilidade em remover a "smear layer". Os pesquisadores encontraram que o condicionamento por 10 segundos com ácido poliacrílico alcançou uma adesão máxima da dentina com cimento de ionômero de vidro.

WATTS; PATERSON¹²¹, em 1990, citaram que a permanência ou remoção da " smear layer" está na dependência do material restaurador a ser empregado. A simples limpeza de cavidade com jatos de água não removeu a "smear layer". Contudo, se um esfregaço com água fosse realizado na superfície, a camada mais superficial da "

smear" seria removida. Recentemente, o ácido poliacrílico foi introduzido como função de agente de limpeza removendo a "smear layer" e em alguns casos foi capaz de alargar as embocaduras dos túbulos, na dependência da concentração do ácido, tempo de condicionamento e forma de aplicação do ácido (ativo ou passivo). O ácido poliacrílico utilizado a 40% por 15 e 10s removeu a "smear layer" e desobliterou os túbulos dentinários. Quanto ao potencial de irritação pulpar, esse ácido mostrou-se brando provavelmente devido ao grande tamanho das moléculas que impediu seu movimento através dos túbulos dentinários. Para remoção da "smear layer" o agente de limpeza mais comumente utilizado tem sido o ácido fosfórico. Essa substância foi capaz de remover a "smear" e desobliterar os túbulos e alargar as suas embocaduras em até 3X, podendo sua desmineralização chegar de 10 a 20µm em profundidade. Acredita-se que quando diluído e aplicado sobre a dentina é neutralizado pelas proteínas contidas nos túbulos dentinários.

BEN-AMAR; GEIGER; LIBERMAN⁷, em 1991, avaliaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, o efeito do jato ar/água na parede dentinária e na interface agente protetor e restauração de resina composta. Foram realizados preparos cavitários MO e DO em molares extraídos. As cavidades foram pré-tratadas com ácido poliacrílico a 20%(Polyacrylic Dentin Conditioner, Ultradent Products, UT-USA) por 10 segundos. G1: Cavalite fotoativado (Kerr Manufacturing); G2: Ultrablend fotoativado (Ultradent Products, UT-USA); G3: Life quimicamente ativado (Kerr Manufacturing). Observou-se uma perfeita adaptação entre o agente protetor resinoso e a restauração de resina composta. Entretanto, em todos os espécimes foram observadas fendas de 3 a 20µ entre a parede cavitária e o agente de proteção. As fendas possuíam uma largura de 3 a 15µ no grupo 3 e de 5 a 20µ nos grupos 1 e 2. Os autores responsabilizaram a contração de polimerização do Cavalite e Ultra-Blend® plus e a resina composta empregada para restuaração pela formação de fendas na interface dentina/agente de proteção.

BERTOLOTTI¹⁰, em 1991, fez uma revisão crítica sobre o condicionamento ácido em dentina. Iniciou dizendo que o condicionamento com ácido fosfórico em dentina foi introduzido por FUSAYAMA et al.³⁸ e muitos anos depois,

esse procedimento continuou controverso. Estudos histológicos onde utilizaram o condicionamento de dentina com ácido fosfórico, seguido de restauração com cimento de óxido de zinco e eugenol mostraram, de leve, à moderada inflamação nos tecidos pulpare. Contudo os pesquisadores se esqueceram de que o eugenol também era uma substância irritante à polpa. Vários foram os fatores que mantiveram essa controvérsia. O condicionamento ácido com ácido fosfórico foi capaz de remover a “smear layer”, desobliterando a embocadura dos túbulos, assim como aumentando os diâmetros dos mesmos, aumentando, portanto, a permeabilidade dentinária. Outro fator agravante era que agentes adesivos, inicialmente hidrófobos, tornava-os incompatíveis com a técnica de condicionamento ácido. Esses materiais permitiram a formação de fendas entre a dentina e o sistema restaurador adesivo. Esse fato permitiu a infiltração de bactérias. Os agentes protetores foram recomendados para serem utilizados previamente à inserção do sistema restaurador adesivo. Contudo, a contração da resina composta foi capaz de deslocar o agente protetor da parede dentinária. O autor recomendou a utilização do cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado em espessura adequada como base protetora, mas não recomendou o cimento de ionômero de vidro ativado por luz, pois este possui o componente resinoso HEMA, irritante ao complexo dentino-pulpar. O autor censurou ainda a utilização da base de hidróxido de cálcio devido a sua dissolução com o tempo, ficando com consistência pastosa (queijo cotage). Porém seria prudente a sua utilização em cavidades profundas sendo então coberto por uma outra base, como por exemplo o cimento de ionômero de vidro. BERTOLOTI sugeriu, ainda, que nossa profissão não deveria mais ignorar o sucesso dos sistemas adesivos incluindo o condicionamento dentinário, sem contudo negligenciar o protocolo.

BRANNSTRÖM; MATTSSON; TORSTENSON¹², em 1991, comentaram que a função primária do selamento das paredes cavitárias era impedir a penetração de bactérias e movimento dos fluidos, porém se houvesse a presença de fendas interfaciais estas poderiam contribuir não apenas para a sensibilidade, mas também para complicações pulpare e aparecimento de cárie secundária. A expansão higroscópica pode ser uma vantagem para a resina composta, sendo um mecanismo natural para

diminuir a largura das fendas interfaciais. Contudo, até o momento, nenhum sistema foi capaz de vedar completamente uma cavidade. Esse fato sugere que um selamento mais efetivo seria alcançado quando uma fina camada de forramento que não preenchesse as retenções adicionais, cobrisse satisfatoriamente a parede cervical, assim como as paredes cavitárias remanescentes. Os autores recomendaram que quando o sistema resinoso fosse empregado, que o agente de proteção utilizado não deveria se aderir à resina, para que durante a contração de polimerização da resina composta esta não deslocasse o material de proteção da parede de fundo da cavidade. Portanto, para preservar o agente de proteção e prevenir a formação de fendas marginais deveria ser empregado um agente resinoso imediatamente depois da maior contração de polimerização. Outro procedimento indicado nos casos de classe II e V seria a confecção de retenções adicionais para minimizar o efeito do estresse oclusal e térmico. A combinação de condicionamento ácido e confecção de retenções adicionais reduziram os riscos de formação de fendas interfaciais. Quanto à “smear layer”, esta pode ser removida inteiramente ou substituída. Entretanto, quando esta camada fosse substituída, deveria permitir a permanência dos “smear plugs” bloqueando os túbulos dentinários e ser impregnada com flúor, dificultando a passagem de fluídos dentinário e bactérias.

COOLEY; BARKMEIER²¹, em 1991 avaliaram o padrão de resistência de união ao cisalhamento e micro-infiltração após a termociclagem de três cimentos de ionômero de vidro para base fotopolimerizáveis (Vitremer, XR Ionomer e Zionomer) e um agente de proteção resinoso (TimeLine). Os testes de resistência foram realizados após 24 horas e 7 dias. Em 24 horas, o Vitrebond, TimeLine e Zionomer obtiveram significância comparado com XR Ionomer. Em 7 dias, o Vitrebond obteve valores de adesão significativamente maiores que os outros materiais. O Vitrebond e XR Ionomer alcançaram menores índices de infiltração que os outros materiais, enquanto o TimeLine atingiu uma significância maior de infiltração. A presença de fendas causadas pela contração de polimerização foi outro aspecto enfatizado e avaliado em microscopia eletrônica de varredura. A contração causou o aparecimento de fendas com aproximadamente 10µm de largura para o Vitremer e XR Ionomer, e de 5 µm

para o TimeLine. No Ziomomer não foi observada a presença de fendas interfaciais.

O condicionamento ácido da dentina tem sido empregado por muitos sistemas de união para a remoção da "smear layer", permitindo assim a adesão direta dos sistemas resinosos à matriz dentinária. Contudo, PASHLEY⁸³, em 1992, relatou que estudos em animais indicaram que o condicionamento ácido causou moderada a severa reação pulpar. Sugeriu-se que essa reação poderia estar relacionada com a micro-infiltração de bactérias e seus produtos. Porém, essas reações não foram observadas quando após o condicionamento da dentina um sistema adesivo com efetiva capacidade de selamento foi utilizado. Devido ao fato do condicionamento ácido aumentar a permeabilidade dentinária e a sua umidade superficial, o sucesso da adesão estava diretamente relacionado ao sistema adesivo possuidor de propriedades hidrofílicas aderindo igualmente à dentina inter e peritubular. O autor comentou, ainda, que existe uma tendência em se diminuir a concentração do ácido e do seu tempo de condicionamento.

PEREIRA et al.⁸⁷, em 1992, verificaram o efeito do tratamento de limpeza da dentina à remoção por tracionamento de restaurações de cimento de ionômero de vidro sob resina composta. Os autores utilizaram como agentes de limpeza o ácido poliacrílico a 40% por 10s, solução ITS por 10s, ácido tânico a 25% por 30s, solução de hidróxido de cálcio por 30s e água. Os resultados em Kg/cm² foram respectivamente 23,61; 19,29; 20,80; 20,10 e 20,33, não mostrando diferença significativa entre os grupos, embora o grupo em que os espécimes foram condicionados com ácido poliacrílico tenham apresentado valores numéricos mais elevados nos testes de resistência a tração.

PRATI et al.⁹³, em 1992, propuseram comparar em microscopia eletrônica de varredura os efeitos de 9 diferentes tratamentos dentinários e avaliaram "in vitro" a eficiência desses na resistência adesiva à dentina do Vitrabond. Foram utilizados 30 molares extraídos em que as superfícies vestibulares foram desgastadas com ponta diamantada e a superfície dentinária foi polida com discos Sof-Lex. A Fig. 2.18 a seguir descreve os procedimentos de limpeza e os resultados alcançados.

<i>Tratamento</i>	<i>PH</i>	<i>Tempo de aplicação</i>	<i>Resistência de adesão</i> <i>5 min 24h</i>	
Solução salina	7,4	2 min	$4,36 \pm 1,7$	$5,94 \pm 2,6$
Hipoclorito de sódio 34%	10,1	1 min	-	$2,96 \pm 0,8$
Ác. poliacrílico 10%	2,6	10s	-	$4,40 \pm 1,7$
Ác. maleico + glicerina 10%	1	1 min	-	$6,71 \pm 2,4$
Glicerina 10%	3,9	1 min	-	$6,94 \pm 1,7$
Ác. maleico 10%	2	1 min	-	$7,12 \pm 3,5$
Ác. tânico 25%	3,9	1 min	$6,21 \pm 1,41$	$8,02 \pm 2,6$
EDTA	7,4	1 min	-	$8,46 \pm 3,1$
Oxalato dipotássio 30%	9,0	2 min	$7,11 \pm 0,13$	$10,5 \pm 0,6$

FIGURA 2.18 - Nomeia os tratamento dentinário, pH, tempo de aplicação, resistência adesiva (MPa) 5 min e 24 horas do cimento de ionômero de vidro Vitrabond (3M)

Os resultados mostram que alguns tipos de tratamentos dentinários melhoram os valores de resistência adesiva. O tratamento com ácido poliacrílico produziu a remoção parcial da “smear layer” sobre a superfície dentinária, mantendo os túbulos dentinários ocluídos por “smear plugs” e sem a exposição das fibras colágenas da superfície. O tratamento da superfície dentinária com soluções de oxalato produziu uma camada de cristais de oxalato de cálcio. Essa camada cobriu completamente a superfície dentinária e conseqüentemente, os túbulos dentinários, mas sua porosidade foi superior à superfície não tratada. A utilização de EDTA causou a completa remoção da “smear layer” e “smear plugs”, mas poucas fibras colágenas foram expostas. A resistência de união ao cisalhamento do Vitrabond da “smear layer” foi de 5,94 MPa após 24 h. A remoção parcial da “smear” promoveu uma baixa resistência adesiva (4,40 MPa) do Vitrabond, enquanto que a remoção total da “smear” com desobliteração dos túbulos causada pelo EDTA proporcionou aumento da resistência adesiva (8,48 MPa). A substituição da “smear layer” por uma camada de cristalinos simulando a camada de “smear layer” aumentou a resistência de adesão (10,5 MPa) do Vitrabond. Essa forma de tratamento também proporcionou uma maior frequência de fratura coesiva no Vitrabond comparada às fraturas adesivas encontradas nos outros grupos. A propriedade de ativação por luz nos primeiros 5 min foi cerca de 70% do valor de adesão após 24 horas.

MOUNT⁷³, em 1994, fez uma revisão sobre o cimento de ionômero de vidro onde comentou sobre a forma de limpeza cavitária para subsequente inserção do cimento de ionômero de vidro. O condicionamento com o ácido poliacrílico teve muitas ações: removeu a “smear layer” tornando a superfície lisa e, ao mesmo tempo, diminuiu a energia de superfície devido à exposição da porção mineral Ca e P da superfície dentinária, graças a sua capacidade de difusão pelo interior da dentina superficial. Esse fato resultou em uma ótima adaptação do cimento ionomérico, já que este possui alta energia de superfície permitindo adaptar-se e fluir rapidamente sobre a superfície dentinária. O autor recomendou a aplicação por 10s de solução de ácido poliacrílico a 10% e concordou que o termo condicionamento foi mais apropriado que ataque ácido comumente utilizado para os sistemas adesivos resinosos.

SIDHU; WATSON¹⁰², em 1995, em uma revisão de literatura a respeito do cimento de ionômero de vidro modificado por resina comentaram que o condicionamento dentinário proporcionou uma superfície lisa permitindo um ótimo contato com o material restaurador. Um condicionamento com ácido fraco aumentou a resistência de união do cimento de ionômero de vidro convencional, mas ainda não está totalmente esclarecida a necessidade desse condicionamento quando se utiliza o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Talvez a não necessidade de condicionamento da superfície dentinária esteja relacionada com a presença do grupo HEMA no c.i.v. modificado por resina. Contudo, a resistência de união com esses materiais pareceu ser melhor quando a dentina foi tratada.

Os materiais à base de cimento de ionômero de vidro têm sido intensamente empregados no dia-a-dia da Dentística Restauradora. Embora muitos trabalhos tenham mostrado os vários aspectos desse material, ainda não está claro a forma com que o mesmo reage com a estrutura dentinária. Assim, TITLEY; SMITH; CHERNECKY¹¹¹, em 1996, estudaram ao microscópio eletrônico de varredura o efeito do contato direto por um período de 10, 20, 30 e 120s do líquido do c.i.v. para forramento Vitrebond e deste material manipulado, sobre a superfície da dentina bovina e também, o efeito da lavagem para remoção do líquido, com leve jato de água ou com pressão. Após o período de tempo estipulado, o Vitrebond foi polimerizado. Os resultados mostraram

que o líquido do Vitrebond reagiu quimicamente com a dentina sugerindo que houve uma reação efervescente química. Essa reação produziu a formação de um “plug” nos túbulos dentinários, o qual foi resistente ao deslocamento com jatos fortes ou fracos de água. O líquido do Vitrebond foi capaz de realizar um leve condicionamento da superfície dentinária pela presença do ácido poliacrílico e o HEMA, com seu baixo peso molecular, foi capaz de penetrar na dentina e contribuir para a retenção micromecânica. O maior tempo de contato do material com a dentina causou a formação de porosidade no cimento e na interface com a dentina, provavelmente devido à efervescência da reação. Os autores concluíram que a adesão do Vitrebond à dentina foi inicialmente química e, subseqüentemente, mecânica. O prolongamento de tempo de fotopolimerização do material comprometeu a sua adaptação marginal.

HAMID; SUTTON; HUME⁴³ em 1996, avaliaram “in vitro” os efeitos das várias concentrações de ácido fosfórico e do período de tempo do tratamento dentinário na difusão do HEMA constituinte da resina composta através da dentina. Setenta dentes humanos recém-extraídos foram divididos em 7 grupos de 10. Para simular a umidade natural dos dentes foi inserido na câmara pulpar 1 ml de água destilada. Cavidades oclusais foram preparadas com 6 mm de diâmetro e com uma espessura de dentina remanescente de 1 a 1,5mm. O tratamento dentinário foi realizado com ácido fosfórico a 10% por 15, 30 ou 60s ou com ácido fosfórico a 37% pelos períodos já citados. O grupo controle não foi tratado com ácido. As cavidades foram lavadas, secas e tratadas com o sistema adesivo Multi-uso contendo HEMA, fotopolimerizado por 10s. As cavidades foram, então, restauradas com a resina composta Z100 fotoativada por 30s. A água inserida na câmara pulpar foi retirada após os períodos de 4,32; 14,4; 43,2; 144 e 432 min e 1, 3, e 10 dias. Essa água destilada foi analisada por cromatografia que detectou a presença do HEMA em todos os líquidos extraídos da câmara pulpar de todos os dentes. O efeito acumulativo da liberação de HEMA em todos os grupos foi em torno de 2-4 μ mol. O maior índice de difusão do HEMA, de 6 a 13 vezes, foi detectado aos 4,32min, no grupo onde foi utilizado o tratamento de dentina com ácido fosfórico a 10% por 30s. A alta concentração e longos períodos de tratamento dentinário com ácido fosfórico diminuíram a

permeabilidade dentinária inicial. Esse fato representa um menor risco, a curto prazo, dos componentes resinosos causarem toxicidade química devido a sua difusão através da dentina, comparada com a baixa concentração e curto período de tempo, quando fatores bacterianos devem ser considerados.

A desmineralização da dentina com ácido fosfórico reduziu o conteúdo mineral e, portanto, afetou negativamente a resistência de união entre o cimento de ionômero de vidro e a dentina. Entretanto, diversos trabalhos mostraram que o condicionamento da dentina com ácido poliacrílico aumentou a resistência de união do cimento de ionômero de vidro convencional. Os pesquisadores FERRARI; DAVIDSON³⁴, em 1997, verificaram *in vitro* e *in vivo* a formação da zona de interdifusão entre a dentina e o cimento de ionômero de vidro Fuji IX, após o condicionamento por 30s com Cavity Conditioner e solução aquosa de ácido poliacrílico a 20% e cloreto de alumínio a 3%. Foi observada, ao microscópio eletrônico de varredura, tanto nos espécimes *in vitro* quanto *in vivo*, uma zona de interdifusão com espessura de 5 a 7µm (camada híbrida) na interface Fuji IX e dentina. Não foi observada a presença de fendas interfaciais, mas sim fendas dentro do corpo do cimento de ionômero de vidro, demonstrando fratura coesiva do material, constatando ainda que a resistência adesiva do material foi superior a sua resistência coesiva. Alguns corpos-de-prova foram imersos em ácido fosfórico, nos quais pôde-se confirmar a presença da camada híbrida ácido resistente. Observou-se, também, que o cimento de ionômero de vidro não se projetou para dentro dos túbulos dentinários.

MONDELLI et al.⁷¹, em 1999, relataram que dentre os agentes de limpeza inócuos a água destilada foi uma delas. Soluções ácidas comumente utilizadas na dentística restauradora são o poliacrílico e fosfórico. Esses materiais são capazes de remover o “smear layer”, desobstruir os túbulos dentinários e, muitas vezes, alargando e desmineralizando a dentina, expondo as fibras colágenas, este último no caso do ácido fosfórico. O ácido poliacrílico mostrou-se efetivo quando aplicado previamente à inserção do cimento de ionômero de vidro.

2.6 Adaptação de agentes de proteção

REINHARDT; CHALKEY⁹⁵, em 1983, reportaram que o cimento de hidróxido de cálcio não aderiu à “smear layer” ou à superfície dentinária. O presente trabalho mostrou que a resistência adesiva da resina composta ao cimento de hidróxido de cálcio foi superior à resistência de adesão do cimento à dentina. Fendas com amplitude de 2 a 3µm foram observadas entre o cimento de hidróxido de cálcio e a resina composta em 10% dos corpos-de-prova e 8 a 15µm entre o cimento de hidróxido de cálcio e a dentina, em 100% dos casos.

McCONNELL et al.⁶⁸, em 1986, avaliaram “in vitro” a adaptação de vários agentes de proteção frente a alguns tipos de restaurações e técnica de inserção, como explicado na Figura 2.19, a seguir:

<i>N.</i>	<i>Forrador</i>	<i>Condicion.</i>	<i>Agente</i>	<i>Téc. inserção</i>	<i>Mat. restaurador</i>
4	Prisma VLC Dycal	60s	Universal Bond	Único	Prisma Microfine
4	Prisma VLC Dycal	60s	Universal Bond	Incrementos	Prisma Microfine
4	Prisma VLC Dycal	60s	Universal Bond	Único	Fulfil
4	Prisma VLC Dycal	60s	Universal Bond	Incremental	Fulfil
4	Dycal Fórmula Avançada II	60s	Universal Bond	Único	Fulfil
4	Dycal Fórmula Avançada II	60s	Universal Bond	Incremental	Fulfil
4	Cimento de ionômero de vidro	60s-esm. 20s-civ	Universal Bond	Único	Fulfil
4	Cimento de ionômero de vidro	60s-esm. 20s-civ	Universal Bond	Incremental	Fulfil
4	Prisma VLC Dycal	-	-	-	Cim. fosfato de zinco
4	Prisma VLC Dycal	-	-	-	Verniz – Dispersalloy

FIGURA 2.19 - Procedimentos restauradores realizados

Cavidades tipo classe I foram realizadas com profundidade de 0,5mm abaixo da junção dentino-esmalte. Após a realização das restaurações, todos os corpos-de-prova foram embebidos em resina epóxica e, em seguida, seccionados para a avaliação no microscópio eletrônico de varredura e óptico de luz transmitida. A técnica

de inserção de incremento único proporcionou a presença de fendas com largura média de 10 μm entre o Prisma VLC Dycal e a estrutura dentária. A técnica incremental foi recomendada pela diminuição da tensão de contração na interface dente/restauração causando a formação de fendas, mostrando que a força de resistência de adesão foi inferior às forças de contração da resina composta. Os autores não observaram a presença de fendas quando o agente de proteção foi o Dycal Fórmula Avançada II e o cimento de ionômero de vidro. Os grupos onde empregaram-se o cimento fosfato de zinco e amálgama dental mostraram uma boa adaptação do agente de proteção Prisma VLC Dycal. Contudo, quando o material restaurador utilizado foi a resina composta, o agente de proteção, o cimento de ionômero de vidro mostrou a melhor adaptação independente da técnica de inserção utilizada.

VAN DIJKEN; HÖRSTEDT¹¹⁵, em 1986, investigaram *in vivo* a adaptação à dentina de 5 sistemas restauradores adesivos e um cimento de ionômero de vidro em dentina pré-tratada ou não com ácido fosfórico a 37% por 20 e 60s. Cavidades classe V foram realizadas em pré-molares com extração indicada. Após 1 mês, os elementos dentais foram extraídos, seccionados no sentido vestibulo-lingual e réplicas em positivo foram obtidas. As réplicas foram avaliadas ao microscópio eletrônico de varredura, onde observaram que nos grupos restaurados com cimento de ionômero de vidro, onde tratamento dentinário não foi realizado ou foi por 20s não encontraram fendas marginais. Entretanto, no grupo em que se realizou o pré-tratamento por 60s, fendas de 4 a 7 μm na interface dentina/resina composta foram observadas apenas em duas secções. Contudo, em todos os grupos restaurados pelo sistema adesivo e resina composta foram observadas fendas interfaciais de larguras variadas entre 2 a 27 μm .

FUSAYAMA³⁶, em 1987, fez uma revisão sobre quais fatores poderiam causar a irritação pulpar e como esse fato poderia ser evitado. Os cimentos de policarboxilato e ionômero de vidro foram comprovados como biocompatíveis, provavelmente pela união química com a dentina. Os materiais que ficaram afastados da parede de fundo poderiam causar, de alguma forma, sensibilidade pós operatória devido à movimentação do fluido dentinário através da dentina, mesmo que exista um

selamento da cavidade. A infiltração marginal propiciou a penetração de bactérias, toxinas bacterianas, saliva, ácido e substâncias tóxicas oriundas dos materiais restauradores. O autor citou que embora o cimento de ionômero de vidro tenha um comportamento biocompatível, quando utilizado sob restaurações de resina composta corre-se o risco de deslocamento do material de proteção devido à contração de polimerização e resíduos ácidos oriundos do cimento que poderiam ser mais um fator causal de irritação pulpar. O autor recomendou que a utilização do cimento de hidróxido de cálcio fosse restrita à porção mais profunda da parede de fundo.

Os materiais à base de hidróxido de cálcio têm sido recomendados para a proteção pulpar entretanto esses cimentos ainda não oferecem uma resistência satisfatória aos esforços oclusais. Uma nova formulação, Prisma VLC Dycal, tem mostrado melhores resultados quanto às propriedades físicas comparado ao cimento ativado quimicamente. GWINNETT⁴², em 1988, avaliou em 40 cavidades classe I em molares a adaptação do agente de proteção resinoso Prisma VLC Dycal, na presença ou ausência de restauração de resina composta inseridas de várias formas, como mostra a Figura 2.20:

Grupos	<i>Prisma VLC Dycal</i>	<i>Prisma Universal Bond/ resina composta Fulfil</i>
1	2 camadas	-
2	4 camadas	-
3	1 camada	adesivo + 2 incrementos de resina
4	1 camada	adesivo + 3 incrementos de resina
5	1 camada	adesivo + 4 incrementos de resina
6	2 camadas	adesivo + 2 incrementos de resina
7	2 camadas (polimerização única)	adesivo + 2 incrementos de resina
8	4 camadas	adesivo + 2 incrementos de resina

FIGURA 2.20 - Descrição dos grupos quanto ao número de camadas inseridas, polimerização e técnica de inserção da resina composta

Após a secção do dente, réplicas em negativo foram obtidas com o material de moldagem polivinilsiloxano para avaliação ao microscópio eletrônico de varredura. A aplicação do agente de proteção em camadas propiciou uma menor descontinuidade e estreitas fendas de largura inferior a 5 µm. O grupo 2 apresentou fendas com largura inferior a 5 µm,

enquanto o grupo 8 não apresentou a ocorrência de fendas. O autor recomendou a aplicação do agente de proteção resinoso em duas camadas e a polimerização única para em seguida realizar a restauração.

TAO; PASHLEY¹¹⁰, em 1988, compararam a habilidade de 3 gerações de materiais de base contendo hidróxido de cálcio em selar os túbulos dentinários. Foram eles: Dycal, Dycal Fórmula Avançada II e Prisma VLC Dycal. Cavidades classe I foram realizadas e limpas com ácido cítrico a 6% com o intuito de aumentar a permeabilidade dentinária. Os materiais de proteção foram manipulados conforme recomendou os fabricantes e aplicados com uma espessura de 0,5-1mm. A quantificação da permeabilidade dentinária foi realizada após 10 min, 24 h e 1 semana e, em seguida, os dentes foram termociclados. A Fig. 2.21 abaixo resume os resultados obtidos.

<i>Materiais</i>	<i>Redução da permeabilidade dentinária (em %)</i>			
	<i>10 min</i>	<i>24 h</i>	<i>1 sem.</i>	<i>Termociclagem</i>
Dycal	42%	16%	48%	11%
Dycal Fórmula Avançada II	64%	93%	93%	78%
Prisma VLC Dycal	90%	93%	93%	93%

FIGURA 2.21 – Discrimina os materiais utilizados, os períodos em que foram mensurados a redução da permeabilidade após a termociclagem e os respectivos valores em %

Assim, o material de proteção à base de hidróxido de cálcio foto-ativado reduziu marcadamente a permeabilidade dentinária, nos primeiros 10 min.

O cimento de ionômero de vidro tem sido sugerido como o material de eleição em cavidades que serão restauradas com resina composta. PEUTZFELDT; ASMUSSEN⁸⁸, 1989, investigaram a resistência a tração da união do cimento de ionômero de vidro (Ketac Bond) condicionado/resina composta, mensuração da amplitude das fendas na interface parede cavitária/restauração e micro-infiltração. Esse tipo de estudo inclui várias variáveis, tais como: tipo de ionômero de vidro e resina composta, duração do condicionamento ácido, tempo de polimerização do sistema

restaurador adesivo, presença de bisel, condicionamento com ácido poliacrílico e período de armazenamento em umidade previamente à mensuração das fendas marginais. A resistência de união entre o c.i.v. e a r. c. foi melhorada com o condicionamento com ácido fosfórico da superfície do c.i.v. para valores próximos a 3,9 MPa. A contração de polimerização avaliada na interface dente/restauração mostrou que a utilização do c.i.v. diminuiu a amplitude da fenda marginal mas não a eliminou. Foi observada a presença de fendas na interface dentinária em todos os casos. Quando empregado o cimento de ionômero de vidro, observaram-se fraturas coesivas no c.i.v próximas à parede dentinária.

PAPADAKOU et al.⁸², em 1990, avaliaram por meio de microscopia eletrônica de varredura como a adaptação de duas bases de hidróxido de cálcio quimicamente e foto ativados, Dycal e Prisma VLC Dycal, respectivamente, poderia ser afetada pela contração de polimerização de uma resina composta fotoativada. Cavidades oclusais foram preparadas em 40 dentes pré-molares humanos, divididos em dois grupos. Após a inserção da base de espessura de 0,5 mm, foi utilizado o condicionador ácido sobre o esmalte e, em seguida, aplicados o adesivo e a resina, pela técnica incremental, em camadas horizontais e fotopolimerizadas por 30 segundos. As restaurações foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas. Após a secção dos corpos-de-prova, réplicas em positivo foram obtidas de cada hemidente, para possibilitar a avaliação ao microscópio eletrônico de varredura. Os escores utilizados pelos autores para avaliação das micrografias foram: I – ausência de fenda ou a presença de fenda com extensão inferior à metade da extensão da parede pulpar; II – presença de fenda com extensão superior à metade do comprimento da parede pulpar e com dimensões inferiores a 5 µm de largura e III – presença de fenda com extensão superior à metade do comprimento da interface e com largura superior a 20 µm e algumas vezes com presença de debris. Os resultados mostraram fendas relativamente amplas no grupo onde a base foi o Prisma VLC Dycal. Os autores justificaram esses resultados pela contração de polimerização causando o deslocamento do agente de proteção. Quando avaliaram a qualidade da adaptação do Dycal, observaram a presença de fendas, de comprimento e largura uniformes, porém menores. Os

pesquisadores sugeriram que esse resultado foi causado durante o seccionamento dos corpos-de-prova.

A interação dinâmica entre o tecido dental e o cimento de ionômero de vidro foi investigada por WATSON¹²⁰, em 1990, quando avaliou por meio do microscópio óptico confocal, os fatores que envolvem a adaptação do c.i.v. à estrutura dental, utilizando marcadores fluorescentes incorporados à restauração. Cavidades cervicais foram confeccionadas e restauradas de várias formas: G1 - Vitrabond aplicado em camada fina estendendo-se até metade da espessura de esmalte e na cavidade oposta até a junção amelo-dentinária. A estrutura de esmalte foi pré-tratada com ácido fosfórico, seguido de agente de união e resina composta P50; G2 - superfície dentinária foi condicionada com ácido maleico, seguido de aplicação do Vitrabond, condicionamento do esmalte, agente de união e P50; G3 - após pré-tratamento dentinário ou não, o Vitrabond preencheu toda a cavidade. A avaliação ao microscópio de luz confocal mostrou uma excelente adaptação quando foi realizado o pré-tratamento com ácido maleico. Quando o Vitrabond foi utilizado se estendendo até a metade da espessura de esmalte, o esmalte subjacente se fraturou. Isto pode ter sido causado pela contração de polimerização do adesivo e resina composta ou talvez pela contração do próprio c.i.v. Foi freqüente a presença de fenda marginal entre o agente de proteção e dentina. A adaptação interfacial foi grandemente melhorada pelo uso de pré-tratamento com ácido maleico. A inserção em incremento único do Vitrabond pareceu aumentar significativamente a contração de polimerização, causando até mesmo a fratura dos prismas de esmalte. Esse fato mostrou que a união entre o c.i.v. e o esmalte foi superior à resistência coesiva do esmalte. Forças laterais tornaram os prismas de esmalte mais vulneráveis. Entretanto, quando aderido em dentina, o Vitrabond mostrou fratura coesiva no material e esse fato talvez mostre a fragilidade do material ou talvez a presença do fluido dentinário enfraqueceu a porção de material próxima à dentina.

Com a introdução dos c.i.v. fotoativados, CREO; FUNDINGSLAND; GLASSPOOLE²², em 1991, sentiram a necessidade de investigar o efeito do procedimento incremental no material de proteção Vitrebond na adesão à dentina. O

Vitrebond foi manipulado e aplicado em camadas com espessura média de 0,25 a 2 mm. Os valores médios de adesão à dentina variaram significativamente. E a adesão entre as camadas do material de proteção não foram estatisticamente significantes. A média do valor de adesão, quando a espessura do material era de 0,25mm, foi de 8,1MPa, enquanto a média para a resistência de união entre as camadas foi de 11Mpa. Em ambos os casos, o modo de fratura era coesivo no ionômero. Os resultados indicaram que o melhor procedimento incremental do Vitrebond foi a inserção por camadas de 0,25 mm, seguido da polimerização até alcançar uma espessura final de 2mm.

Recentemente, produtos para forramento de cimento de ionômero de vidro e de hidróxido de cálcio, ambos fotoativados, foram lançados no mercado. Assim COOLEY; BARKMEIER²¹, em 1991, avaliaram a resistência de adesão e o padrão de micro-infiltração de três cimentos ionoméricos de forramento foto-ativado (Vitrebond, XR Ionomer e Zionomer) e à base de hidróxido de cálcio (TimeLine). Os testes de resistência adesiva foram realizados após um período de 24 horas e 7 dias, armazenados em água destilada a 37°C. Para os testes de adesão, as faces vestibular e lingual de dentes molares foram aplainadas de forma a remover a camada de esmalte, e cilindros foram confeccionados com os materiais a serem testados. Não foi realizado condicionamento dentinário prévio. Os resultados do teste de adesão, após 24 horas, mostraram que o Vitrebond (5,41MPa), TimeLine (4,33MPa) e Zionomer (4,14MPa) foram estatisticamente superiores ao XR Ionomer (1,31MPa). Entretanto, após 7 dias, o Vitrebond (7,65MPa) foi estatisticamente superior aos demais. Para o teste de micro-infiltração, cavidades classe V foram confeccionadas para em seguida serem aplicados os agentes de proteção, fotopolimerizados por 40s e inserido 1 incremento de resina composta. Os corpos-de-prova foram termociclados por 24 horas (800 ciclos com banhos de 6°C e 60°C). A avaliação da micro-infiltração após 24 horas mostrou que o Vitrebond e o XR Ionomer proporcionaram uma infiltração menor, com significância estatística, comparado aos demais, sendo que o TimeLine permitiu a maior micro-infiltração. Réplicas em negativo foram analisadas ao microscópio eletrônico de varredura quanto à presença de fendas marginais. A largura das fendas marginais entre

a dentina/Vitrebond e XR Ionomer foi em torno de 10µm, enquanto no grupo do TimeLine foi de 5 µm, mostrando a contração de polimerização do componente resinoso. Entretanto fendas não foram observadas quando empregou-se o Zionomer.

KERBY; KNOBLOCH⁵⁶, em 1992, se propuseram a comparar a resistência de união de resina composta ao cimento de ionômero de vidro convencional. Superfícies de resina composta foram unidas a cilindros de cimento de ionômero de vidro foto e quimicamente ativados, após o condicionamento da superfície, exceto o Vitrebond que não recebeu nenhum tipo de tratamento superficial. Os resultados mostraram que o Vitrebond obteve 80% do valor de resistência adesiva comparado aos outros materiais. Esse resultado pode ser justificado pela presença da HEMA residual que poderia ter facilitado o molhamento desse material e os grupos metacrilatos da cadeia de poliácidos poderiam formar reações químicas fortes com os agentes de união. Falhas adesivas foram notadas no cimento de ionômero de vidro Vitrebond, enquanto falhas coesivas foram observadas no Ketac Bond. Outro fator que poderia ter auxiliado este bom resultado foi a presença, na camada superficial do cimento de ionômero de vidro, de ligações duplas de carbono insaturados e, caso tivesse sido empregado o condicionamento ácido, essa camada superficial poderia ter sido removida enfraquecendo a adesão. O cimento Ketac Fil obteve uma resistência de união à resina composta superior ao Miracle Mix, Fuji tipo I e Ketac Bond.

A inabilidade da resina composta em aderir-se eficazmente à dentina tem comprometido o sucesso desses materiais. Este problema talvez tenha sido parcialmente sanado com a utilização da técnica laminada em que o cimento de polialcenoato de vidro foi previamente aplicado à dentina e então coberto com resina composta. Este cimento aderiu à dentina e proporcionou uma superfície com retenção micromecânica para o sistema restaurador adesivo. Com a introdução do cimento de ionômero de vidro modificado por resina, além da retenção micromecânica houve uma união química entre o cimento e a resina composta. CHADWICK; WOOLFORD¹⁹, em 1993, examinaram a resistência de cisalhamento de quatro cimentos de ionômero de vidro de forramento (Vitrebond, XR-Ionomer, Baseline e Ketac-Bond), com ou sem utilização de agente de união (Scotchbond 2) à superfície de resina composta (P50). Os

resultados obtidos mostraram que a resistência de união entre a resina composta P50 e o Vitrebond com ou sem a aplicação do agente de união foi superior comparada aos outros materiais, embora os c.i.v. convencionais também foram capazes de serem usados como agentes de forramento.

BURGESS et al.¹⁵, em 1993, avaliou a adaptação de agentes de proteção à base de ionômero de vidro à parede axial dentinária de preparos classe V. As restaurações foram armazenadas por 1 semana em água destilada a 37°C. Secções longitudinais foram realizadas para avaliação em microscópio ótico com aumento de 400X. Não houve diferença significativa entre as fendas marginais encontradas no Fuji Lining LC (2,8µm) e Ketac Bond Aplicap (4,7µm). As fendas ocasionadas pelo Vitrebond foram maiores (14,3µm) com significância estatística comparada aos outros materiais testados. Os autores alegaram que a grande desadaptação em largura encontrada pelo Vitrebond deveu-se à menor adesão do material à dentina e à pouca absorção de água.

HOTTA; AONO⁵², em 1994, avaliaram por meio da resistência de união de alguns agentes de proteção à dentina e à resina composta. Para a avaliação da adaptação dos agentes de proteção à parede de fundo foram confeccionadas cavidades classe I em pré-molares com 2 mm de profundidade em dentina. O agente de proteção foi inserido com a espessura de 1 mm e o restante preenchido com resina composta após condicionamento ácido, aplicação de agente de união e resina composta. Os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C por 48 horas. Os espécimes foram, então, seccionados e a superfície a ser avaliada condicionada com ácido fosfórico a 37% por 5s para remoção da “smear layer” oriunda do seccionamento. As superfícies foram moldadas para obtenção das réplicas em positivo e, em seguida, submetidas à microscopia eletrônica de varredura e então examinadas quanto à resistência de união. A Figura abaixo sumariza os resultados obtidos nesse trabalho.

Materiais	Resistência de união (Kgf/cm²)		Resist. Intrínseca	Modo de Fratura	Fenda Interfacial
	c.i.v./dentina	c.i.v./res.comp.			
Ionosit	0	156 ± 9	130 ± 15	Adesiva	< 5 µm
Vitrabond	72 ± 37	71 ± 16	72 ± 8	Adesiva	< 5 µm
Fuji Lining LC	28 ± 14	77 ± 21	87 ± 7	Adesiva	< 5 µm
XR-Ionomer	17 ± 3	21 ± 9	35 ± 17	Coesiva	< 5 µm
Base Cement	23 ± 6	35 ± 13	25 ± 2	Coesiva	< 5 µm
Dentine Cement	20 ± 9	40 ± 16	20 ± 9	Coesiva	< 5 µm

FIGURA 2.22 - Resultados da resistência de união na interface cimento de ionômero de vidro/dentina, cimento de ionômero de vidro/resina composta, resistência intrínseca dos materiais, modo de fratura dos materiais e largura da fenda interfacial (µm)

Os resultados quanto à resistência de união entre c.i.v. e dentina mostraram que o Vitrebond obteve o melhor índice (7MPa) comparado ao c.i.v. convencional Ionosit. O modo de fratura observado foi adesivo para o Vitrabond e coesivo nos c.i.v. convencionais, enquanto a resistência de união agente de proteção/resina composta, os c.i.v. foto-ativados (Vitrabond e Fuji Lining LC) foram significativamente maiores que o c.i.v. convencional. A adaptação da resina composta ao esmalte dental e dos agentes de proteção à resina composta foram excelentes, não tendo sido detectadas fendas. Entretanto, foram observadas fendas especialmente na parede de fundo, embora pequenas, de largura inferior a 5 µm, demonstrando não existir uma relação direta entre adaptação à parede cavitária e adesão à dentina. Essas fendas provavelmente seriam o resultado da contração de polimerização durante a fase de presa dos materiais.

Estudos têm mostrado a habilidade dos c.i.v. convencionais em selarem as cavidades. Contrariamente, as resinas compostas têm exibido fendas marginais devido à contração de polimerização, mesmo na presença de novas gerações de adesivos dentinários. Qual seria então o comportamento da nova geração de c.i.v. modificados por resina? Diante desta dúvida, SIDHU¹⁰¹, em 1994, avaliou a capacidade de selamento marginal de 2 novos produtos de ionômero de vidro. Um desgaste da superfície vestibular até a dentina foi realizado em terceiros molares extraídos, para em seguida serem realizadas cavidades cilíndricas com 2 mm de diâmetro e 1,5 mm de

profundidade. As cavidades foram condicionadas com ácido poliacrílico por 20s. Os materiais Fuji Cap II (controle), Fuji II LC e Variglass foram manipulados conforme as instruções do fabricante. Todos os espécimes foram avaliados quanto à presença ou não de fendas marginais. A adaptação de restaurações às paredes cavitárias foram avaliadas por meio de microscópio óptico conectado a um medidor digital. A medição foi realizada em quatro locais e a média das fendas foi obtida, sendo este o valor por espécimes: o grupo controle alcançou uma espessura média da fenda de 26 μm , enquanto o Fuji II LC obteve de 8 μm e o VariGlass de 10 μm . O c.i.v. convencional não foi capaz de se adaptar satisfatoriamente às paredes cavitárias, enquanto os fotoativados se mostraram superiores.

MOUNT⁷³, em 1994, fez uma revisão sobre a atual situação do cimento de ionômero de vidro. A capacidade de liberação de flúor tornou este material muito importante no processo de des-remineralização. A sua biocompatibilidade foi relacionada ao fato de suas moléculas possuírem um alto peso molecular e não poderem migrar através da dentina, não se mostrando irritante à polpa em cavidades profundas. Mesmo assim, o emprego do cimento de hidróxido de cálcio foi indicado apenas para as áreas mais profundas, não prejudicando a adesividade do c.i.v. à dentina. O emprego do c.i.v. para substituir a dentina perdida e, em seguida, a realização da restauração com resina composta, vem sendo muito empregada. Porém, o emprego de uma fina camada de c.i.v. para forramento e, em seguida, a resina composta, causou seu deslocamento do fundo da cavidade devido à contração de polimerização da resina composta, facilitando a micro-infiltração. O autor recomendou o emprego de um c.i.v. modificado por resina em toda a área de dentina perdida deixando livre apenas a porção de esmalte para inserção da resina composta.

O cimento de hidróxido de cálcio tem sido utilizado como agente forrador sob restaurações de resina composta. Trabalhos recentes têm mostrado a irritação pulpar causada pela micro-infiltração de bactérias através das restaurações. GORACCI; MORI⁴⁰, em 1996, avaliaram a interface de união de uma restauração de resina composta, com ou sem tratamento da dentina com ácido fosfórico, com ou sem o emprego do cimento de hidróxido de cálcio, por meio da microscopia eletrônica de

varredura. As faces vestibular e lingual foram desgastadas e uma tênue camada de cimento de hidróxido de cálcio de presa química (Dycal) foi aplicada e, em seguida, utilizado o sistema adesivo e uma camada de resina, como mostra a Fig. 2.24.

FIGURA 2.23 – Esquema representativo do espécime após o seccionamento longitudinal

FIGURA 2.24 – Observa-se uma boa adesão entre o sistema restaurador resinoso (R) e o agente de proteção hidróxido de cálcio (C). Contudo na interface agente de proteção (C)/dentina, nota-se uma fenda de 2 a 3 μ m em aproximadamente 10% da área estudada. 200X

Os autores enumeraram as conseqüências negativas do deslocamento do agente de proteção, como a movimentação dos fluidos dentro da dentina, devido ao diferente gradiente de pressão, à facilidade de colonização bacteriana Gram-positiva e à dissolução, com o tempo, do cimento de hidróxido de cálcio. Essa situação facilitou a penetração das bactérias ou de seus produtos metabólicos para a polpa.

HILTON⁴⁹, em 1996, fez um revisão sobre a filosofia atual dos usos de bases e forramentos cavitários e suas indicações. A odontologia tradicional tem recomendado o uso freqüente de bases e forradores sob restaurações de amálgama, tendo como finalidade primeira a proteção do complexo dentino-pulpar. Entretanto, com o desenvolvimento de novos materiais para esta mesma função foi necessário entender melhor a biologia pulpar para a melhor indicação destes materiais. A compreensão das propriedades desses novos materiais e sua interação com o complexo pulpar proporcionaram ao cirurgião dentista conhecimentos científicos para realizar a melhor escolha. Os cimentos à base de hidróxido de cálcio e agentes de união mostraram serem ineficientes ao vedamento permanente contra a invasão bacteriana, assim como sua integridade e durabilidade. Contudo, a literatura mostra um sucesso clínico de 75 a 90% após 12 anos de proteção pulpar direta com o hidróxido de cálcio. Outros estudos mostraram a dissolução deste material pelo condicionamento ácido ou após um período de tempo longo sob restaurações, agravado por falhas na interface agente de proteção/amálgama dental. Esses fatos poderiam ser evitados pela utilização do cimento de hidróxido de cálcio foto-ativado. Assim, o autor recomendou a aplicação de cimento de hidróxido de cálcio foto-ativado para o recobrimento de área com suspeita ou real exposição pulpar e, em seguida, coberto pelo ionômero de vidro para forramento. Esse procedimento proporcionaria a combinação de materiais cuja biocompatibilidade estaria comprovada, pois ambos possuem propriedades antibacterianas e boas propriedades físicas, e o cimento de ionômero de vidro possibilitaria a liberação de flúor e adesão química à estrutura dentária.

KAKABOURA; ELIADES; PALAGHIAS⁵⁵, em 1996, avaliaram a composição química e algumas propriedades físicas e mecânicas de três agentes protetores resinosos ativados por luz visível (Cavilite, Ionoseal e TimeLine). A avaliação por meio de espectroscópio de reflexão micro-múltipla possibilitou a separação do monômero das partículas dos materiais. Os monômeros identificados foram: Cavilite: Bis-EMA/2-HEMA; Ionoseal: Bis-DMA/Bis-GMA e TimeLine: EU-GMA. Uma variação significativa foi observada com relação ao conteúdo de partículas. Contudo, nos teste de resistência à tensão diametral essa variação não mostrou

diferença. O teste de adesão à dentina mostrou a fragilidade de adesão dos agentes de proteção, sendo observada a presença de extensas fendas na interface dentina/agentes de proteção. Falhas coesivas foram observadas entre a “smear layer” dentinária e o agente de proteção, sugerindo que algum tipo de tratamento deveria ser realizado previamente à inserção do agente de proteção resinoso.

DAVIDSON; FEILZER²⁴, em 1997, recomendaram a utilização de agente forrador para reduzir a tensão de contração de polimerização. A utilização do cimento de ionômero de vidro como base de uma restauração de resina composta foi denominada técnica de restauração “sandwich”. Devido a sua característica borrachóide foi benéfica a performance final da restauração. A sua tolerância ao meio úmido proporcionou uma vantagem, como também a liberação de flúor.

MOUNT⁷⁴, em 1998, declarou que a maior vantagem do cimento de ionômero de vidro incluiu a troca de íons durante o processo de adesão, tanto em esmalte quanto em dentina, e a continua liberação de flúor durante toda a vida útil da restauração. A reação que envolve esse material sempre foi essencialmente uma reação química ácido-base, mas recentemente foram introduzidas novas formulações que melhoraram a performance clínica do material. A adição de pequenas porções de resina tornaram esse material polimerizado por luz, melhorando significativamente as suas propriedades físicas. Entretanto, a reação ácido-base permanece dominante com todas as vantagens que o cimento já possuía. Esse material tem aplicações múltiplas em dentística e mostrou um alto índice de biocompatibilidade à polpa e aos tecidos moles adjacentes. A maior limitação desse material diz respeito à relativa baixa resistência à fratura, mas tem sido sugerida a técnica de “sandwich”, isto é, a cobertura com materiais mais resistentes, sempre que necessário.

MONDELLI et al.⁷¹ recomendaram a utilização em cavidades de profundidade média, bases protetoras ou cavitárias com espessura de 0,5 a 2 mm, com cimentos à base de hidróxido de cálcio auto ou fotoativados, cimentos ionoméricos convencionais ou resinosos e compósitos ionoméricos. Os produtos à base de hidróxido de cálcio continuam sendo difundidos devido a sua propriedade de estimular a formação de dentina esclerosada, reparadora e proteger a polpa contra os estímulos

termoelétricos e ação antibacteriana. A indução ou auxílio na neoformação dentinária parece ser decorrente do pH altamente alcalino do hidróxido de cálcio. Devido às deficiências dos cimentos de hidróxido de cálcio auto-ativados como propriedades mecânicas frágeis e alta solubilidade em ácido, foi elaborado um novo cimento à base de hidróxido de cálcio fotoativado. Esse novo material superou algumas das deficiências dos produtos de reação química. O Ultra-Blend® plus, à base de hidróxido de cálcio, hidroxiapatita e flúor em veículo de uretana de dimetacrilato, foi recomendado pelo fabricante para ser aplicado sobre exposições pulpares diretas. Os cimentos de ionômero de vidro possuem uma grande aceitação no meio odontológico, pois possuem adesividade às estruturas dentárias ação anticariogênica proporcionada pela liberação de flúor pertencente à composição química do material, coeficiente de expansão térmica, biocompatibilidade ao complexo dentino-pulpar e resistência à compressão suficiente como agente protetor. A mínima toxicidade pulpar produzida pelos cimentos ionoméricos deve-se ao alto peso molecular do ácido poliacrílico, o que o torna menos penetrante e seu pH ser maior ao do ácido fosfórico.

DIETRICH et al.²⁶, em 1999, avaliou *in vitro* a adaptação marginal de restaurações tipo “sandwich” classe II MOD, em cavidades amplas com margens cervicais 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte, utilizando diferentes cimentos de ionômero de vidro e compômeros, em comparação com a restauração de resina composta ou cimento de ionômero de vidro. Os corpos-de-prova foram armazenados por 21 dias e termociclados, e réplicas foram analisadas quantitativamente em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram uma grande quantidade de fendas marginais em cimento nos grupos onde se empregaram restaurações apenas com resina composta ou paredes de fundo protegidas por c.i.v. convencional ou fotoativado, seguido de restauração de resina composta. Margens com qualidade excelente praticamente não foram encontradas. Não observaram diferença no comportamento entre do c.i.v. convencional e o fotoativado. Já a restauração “sandwich” com c.i.v. modificado por resina preenchendo a caixa proximal até ao nível da parede de fundo oclusal e em seguida completado com resina composta mostrou uma significativa melhoria na adaptação à parede cervical comparado aos

grupos acima citados. O emprego do c.i.v. modificado por resina mostrou uma excelente adaptação comparado aos compômeros.

2.7 Composição química

GWINNETT⁴², em 1988, citou a composição do cimento de hidróxido de cálcio ativado por luz Prisma VLC Dycal, como sendo: dispersão de hidróxido de cálcio, e sulfato de bário imersos em uretana dimetacrilato.

YOUSSEF; ANAUATE NETTO; AMORE¹²⁵, em 1992 relataram que o cimento Prisma VLC Dycal consistiu em um cimento foto ativado de hidróxido de cálcio com cargas de sulfato de bário dispersas em uma fórmula especial de resina de uretana dimetacrilato, contendo iniciadores e aceleradores da reação de presa ativados por luz visível, enquanto que o cimento de ionômero de vidro Vitrabond era composto por pó de silicato de vidro radiopaco com componente foto-sensível. O líquido era uma solução aquosa de um ácido poliacrílico, di-hidroxi-etil-metacrilato (HEMA) e um foto-iniciador.

BOURKE; WALLS; MCCABE¹¹, em 1992, descreveram a reação de presa de dois cimentos de ionômero de vidro ativados por luz visível, utilizando uma análise térmica diferencial e por meio da medida da dureza superficial. O Vitrebond mostrou possuir duas fases distintas de reação de endurecimento. A ativação por luz resultou em uma rápida iniciação de presa com uma grande liberação exotérmica (5°C). Os autores então recomendaram o uso de um forramento em cavidades profundas. A dureza superficial desse cimento aumentou com o tempo, indicando que existe uma contínua reação de presa mesmo na ausência de luz foto-ativadora. No segundo material, observaram que com a ativação por luz houve um aumento da velocidade de reação de presa. Esse material se manteve bastante amolecido e flexível após 1 hora de polimerizado por luz, porém após o período de 7 dias houve um aumento da dureza superficial, concluindo os autores que a causa deveria ser a continuidade da reação

ácido base. Os valores de dureza Vickers do XR-Ionomer foram superiores ao encontrados no Vitrebond.

LEWIS; BURGESS; GRAY⁶¹, em 1992, relacionaram as substâncias que compõem o cimento fotoativado Prisma VLC Dycal como sendo o hidróxido de cálcio, o sulfato de bário disperso imersos em resina dimetacrilato de uretana. E o cimento de ionômero de vidro Vitrabond, também ativado por luz possui no seu líquido o ácido tricarboxílico co-polímero com grupos metacrilatos, HEMA e um foto acelerador adicional. Com incidência de luz, uma rede de cadeias poliméricas ocorrem através da polimerização do metacrilato.

MOUNT⁷³, em 1994, descreveu a reação química do cimento de ionômero de vidro convencional como sendo o deslocamento dos íons cálcio das partículas de vidro e formando rapidamente com a cadeia de policarboxilica a cadeia de poliácrlato de cálcio. Essas cadeias são relativamente fracas e solúveis em água e, desta forma, este cimento no seu momento inicial de cura, até 1 hora após a manipulação, não deveria ser exposto ao meio oral. Em seguida ocorre a liberação dos íons alumínio, formando as cadeias de poliácrlato de alumínio, que são mais fortes e relativamente mais insolúveis. A reação ácido-base continua por semanas. Recentemente foi introduzido no comércio o c.i.v. modificado por resina, na proporção 18 a 20%. O componente principal resinoso é o HEMA somado a outros tipos de resina e fotoiniciadores. O termo “dual-cure” foi assim sugerido porque a reação de presa vai além da reação ácido-base, envolve também a reação de luz ativada. Essa reação ocorre imediatamente após a ativação da luz e protege a reação ácido-base da contaminação por umidade. A reação de polimerização estará completa quando não mais houver monômeros HEMA livres.

SIDHU; WATSON¹⁰², em 1995, citaram na revisão feita pelos autores que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina possui uma pequena quantidade de componente resinoso como o HEMA (hidroxi-etil metacrilato) ou Bis-GMA.

2.8 Propriedades físicas, mecânicas e biológicas

O cimento de hidróxido de cálcio ativado por luz (Prisma VLC Dycal) possui o potencial de induzir a formação de ponte dentinária sobre a polpa exposta, sem criar a camada de necrose química que frequentemente ocorre quando foi utilizado o cimento de hidróxido de cálcio. STANLEY; PAMEIJER¹⁰⁵, em 1985, verificaram se o cimento de hidróxido de cálcio luz ativado era efetivo na formação da barreira dentinária em dentes de 3 macacos *Cynomolus fascicularis*. Foram realizadas 63 cavidades classe V com profundidade suficiente para que ocorresse a exposição pulpar. As exposições pulpares foram protegidas com cimento de hidróxido de cálcio (Prisma VLC Dycal), foto-ativados por 20 a 30s e restaurados com amálgama ou resina composta. Os animais foram sacrificados após 4, 62 e 64 dias e os procedimentos histológicos de rotina realizados. Os resultados mostraram que após 4 dias nenhuma modificação ocorreu. Não foi observada mumificação neste período. Os resultados obtidos nos períodos mais longos mostraram a formação de pontes dentinárias de qualidade excelente em todos os espécimes. Essa nova fórmula mostrou que seu baixo pH, menor solubilidade e reduzida capacidade de liberar íons hidróxila causou um efeito positivo, prevenindo a super saturação das proteínas pulpares adjacentes às células viáveis e aumentando a atividade da fosfatase alcalina.

MCCOMB; ERICSON⁶⁷, em 1987, avaliaram os efeitos anti-bacterianas de vários agentes de proteção. Inicialmente foram mensurados o pH das superfícies dos materiais Dycal Fórmula Avançada II, Prisma VLC Dycal e Cimento Ionomérico GC Glass Ionomer recém-manipulados ou foto-polimerizados e, 4 dias após, os valores médios foram respectivamente 11,1 / 8,2; 11,9 / 7,5 e 2,6 / 7,4. Os microorganismos testados foram *Streptococcus* do grupo mutans, *Lactobacillus casei* e saliva. O cimento Dycal Fórmula Avançada II mostrou-se um antibacteriano ativo para todos os microorganismos. O cimento Prisma VLC Dycal não inibiu nenhuma das culturas embora possuísse um pH bastante alcalino. Esse fato mostra que não existiu uma correlação positiva entre ação antimicrobiana e pH alcalino, mas sim depende da

composição e solubilidade do material. O cimento de ionômero de vidro mostrou-se o mais efetivo, tanto no crescimento bacteriano quanto no meio agar, provavelmente devido ao pH ácido inicial. O pH da superfície dos cimentos recém-manipulados que continham hidróxido de cálcio mostraram-se alcalinos.

WANG; HUME¹¹⁹, em 1988, analisaram *in vitro* a difusão dos íons hidrogênio (H^+) e íons hidroxila (OH^-) de vários ácidos fortes, fracos e substâncias alcalinas através da dentina humana. Os autores observaram que a difusão dos íons hidrogênio (H^+) de ácidos fortes, como o ácido fosfórico a 50% ocorreu de forma lenta por um período superior a 16 dias. Concluíram, então, que os íons hidrogênio dos ácidos fortes foram rapidamente neutralizados pela capacidade tampão da dentina. Os íons hidrogênio (H^+) dos ácidos fracos e os íons hidroxila (OH^-) das substâncias alcalinas atravessaram a dentina com maior rapidez, pois esses ácidos fracos mantiveram a forma dissociada e uma forte ligação com outras moléculas, escapando do efeito tamponador da dentina. Assim os íons hidrogênio dos ácidos fortes (ác. fosfórico) penetraram muito pouco na dentina comparados aos ácidos fracos (cítrico e láctico). Esta eficácia da capacidade tampão da dentina foi atribuída especialmente à hidroxiapatita no que tange à neutralização dos íons hidrogênio dos ácidos fortes, e à dentina devido aos componentes fosfato de cálcio, proteína e outras macromoléculas. Mas, a neutralização dos íons hidroxila foi realizada de forma menos eficaz pelos já citados componentes, porém estes íons possuíram um baixo poder de difusão. O tamponamento dentinário contribuiu para a obliteração dos túbulos dentinários após alguns dias. O tamponamento da substância alcalina foi menos dramático.

CHAN; SWIFT JUNIOR²⁰, em 1989, avaliaram as propriedades de selamento dos agentes de proteção Ketac Bond e Prisma VLC Dycal em cavidades em dentina. Os corpos-de-prova foram envolvidos em resina, seccionados e examinados ao microscópio de luz refletida. Ketac Bond permitiu a maior infiltração de corante que o Prisma VLC Dycal e Life. O tratamento da superfície dentinária com ácido poliacrílico a 10% não melhorou a adesão dos materiais a dentina, não diminuindo, portanto, a micro-infiltração.

TAM et al.¹⁰⁹, em 1989, avaliaram alguns materiais protetores à base de hidróxido de cálcio e ionômero de vidro quanto às mais importantes propriedades físicas, tais como: resistência à compressão imediata, após 24 horas, 1 semana e 1 mês; resistência diametral, flexural e módulo de elasticidade após 24 horas e solubilidade (sol.) em ácido fosfórico por 60 s, como mostra a Figura 2.25.

<i>Materiais</i>	<i>Resist. a Compressão (MPa)</i>				<i>Resist.</i>			
	<i>1 h</i>	<i>24 h</i>	<i>1 sem</i>	<i>1 mês</i>	<i>Diam.</i>	<i>Flexural</i>	<i>Elasticidade</i>	<i>Sol.</i>
GlasIonomer	115,3	204,9	219,7	228,2	10,4	18,1	5,7	0,93
Ketac-Bond	96,3	127,2	154,2	147,0	6,9	19,5	4,7	1,97
GC Lining	57,9	82,3	63,7	54,8	4,1	7,9	2,9	1,81
Shofu Lining	58,2	65,1	70,0	76,8	4,2	7,6	3,0	6,45
Zionomer	48,1	46,0	51,2	55,8	3,8	3,6	1,2	1,10
VLC Dycal	33,9	44,4	25,9	19,1	-	17,2	0,6	0,02
Life	26,7	37,9	36,2	18,2	2,4	2,6	2,0	0,06
Dycal Form. Avan. II	21,1	36,0	21,3	15,1	2,3	4,2	2,2	2,25

FIGURA 2.25 – Discrimina os materiais protetores utilizados, testes realizados períodos e seus resultados

Os dados mostraram um variado padrão de comportamento entre os agentes de proteção. Os cimentos de ionômero de vidro mostraram-se serem mais resistentes à compressão que os de hidróxido de cálcio. Prisma VLC Dycal mostrou os menores valores para o módulo de elasticidade e solubilidade em ácido. Os cimentos de ionômero de vidro apresentam uma acidez inicial, mas chegam a alcançar o pH entre 5,4 a 7,3, enquanto que os de hidróxido de cálcio se mantiveram altamente alcalinos.

Com o advento da técnica de condicionamento ácido do esmalte dental, tornou-se de particular importância o comportamento dos cimentos à base de hidróxido de cálcio quando submetidos à ação de agentes condicionadores, podendo esses agentes atravessarem o material de proteção, irritando o tecido pulpar ou tornando-o amolecido ou facilitando o seu deslocamento, recomendando-se a sua substituição após o condicionamento. Devido a essas dúvidas CRUZ et al.²³, em 1990, verificaram a penetração do ácido fosfórico por meio da determinação da quantidade de fósforo

presente em 2 cimentos à base de hidróxido de cálcio (Life e Prisma VLC Dycal). O método colorimétrico empregado permitiu a identificação da quantidade de fósforo presente em amostras representativas de 6 camadas sucessivas de cada material, com 0,1 mm de espessura cada uma, num total de 10 corpo-de-prova. Os agentes condicionadores empregados foram os produtos Scotchbond Etching Gel a 36, 11% e a Solução Condicionadora a 36, 05%. O tempo de contato foi de 60 s. Os resultados mostraram que camadas de 0,1mm, para os 2 materiais testados, foram suficientes para bloquear a penetração do ácido em solução aquosa e que camadas de 0,1mm foram suficientes para bloquear a referida penetração quando da aplicação do agente condicionador sob a forma de gel.

O cimento de ionômero de vidro tem melhorado suas propriedades rapidamente resultando em uma ótima aceitação clínica. Embora inúmeras vantagens tenham sido relatadas a respeito desse material, algumas desvantagens devem ser citadas como o curto tempo de trabalho e longo tempo de endurecimento. Assim, MITRA⁷⁰, em 1990, se propôs avaliar e comparar a adesão e as propriedades físicas do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável base/forramento (Vitrebond) com o cimento de ionômero de vidro de presa química (Glass Ionomer). Os corpos-de-prova em dentina humana e bovina foram confeccionados e armazenados em água destilada na temperatura de 37°C. Após 24 horas, o teste de resistência ao cisalhamento em dentina bovina demonstrou um valor médio de 12 ± 3 MPa para o Vitrabond, enquanto o c.i.v. convencional obteve 4 ± 2 MPa. O modo de fratura mais encontrado tanto em esmalte quanto em dentina foi o coesivo. Os experimentos também foram submetidos a ciclagem térmica com temperatura variando de 5 a 55°C, onde encontrou-se que o Vitrabond foi um material estável quando aderido à dentina. Os testes de resistência à compressão e diametral do Vitrabond imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova, 24 horas, 1 semana, 1 mês e 7 meses mostraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os valores obtidos nos vários períodos de tempo.

Tem sido relatado que o cimento de hidróxido de cálcio em contato com os fluidos orais não apenas se desintegram como também desaparecem da cavidade. Contudo, não existem estudos científicos que identificaram os fatores clínicos que

afetaram a consistência do cimento de hidróxido de cálcio. PEREIRA et al.⁸⁶, 1990, avaliaram *in vivo* o comportamento do cimento de hidróxido de cálcio (Dycal) sob restaurações de amálgama de várias idades. Foram avaliados 68 restaurações de amálgama com base protetora de Dycal realizadas na clínica da Faculdade de Odontologia de Bauru. A Figura 2.26 mostra a idade das restaurações, a porcentagem de bases protetoras de consistência amolecida e normal.

<i>Números de restaurações</i>	<i>Idade da Restauração</i>	<i>Consistência</i>		<i>Bases</i>
		<i>Amolecida</i>	<i>Normal</i>	<i>Amolecidas</i>
14	0-1	7	7	50%
13	1-2	9	4	69%
14	2-3	10	4	71%
16	3-4	13	3	81%
11	4-	9	2	82%

FIGURA 2.26 - Distribuição das restaurações pela idade e porcentagem de base com consistência amolecida e normal

Os autores observaram um aumento na porcentagem de bases amolecidas com o passar dos anos, e logo no primeiro ano, 50% das bases encontram-se amolecidas. Outra constatação foi a presença, em todas as restaurações avaliadas, de resquícios de Dycal. A razão principal para a dissolução do cimento de hidróxido de cálcio foi a micro-infiltração ocasionada por diversas razões e, portanto, a recorrência de cárie e fratura de restaurações foi significativamente influenciada pela consistência da base. O tipo de cavidade ou grupo pertencente o elemento dental não influenciou na consistência da base protetora.

TJAN; DUNN¹¹², em 1990, compararam a micro-infiltração de c.i.v. modificado por resina e convencional para base e forramento em classe V restaurada com resina composta. As restaurações estavam localizadas na junção esmalte/dentina das faces proximais de molares extraídos. Os grupos foram divididos da seguinte maneira: G1 – Ketac-Bond + sistema restaurador adesivo; G2 – XR-Ionomer + sistema restaurador adesivo; G3 – pré-tratamento com ác. poliacrílico + XR-Ionomer + sistema restaurador adesivo e G4 Vitrabond + sistema restaurador adesivo. Os espécimes foram termociclados e em seguida embebidos em resina epóxica. A análise estatística

indicou que não houve diferença entre os grupos que utilizaram o c.i.v. modificados por resina (G2 e 4) e apresentaram significantes menores valores de micro-infiltração em comparação aos c.i.v. convencionais (G1). A remoção da “smear layer” utilizando o ácido poliacrílico não influenciou nos resultados de micro-infiltração em restaurações cujo forramento foi realizado com c.i.v. modificado por resina.

SILVA E SOUZA JÚNIOR et al.¹⁰³, em 1991, avaliaram e compararam o vedamento marginal de cinco sistemas adesivos restauradores existentes no mercado. Foram empregados 40 dentes recém-extraídos por razões ortodônticas. Prepararam-se cavidades classe II MOD com a parede gengival localizada 2 mm acima do limite cemento/esmalte, sendo que o lado oposto foi preparado a 2 mm abaixo desse limite. Os espécimes foram divididos em grupos de 8 espécimes cada um, e os materiais foram inseridos de acordo com as instruções dos fabricantes. Os espécimes foram submetidos durante 1 semana a 105 ciclos térmicos (5° a 55°). Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística, através dos testes de Kruskal Wallis & Miller. Em relação às margens de esmalte, os resultados mostraram um melhor desempenho quando se empregava o sistema ionômero de vidro convencional/Scotchbond/P-30, Scotchbond/P-30 e Bondlite/Herculite, quando comparado com o sistema Gluma/Lumifor. Para as margens de cemento, a eficácia mais acentuada foi para o sistema ionômero de vidro convencional/Scotchbond/P-30 quando comparado com os sistemas ARM/Adaptic e Gluma Lumifor.

TAM; MCCOMB; PULVER¹⁰⁸, em 1991, avaliaram *in vitro* os parâmetros físicos de relevância clínica de quatro materiais de forramento foto-ativados. Os testes realizados foram: módulo de elasticidade, índice de liberação de cálcio e flúor em 4 semanas e o valor do pH após 24 horas. Em geral o Cavalite e TimeLine foram significantemente mais resistentes que o Vitrabond e XR-Ionomer. A quantidade em ppm de liberação de flúor, após 4 semanas, foi significantemente maior nos materiais XR-Ionomer (108) e Vitrabond (100) comparado com o TimeLine, enquanto que o Cavalite não permitiu tal liberação. O XR-Ionomer foi o único material que liberou uma quantidade significativa de cálcio e esse fato talvez deveu-se a sua dissolução em água. Os valores de pH mostraram que o XR-Ionomer, após 24 horas, permitiu uma

elevação de 2,2 para 5,5. O Vitrabond mostrou um aumento constante do pH de 3,5 para 6,5, enquanto que o Cavalite e TimeLine mostraram uma queda no pH após a fotopolimerização. Os autores concluíram que o Cavalite e TimeLine eram resinas compostas modificadas, enquanto que o Vitrabond e XR-Ionomer tinham natureza similar aos cimentos de ionômero de vidro.

HINOURA; MIYAZAKI; ONOSE⁵⁰, em 1991, investigaram a influência na adesão dos c.i.v. modificados por resina à dentina, variando o tratamento de superfície, o tempo de fotoativação e o intervalo entre a manipulação e a foto-ativação. Os materiais empregados nesta pesquisa foram: Vitrabond, XR-Ionomer e Fuji Lining LC. Os corpos-de-prova foram estocados em água por 24 h e em seguida foi realizado o teste de resistência à adesão. Os resultados encontrados mostraram que os tratamentos de superfície com Scotchprep e Gluma 2 possibilitaram os melhores valores para o Vitrabond, enquanto para o XR-Ionomer e Fuji Lining LC, o Scotchprep proporcionou os melhores valores. A resistência de união aumentou à medida em que se aumentou a duração da fotoativação. E, quanto maior o tempo entre a manipulação e a fotoativação, pior foram os resultados. Já o modo de fratura observado foi coesivo no interior do material.

STRAFFON et al.¹⁰⁶, em 1991, avaliaram *in vivo* por 24 meses, 54 dentes permanentes jovens em que se utilizou VLC Dycal, como agente forrador direto e indireto. Os resultados encontram-se na Figura 2.27.

<i>Procedimento</i>	<i>N. dentes</i>	<i>N. falhas</i>	<i>Sucesso %</i>
Proteção pulpar direta	10	3	70
Proteção pulpar indireta	13	2	85
Completa remoção de cárie	31	0	100
Total	54	5	91%

Figura 2.27 – Descrição dos resultados com a porcentagem de sucesso

Embora o sucesso na proteção pulpar direta tenha sido alto (70%), as falhas mais frequentes também ocorreram nesta situação. Os autores recomendaram melhores estudos deste material já que suas propriedades físicas foram melhoradas.

LEWIS; BURGESS; GRAY⁶¹, em 1992, comentaram que os materiais de proteção de forramento e base deveriam ter as seguintes características, quando utilizados com uma espessura de 0,5mm: união à dentina; biocompatibilidade, liberação de flúor, alta resistência à compressão, alto módulo de elasticidade e baixa solubilidade aos fluidos orais.

PIMENTA; MAURO; FONTANA⁹¹, em 1992, avaliaram a influência do tratamento da dentina com ácido poliacrílico a 25% (Ketac conditioner), na força de união ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Vitrebond, 3M, USA). Após a aplicação dos testes, os corpos de prova foram observados no M.E.V. a fim de se verificar se as fraturas foram de natureza adesiva e/ou coesiva, tanto na dentina quanto no cimento. Vinte terceiros molares foram preparados com lixas de Al_2O_3 de granulação 150, 320 e 600, e os dentes separados em dois grupos: Grupo 1 – controle, com 10 dentes sem o tratamento da dentina com ácido poliacrílico; Grupo 2 – composto por 10 dentes tratados por 15 segundos, de forma ativa, com ácido poliacrílico a 25%, lavados e secos por 15 segundos. Os corpos de prova foram confeccionados e imersos em água destilada a 37°C e, após 24 horas, os testes de união ao cisalhamento foram efetuados, sendo os resultados catalogados e analisados. A análise estatística dos resultados demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos. As observações ao M.E.V. mostraram um grande número de fraturas adesivas e em 3 corpos de prova foram verificadas fraturas coesivas em dentina. O tratamento com ácido poliacrílico na dentina não aumentou significativamente a força de união ao cisalhamento do Vitrebond à dentina.

YOUSSEF; ANAUATE NETTO; AMORE¹²⁵, em 1992, fizeram uma revisão da literatura com relação aos tipos, propriedades e indicações das bases fotoativadas, considerando aspectos importantes como compatibilidade biológica, integridade marginal e afinidade com os materiais restauradores, entre outros. Embora as propriedades físicas do cimento foto-ativado Prisma VLC Dycal sejam superiores ao quimicamente ativado, os autores recomendaram o uso deste quando a espessura de dentina fosse inferior a 0,5mm, ou quando estivesse presente a exposição pulpar e, em seguida, recoberto com cimento de ionômero de vidro. Embora o VLC Dycal tenha

sido eficaz na formação de barreira dentinária, devido à boa adaptação deste agente às paredes dentinárias, outros observaram desadaptação devido à contração de polimerização da restauração de resina composta. O cimento de ionômero de vidro também vem sendo indicado como agente forrador/base devido a sua compatibilidade biológica, alta resistência à compressão, sendo capaz de suportar os esforços de condensação, liberação de flúor e adesividade quando colocados em íntimo contato com a dentina, proporcionando um bom vedamento marginal. Esse cimento poderia ser aplicado em superfícies dentinárias com espessura superiores a 0,5 mm, devido a sua biocompatibilidade, além da regularização de paredes dentinárias para posterior inserção de materiais plásticos ou metálicos. Quando grandes cavidades fossem ser restauradas com resina composta, procurou-se reconstituir a dentina perdida com materiais à base de ionômero de vidro, assim uma menor quantidade de resina seria requerida, diminuindo a contração de polimerização.

Os materiais forradores ou de base deveriam suportar a restauração subsequente e incidência das forças mastigatórias. Os materiais foto-ativados deformam-se primeiro para depois se fraturarem. Portanto, o teste de resistência à compressão tem sido o melhor teste para co-relacionar resistência elástica e friável. LEWIS; BURGESS; GRAY⁶¹, em 1992, avaliaram a resistência à compressão e o módulo de elasticidade de 7 materiais de base, nos períodos de 7 minutos, 24 horas e 90 dias. A Figura 2.28 mostra os resultados obtidos nesse trabalho.

<i>Materiais</i>	<i>Resistência a Compressão (MPa)</i>			<i>Módulo de Elasticidade (MPa)</i>		
	<i>7 min</i>	<i>24 hs</i>	<i>90 dias</i>	<i>7 min</i>	<i>24 hs</i>	<i>90 dias</i>
Dycal Form. Avan. II	7,6	14,5	4,8	326,6	1052,7	275,9
Fuji Lining LC	60,9	80,4	18,6	218,9	876,0	1819,2
Ketac Bond	23,0	80,8	73,6	497,6	5955,6	5296,0
TimeLine	151,4	153,3	157,2	605,7	2008,4	1865,0
Vitrabond	41,4	56,8	73,5	222,4	661,1	891,6
VLC Dycal	117,1	138,0	41,0	371,9	1466,9	588,3
XR-Ionomer	14,7	64,0	65,1	42,3	1649,9	2962,3

FIGURA 2.28 - Médias em (MPa) da resistência à compressão e módulo de elasticidade, nos períodos de 7 minutos, 24 horas e 90 dias, de diversos materiais de base

Os testes de resistência à compressão e de módulo de compressão em todos os materiais foram superiores no período de 24 horas comparado aos 7 minutos. O TimeLine alcançou os maiores valores de resistência à compressão, enquanto o Vitrabond e Fuji Lining LC mostraram um aumento significativo na resistência à compressão no período de 24 horas, enquanto o Dycal e Prisma VLC Dycal demonstram um decréscimo entre os períodos de 24 horas e 90 dias. A explicação encontrada foi a perda de partículas ou a liberação de partículas de hidróxido de cálcio. Os c.i.v. foto ativados mostraram um aumento crescente nos resultados dos testes, enquanto o c.i.v. convencional se estabilizou após 24 horas.

BURGESS et al.¹⁵, em 1993 compararam algumas propriedades físicas e mecânicas e liberação de flúor de dois cimentos de ionômero de vidro fotoativados (Vitrebond e Fuji Lining LC) e um convencional (Ketac Bond Aplicap). A Fig. 2.29 a seguir descreve os resultados encontrados nesse experimento:

<i>Materiais</i>	<i>Resistência compressão (MPa)</i>	<i>Módulo compressão (MPa)</i>	<i>União a dentina (MPa)</i>	<i>União a R.C. (MPa)</i>	<i>Resistência diametral (MPa)</i>	<i>Liberação de flúor (ppm/mg)</i>
Ketac-Bond	70,5 (6,9)	2998 (481)	3,5 (1,3)	8,5 (2,6)	4,7 (2,6)	245 (18,6)
Fuji LC	106,0 (8,4)	1745 (337)	8,3 (1,7)	8,5 (1,2)	15 (2,9)	201,7 (27,8)
Vitrebond	75,2 (5,1)	956 (185)	6,5 (2,2)	9,0 (1,1)	17,2 (1,5)	337,4 (22,9)

FIGURA 2.29 – Descreve os materiais utilizados, as médias e (desvio-padrão) dos vários testes realizados neste experimento

Os cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizáveis foram mais resistentes à adesão à resina composta comparados aos quimicamente ativados. Os materiais fotoativados possuem a camada superficial não polimerizada, inibida pelo oxigênio, mas que reage à camada subsequente. Os materiais fotoativados também obtiveram melhor adesão à dentina que o c.i.v. de presa química, porém todos os grupos apresentaram um modo de fratura coesiva. O módulo de compressão obteve valor superior no Ketac-Bond comparado aos fotoativados. Os autores comentaram que materiais para serem empregados em substituição à dentina deveriam possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (13,00 a 18,500 MPa), para que não

houvesse concentração de forças na interface. Porém, salientaram que os cimentos de ionômero de vidro fotoativados apresentaram melhores propriedades comparados aos quimicamente ativados.

HANSEN; ASMUSSEN⁴⁷, em 1993, verificaram que a utilização de cimento de ionômero de vidro como agente forrador, com 2 mm de espessura sob uma restauração de resina composta, mostrou-se efetivo na diminuição da elevação da temperatura durante a polimerização da resina composta.

DAVIS et al.²⁵, em 1993, avaliaram a resistência de união à dentina e a micro-infiltração de 3 cimentos de ionômero de vidro ativados por luz visível (Zionomer, Geristore e Vitrebond) e compararam com o cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac-Bond). Os resultados obtidos no teste de resistência ao cisalhamento indicaram não haver diferença significativa entre os c.i.v. testados. Entretanto, houve uma diferença significativa no coeficiente de variação (55 a 102%) entre os c.i.v. A discrepância entre as instruções do fabricante e o período de polimerização poderiam ter influenciado nestes resultados. Para o teste de micro-infiltração, foram realizadas cavidades classe V preenchidas com c.i.v. e restauradas com resina composta P50, pela técnica incremental. Esse teste mostrou não haver diferença significativa entre os materiais. A grande maioria das amostras mostraram pequena ou nenhuma micro-infiltração. Os autores concluíram que a retenção dos materiais às estruturas dentais foram indispensáveis para sucesso das restaurações, sendo assim os resultados alcançados pelos cimentos de ionômero de vidro sugerem que a confecção de retenções adicionais deveriam ser incorporadas ao preparo.

Os agentes de proteção deveriam possuir resistência à condensação, à fratura e a distorção às forças mastigatórias. Procurando verificar esses aspectos MONGKOLNAM; TYAS⁷², em 1994, compararam algumas propriedades físicas e mecânicas de sete materiais de forramento foto-ativado ou não. A Figura 2.30 mostra os resultados obtidos:

<i>Materiais</i>	<i>Resistência</i>		<i>Erosão ácida</i>	<i>Profundidade de Polimerização (mm)</i>			<i>Adesão</i>	
	<i>Compressão MPa</i>	<i>Diametral MPa</i>		<i>10s</i>	<i>20s</i>	<i>30s</i>	<i>Dentina MPa</i>	<i>Res. Comp. MPa</i>
Prisma VLC Dycal	214,0	34,8	0,0	1,77	2,53	3,2	0,0	9,93
Cavalite	122,1	23,8	0,0	2,7	3,47	4,17	0,0	15,3
LCL-8	172,5	33,2	0,0	4,77	5,60	6,43	0,0	25,8
Vitrebond	60,1	12,9	0,0	0,77	1,67	2,20	3,18	6,45
Zionomer	125,3	20,2	0,0	2,70	4,2	4,97	2,23	21,0
XR-Ionomer	48,6	5,8	0,029	0,0	0,0	0,63	8,48	7,50
TimeLine	307,1	27,3	0,0	2,17	3,57	3,87	0,78	20,1
Ionoseal	148,5	23,2	0,0	2,87	3,73	4,17	0,0	16,1
Ketac Bond	88,7	8,8	0,048	-	-	-	2,17	6,23

FIGURA 2.30 - Os materiais utilizados, testes realizados e os respectivos resultados

Os testes de resistência à compressão e diametral mostraram que a maioria dos materiais fotopolimerizáveis foram mais resistentes comparado aos quimicamente ativados. O teste de erosão ácida realizado não foi apropriado para os agentes de proteção, contudo a solubilidade padrão dos agentes de cimentação foi de 0,5mm/h e os resultados mostraram uma média de 0. O teste para avaliação da efetividade de polimerização não foi realizado em locais de difícil acesso, obtendo-se resultados muito bons quanto à profundidade de polimerização. Os resultados encontrados mostraram uma eficiência de polimerização aumentando proporcionalmente ao aumento do tempo de exposição. Os testes de adesão à dentina mostraram uma fraca adesão dos agentes protetores, especialmente daqueles com componentes resinosos. A adesão entre a resina composta e o Vitrebond e Ketac Bond mostraram-se efetivos e superiores à adesão à dentina

RETIEF⁹⁷, em 1994, fez uma análise crítica sobre a capacidade dos sistemas restauradores adesivos de reduzirem a micro-infiltração. Todos os materiais restauradores compostos por polímeros possuem a propriedade de se contrair resultando em tensão ou uma força de cisalhamento na interface dente/restauração. A maior parte da tensão resultante da contração ocorreu nos primeiros 15 min após o início da reação, mas quando a polimerização desse material foi ativada pela luz, esta tensão ocorreu segundos depois. O estresse gerado pela contração foi capaz de romper

as ligações adesivas do sistema restaurador com as paredes cavitárias, resultando em micro-infiltração na interface dente/material restaurador. As propriedades das restaurações de resina incluem além da contração de polimerização durante a reação de endurecimento, diferentes coeficientes de expansão térmica entre o material e a estrutura dentária e sorção de água pela restauração no meio bucal. Esses fatores foram importantes para a determinação da dimensão da fenda marginal e micro-infiltração. A micro-infiltração entre o esmalte/resina composta tem sido até mesmo eliminada pelo condicionamento ácido, quando uma espessura de esmalte satisfatória esteve presente. A micro-infiltração na interface dentina/material restaurador adesivo tem sido muito mais difícil de ser eliminada. Nenhum sistema restaurador adesivo, até o momento, eliminou a micro-infiltração nas margens gengivais quando estas se estendiam até ou além da junção cimento-esmalte. A micro-infiltração foi reduzida quando utilizou-se a técnica restauradora incremental, mas aumentou quando esta restauração foi submetida aos esforços oclusais. Nenhum sistema restaurador adesivo foi capaz de prevenir o surgimento de fendas marginais na interface dentina/material restaurador, quando avaliado após 10 minutos de confecionadas as restaurações. Porém, a expansão higroscópica em solução salina ou água resultou em significativa redução das dimensões das fendas. A média entre a área da parede cavitária e o volume de material restaurador teve uma significativa influência nas dimensões das fendas marginais. A utilização da técnica restauradora incremental e um adiamento do acabamento e polimento da restauração foram recomendadas ao clínico para reduzir as dimensões das fendas marginais.

PIERPONT et al.⁹⁰, em 1994, compararam a força de compressão necessária para fraturar uma restauração de amálgama sobre nove tipos de agentes de proteção, em uma espessura uniforme. Um dispositivo padrão foi confeccionado para a aplicação da base protetora e a condensação do amálgama dental. Após os corpos-de-prova terem sido armazenados em 100% de umidade, por 48 horas, foram submetidos à força de compressão.

<i>Materiais de base</i>	<i>Restauração</i>	<i>Força de compressão (Newton)</i>
Controle (amálgama)	Tytin	1934
Fleck's Zinc Cement	Tytin	1874
Dycal Fórmula Avançada II	Tytin	1296
GlasIonomer Base Cement	Tytin	1839
Ketac –Bond	Tytin	1723
Vitrebond	Tytin	1485
Photac-Bond	Tytin	1422
Prisma VLC Dycal	Tytin	1035
VariGlass VLC	Tytin	909
TimeLine	Tytin	906

FIGURA 2.31 - Média dos valores em Newton da força de compressão sobre agente de proteção + restauração de amálgama

A análise estatística indicou que os cimentos de ionômero de vidro convencionais (GlasIonomer Base Cement e Ketac Bond) e cimento fosfato de zinco (Fleck's Zinc Cement) promoveram um aumento significativo da resistência do amálgama comparados a outros materiais de base. Os agentes de proteção fotoativados (Prisma VLC Dycal, VariGlass VLC e Timeline) foram os que obtiveram os menores valores, incluindo o Dycal Fórmula Avançada II. O Vitrebond obteve valores intermediários.

Recentemente, três tipos de agentes de proteção como cimentos de ionômero de vidro convencional modificado por resina e pasta foto-ativada, têm sido utilizados na clínica odontológica. IKEMI; NEMOTO et al.⁵³, em 1994, compararam o estresse de contração nos momentos iniciais da contração de polimerização de uma resina composta aplicada sobre três tipos de materiais forradores, com diferentes espessuras. Todos os espécimes apresentaram estresse de contração durante a fotopolimerização do agente de proteção, antes da inserção do material restaurador resina composta, como mostra a Figura 2.32.

		<i>Espessura do agente / estresse contração (MPa)</i>		
<i>Materiais Forradores</i>	<i>N.</i>	<i>0,5 mm</i>	<i>1,0 mm</i>	<i>1,5 mm</i>
Vitrabond	3	0,05	0,05	0,06
Lining LC	3	0,06	0,11	0,13
Cavalite	3	0,14	0,15	0,30
Ionosit	3	0,37	0,77	0,94
Dentin Cement (civ convencional)*	3	0,0	0,0	0,0
Photo Clearfil A (controle)	3	0,60	1,01	1,72

*Valor obtido 4 minutos após a manipulação (não recebeu irradiação)

FIGURA 2.32 - Estresse de contração de polimerização (MPa) dos agentes de proteção, em função das diferentes espessuras

Após a inserção da resina composta numa espessura de 4 mm, foi realizada a primeira irradiação de luz e em seguida feita a medição do estresse de contração, como também após a segunda irradiação de luz.

<i>Espessura (mm)</i>	<i>Estresse de Contração (MPa)</i>					
	<i>Pó - Líquido - Foto</i>		<i>Pasta única</i>		<i>C.I.V. Convencional</i>	<i>Res. Comp.</i>
	Vitrabond	Fuji LC	Cavalite	Ionosit	Dentin Cement	Photo Clearfil A
<i>Primeira Irradiação</i>						
0,5	1,43	1,40	1,10	1,04	0,65	1,17
1,0	1,12	1,04	1,44	1,54	0,56	2,18
1,5	0,91	0,93	1,56	1,99	0,39	3,21
<i>Segunda Irradiação</i>						
0,5	1,90	2,18	2,92	2,88	0,43	2,96
1,0	1,46	1,85	3,56	3,15	0,43	3,67
1,5	1,02	1,41	3,62	3,65	0,34	4,74

FIGURA 2.33 - Medida do estresse de contração da resina composta ao final da primeira e segunda irradiação, em função da espessura dos agentes de proteção

Os resultados mostraram que de forma geral os materiais forradores reduziram o estresse de contração da restauração de resina composta. As espessuras testadas do cimento de ionômero de vidro convencional não causaram variações no

estresse de contração da resina composta, mas a sua utilização proporcionou os menores resultados. A reação de presa lenta resultou em diminuição do estresse de contração comparado com os materiais pasta única. Os materiais forradores pasta única influenciaram muito pouco no estresse de contração da resina composta provavelmente por sua composição ser semelhante as resinas compostas. A menor espessura do material de proteção influenciou positivamente na redução do estresse de contração.

O uso de cimentos de ionômero de vidro como base de restauração de resina composta vem sendo indicado, uma vez que esse material tem a capacidade de proteger o complexo dentina/polpa, liberar íons flúor para o meio bucal e estrutura dentária adjacente e aderir a estas estruturas dentais. O condicionamento ácido do cimento de ionômero de vidro antes da inserção da resina composta teve por objetivo a criação de retenção mecânica para facilitar o embricamento do sistema restaurador adesivo. Procurando avaliar a efetividade de união entre o c.i.v./r. c ARAÚJO et al.¹, em 1995, avaliaram o grau de infiltração marginal entre a resina composta/cimento de ionômero de vidro e deste com a dentina, em restaurações de classe V realizadas em dentes naturais no limite cimento/esmalte, empregando-se uma base de cimento de ionômero de vidro de reação química (Ketac Bond) e ativado por luz (Vitrabond). Todas as cavidades foram condicionadas com ácido poliacrílico a 25% por 10s e após a inserção do cimento este foi ou não submetido ao condicionamento com ácido fosfórico. A Figura 2.34 mostra os resultados encontrados.

Grupo	N.	Condicionamento		Material	Infiltração	
		Dentina	c.i.v.		dentina/c.i.v.	c.i.v./r.c.
G1	10	Presente	ausente	Vitrabond + Scotchbond 2/P50	45%	60%
	10	Presente	presente			0%
G2	10	Presente	ausente	Ketac-Bond + Scotchbond 2/P50	75%	30%
	10	Presente	presente			40%

FIGURA 2.34 - Discrimina o número de espécimes, presença ou ausência de condicionamento com ácido poliacrílico em dentina e ácido fosfórico sobre o cimento de ionômero de vidro, materiais utilizados e o grau de micro-infiltração na junção entre dentina/cimento e entre o cimento/resina composta

Os resultados encontrados demonstraram que o Vitrabond submetido ao condicionamento ácido não apresentou infiltração marginal entre ele e a resina composta; enquanto o cimento Ketac Bond, independente de ter sido condicionado ou não, permitiu a infiltração marginal entre ele e a resina composta. Na interface cimento de ionômero de vidro/dentina esteve presente a infiltração marginal, entretanto foi inferior no cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável e estatisticamente significante, comparado ao químico. Assim concluiu-se que o c.i.v. fotoativado demonstrou uma melhor interação, tanto com a resina composta quanto com a dentina, quando condicionadas por ácido.

IRIE; NAKAI⁵⁴, em 1995, se propuseram a estudar as características de 3 materiais base/forramento, nos estágios iniciais de reação de presa, foto-ativados e de dupla presa. Alterações dimensionais de peso e resistência flexural foram avaliados imediatamente após a presa, 30 minutos, 24 horas e 1 semana, depois de imersos em água. Os resultados obtidos mostraram uma correlação entre alteração dimensional e de peso, e esse fato foi atribuído à expansão higroscópica. Os resultados mostraram também diferença na resistência flexural, indicando a influência do sistema de presa. Baseados nos resultados aqui encontrados, os autores concluíram que o surgimento das fendas marginais ocasionadas pela reação de presa do material deveria ser compensado pela expansão higroscópica. As propriedades físicas deveriam melhorar com a imersão em água por um período maior. O Vitrebond possuía na sua constituição estruturas poliméricas incluindo HEMA, como polímero e copolímero, assim como ácido carboxílico e carboxilato. Devido à natureza hidrofílica do HEMA, esta substância tendeu a se expandir quando imersa em água. Essa propriedade poderia auxiliar na compreensão dos resultados de maior expansão alcançados pelo Vitrebond comparado com os cimentos de reação ácido - base (Dentin Cement e Lining Cement). Os resultados obtidos no teste de resistência flexural dos cimentos de dupla presa também foram superiores aos convencionais devido à inclusão do poli-HEMA. Assim os autores recomendaram a técnica mediata de “sandwich” de forma a prover uma melhor adaptação antes da inserção da resina composta.

SIDHU; WATSON¹⁰², em 1995, relataram que as propriedades físicas dos cimentos ionoméricos resinosos diferiam dos convencionais, tais como melhorias nas características de endurecimento, maior tempo de trabalho, valores iniciais de resistência superiores. Dentre as mais importantes propriedades mecânicas estão a de resistência e a de tração. E essas propriedades mostraram-se superiores nos c.i.v. modificados por resina, assim como a resistência diametral e flexural. A adesão à estrutura dentinária foi melhorada pela troca de íons entre o c.i.v. modificado por resina e a superfície dentinária, embora tenha sido de forma similar ao c.i.v. convencional. Os c.i.v. modificados de base e forramento obtiveram resultados de resistência à adesão superiores aos convencionais e os resultados de 1 e 24 horas não diferiram entre si. A contração de polimerização poderia durar por mais de 12 horas. A reação de presa do c.i.v. convencional permitiu a liberação do estresse dentro do material, enquanto o c.i.v. modificado por resina exibiu menor liberação dada a maior rapidez de reação de presa

A capacidade de dissociação dos íons hidroxila pelos materiais à base de hidróxido de cálcio é responsável pelo efeito terapêutico ao complexo dentinopulpar. LIBERMAN; BEN-AMAR; LUPO⁶², em 1995, avaliaram a liberação de íons OH⁻ em solução aquosa de alguns materiais de base, em diferentes períodos de tempo. Os resultados indicaram que os cimentos de hidróxido de cálcio ativados quimicamente (Dycal) foram capazes de liberar por um tempo mais prolongando os íons OH⁻ comparados aos foto ativados (Prisma VLC Dycal), mantendo consequentemente um ambiente alcalino por um período maior de tempo embora o pH destes materiais sejam semelhantes, o Dycal em torno de 10-11 e do Prisma VLC Dycal 11-12. O Prisma VLC Dycal cuja composição era matriz de dimetacrilato de uretana continha uma variável quantidade de hidróxido de cálcio disperso, demonstrando um alto valor de pH, semelhante ao Dycal quimicamente ativado.

DIONYSOPOULOS; KOTSANOS; PAPADOGIANIS²⁸, em 1996, avaliaram *in vitro* o comportamento anticariogênico de vários agentes forradores em conjunto com alguns materiais restauradores. Cavidades classe V em pré-molares foram confeccionadas e restauradas da seguinte forma: G1 - 2 camadas de verniz +

amálgama; G2 - c.i.v. convencional + amálgama; G3 - c.i.v. modificado por resina + amálgama; G4 - agente de união + resina composta; G5 - c.i.v. convencional + agente de união + resina composta; G6 - c.i.v. modificado por resina + agente de união + resina composta; G8 - c.i.v. modificado por resina + agente de união + resina composta. Os corpos-de-prova foram submetidos à termociclagem e ao desenvolvimento de cárie artificial por imersão ao gel-ácido. Os resultados mostraram que lesão de cárie recorrente artificial pode ser significativamente reduzida com o emprego do c.i.v. sob restauração de amálgama. Os resultados mostraram que houve uma redução significativa de cárie quando o c.i.v. modificado por resina (Vitrabond) foi aplicado a 0,3 mm da margem cavo-superficial sob restauração de resina composta, mas não quando foi aplicado 1 mm aquém das margens.

Cimentos de hidróxido de cálcio pasta/pasta ou fórmulas fotoativadas tem sido utilizadas por muitos anos como agentes de proteção pulpar, com variados índices de sucesso. Foi desenvolvido um material à base de di-metacrilato de uretana, hidróxido de cálcio e com propriedades adesivas (Ultra-Blend® plus). Esse material obteve uma adesão à dentina de 5MPa, prevenindo o seu deslocamento ou a infiltração de bactérias. PAMEIJER; STANLEY; NORVAL⁸¹, em 1998, avaliaram o comportamento de polpas expostas frente ao agente de proteção foto-ativado Ultra-Blend® plus. Cavidades classe V em número de 7 foram realizadas em um quadrante de 3 macacos *Cynocephalus maimon*. As exposições pulpares foram contaminadas com saliva por 60s e, em seguida, desinfetadas com clorexidina a 2% (Consepsis-Ultradent, USA). A proteção pulpar foi realizada com o Ultra-Blend® plus seguido de condicionamento ácido, primer, adesivo e aplicação de resina composta em 2 incrementos. O período de avaliação de 5 dias mostrou vitalidade pulpar em todos os 7 dentes, com moderada inflamação. No período de 25 dias encontrou-se uma fina barreira dentinária com inflamação crônica pulpar. E aos 70 dias, encontrou-se 1 elemento dental não vital sendo que em dois foram encontradas falsas pontes e em 5 dentes a formação de barreira de boa qualidade. Os autores recomendaram a realização de experimentos em humanos para comprovar o sucesso.

PAMEIJER; STANLEY⁸⁰, em 1998, fizeram um estudo histopatológico em

polpas expostas de primatas, seguido ou não de condicionamento ácido total e protegidas por diferentes agentes de proteção e sistema adesivo. Foram realizadas 147 classe V, em 6 primatas *Papio Ursinus*, divididos em 5 grupos experimentais e 2 controles. Após a exposição pulpar, os preparos foram intencionalmente contaminados com saliva retirada do dorso da língua do animal, por 60 segundos. Os preparos foram então lavados, secos e desinfetados com clorexidina a 2% (Concepsis, Ultradent-USA), por 60 segundos e então secos. Os 5 grupos receberam condicionamento ácido com gel de ácido fosfórico a 35% (Ultraetch, Ultradent - USA) por 20 segundos, em seguida lavado por 20 segundos e seco. Uma segunda aplicação de solução de clorexidina a 2% foi realizado. Grupo 1: All-Bond 2 primer A&B + All Bond 2 dentina/esmalte (Bisco - USA) + TPH (L.D. Caulk - USA); G 2: ProBond primer e adesivo + TPH (L.D. Caulk - USA); G 3: Permagen primer e adesivo A&B (Ultradent - USA); G 4: agente de proteção resinoso à base de hidróxido de cálcio UltraBlend (Ultradent - USA); G 5: cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado Dycal Fórmula Avançada II. Os grupos controles 6 e 7 após a exposição pulpar foram contaminados com saliva, em seguida desinfetados com solução de clorexidina e as margens em esmalte foram condicionadas com ácido fosfórico. No G 6 a proteção pulpar foi realizada com cimento de hidróxido de cálcio ativado quimicamente e o G 7 com o UltraBlend foto-ativado. Os períodos de avaliação foram de 5, 25 e 75 dias. A capacidade hemostática da solução de clorexidina foi melhor observada durante a primeira aplicação e após o condicionamento sua capacidade foi bastante reduzida. Os grupos 1 a 5 apresentaram após 25 e 75 dias num total de 68 dentes, 24 se tornaram não vitais e 23 (33%) demonstraram formação de ponte dentinária. Nos grupos controles G 6 e 7, onde não houve condicionamento ácido, nos períodos de 25 e 75 dias de 28 dentes, 2 não apresentaram vitalidade pulpar e 23 apresentaram formação de ponte dentinária. Os autores concluíram que as técnicas utilizadas com condicionamento ácido e agentes de união não deveriam ser indicadas.

Ao encontrarmos um preparo com ausência ou pequena espessura de esmalte cervical, dentina esclerótica e profunda, sabidamente desfavoráveis a uma ótima adesão, poderíamos eleger o cimento de ionômero de vidro, recomendou

CARVALHO¹⁶. NAVARRO; PASCOTTO⁷⁸, em 1988, relataram que esse material, apesar de apresentar uma resistência adesiva à dentina inferior aos valores obtidos pelos sistemas adesivos, oferecem uma melhor qualidade de selamento. Isto se deveu ao fato de serem praticamente insensíveis às variações morfo-funcionais da dentina. Os c.i.v. possuíam valores de coeficiente de expansão térmica semelhantes ao da estrutura dentária e reduzida alteração dimensional, durante o endurecimento do material. E ainda, ofereciam as vantagens de sua relativa compatibilidade biológica, potencial anticariogênico e anti-bacteriano.

WIECZKOWSKI¹²³, em 1999, compararam em cavidade classe II MOD o padrão de micro-infiltração entre o c.i.v. modificado por resina e a dentina e entre o c.i.v. e a resina composta utilizando ou não um agente separador. A Figura 2.35 descreve a metodologia e os resultados obtidos.

Limpeza Cavitária	<i>Micro-infiltração</i>					
	<i>C.I.V.</i>	<i>N.</i>	<i>Ag. Separador</i>	<i>Restauração</i>	<i>dent/civ</i>	<i>civ/res.comp.</i>
Ácido Poliacrílico	Ketac	10	Verniz	Cond. ácido fosfórico + Res. Comp. P50	10%	40%
	Bond	10	-		100%	0%
	GC Lining	10	Verniz		10%	40%
	Cement	10	-		100%	0%

FIGURA 2.35 – Discrimina material de proteção utilizado, procedimento restaurador na presença ou ausência do agente separador e frequência em % da micro-infiltração entre a dentina e c.i.v. e entre c.i.v. e a resina composta

Os resultados mostraram que quando existiu adesão entre o c.i.v. e a resina composta, a micro-infiltração entre o c.i.v e a dentina esteve presente. Os autores justificaram esse fato devido às forças de tensão proporcionadas pela contração de polimerização da resina composta que excederam a força de união entre a dentina e o c.i.v, deslocando-o.

2.9 Contração de polimerização da resina composta

MUNKSGAARD; IRIE; ASMUSSEN⁷⁵, em 1985, avaliaram diversos tratamentos de dentina antes da inserção de resina composta de micropartículas. A

resistência de união entre a dentina e a resina composta foi avaliada por meio dos testes de resistência ao cisalhamento e à tração. A efetividade de união também foi testada pela presença de fendas causadas pela contração de polimerização na interface com a dentina. As resinas que continham propanol promoveram uma resistência ao cisalhamento de 15 MPa. E ao teste de tração, a resistência excedeu 22 MPa, mas foi freqüente a presença de fraturas coesivas na resina composta. Quando a resina composta era composta por propanol ou p-sulfonatode tolueno, cerca de 30 a 70% das restaurações não apresentaram fendas oriundas da contração da resina. Os autores sugeriram que para o sistema restaurador adesivo promover uma boa adaptação à dentina, o valor de resistência ao cisalhamento deveria ser em torno de 17 MPa.

HANSEN⁴⁵, em 1986, avaliou a contração de polimerização da resina composta em cavidades de dentes extraídos. Cavidades foram preparadas com diâmetro de 4mm e profundidades de 0,5mm e 3mm. A largura da fenda marginal foi medida utilizando-se um microscópio de luz refletida, a uma distância de 0,1mm abaixo da superfície livre da restauração. Foi observado que o aumento da profundidade da cavidade não influenciou na amplitude da fenda marginal. A aplicação dos incrementos de forma oblíqua reduziu em 25% a largura da fenda comparada à situação onde as porções foram inseridas paralelamente a superfície livre da restauração.

KOIKE et al.⁵⁷, em 1990, avaliaram o efeito da alteração do volume da resina composta causada pela sorpção de água, na adaptação à parede cavitária. Cavidades cilíndrica-circular foram realizadas na superfície proximal de molares extraídos. As cavidades foram limpas com EDTA 0,5%, seguido de 3 diferentes tipos de pré-tratamento (HEMA 35%; HEMA 35% + glutaraldeído 5%; metacrilato de glicerina 35%). A imersão dos corpos-de-prova em água por 6 horas ou ciclagem térmica 60 ciclos com temperatura entre 10 e 45°C não causaram fendas nos espécimes tratados com solução aquosa de metacrilato de glicerina a 35%.

SULIMAN; BOYER; LAKES¹⁰⁷, em 1993, avaliaram a deflexão de cúspide influenciada pelo tamanho da cavidade, absorção de água pela restauração e tipo de resina composta. As cavidades foram preenchidas com apenas um incremento de

resina composta. Os autores observaram a ocorrência de deflexão de cúspide, recomendando que incrementos de resina composta sejam utilizados para a confecção da restauração. As restaurações em dentes com cavidades de tamanho pequeno contraíram menos que restaurações em cavidades largas. A hidratação da resina composta e do elemento dental foram muito importantes para a recuperação da posição inicial das cúspides. Prazos maiores devem ser dados a restaurações mais amplas para que a expansão hidroscópica recupere, ao menos parcialmente, as dimensões originais.

FUSAYAMA³⁷, em 1993, comentou sobre os problemas existentes quando se trabalhou com as resinas compostas fotopolimerizáveis. A contração de polimerização foi o motivo de vários problemas, tais como a separação do material da parede dentinária e/ou a fratura dos prismas de esmalte friáveis, permitindo a micro-infiltração e proporcionando a ocorrência de cárie secundária. A contração também foi capaz de causar a movimentação das cúspides. A sensibilidade pós-operatória foi mais um dos resultados clínicos da contração de polimerização. Para reduzir esses problemas, o autor preconizou a utilização da técnica incremental, embora esta técnica não elimine a tendência de separação da primeira camada inserida pela contração da segunda e possui a desvantagem de introduzir bolhas entre as camadas. Em cavidades profundas indicou a utilização da resina ativada quimicamente, pois as mesmas possuem uma direção de contração de encontro às paredes cavitárias, promovendo um baixo estresse de contração, diminuindo a possibilidade de deslocamento da resina da parede cavitária (Fig. 2.36)

FIGURA 2.36 – Esquema da cavidade preenchida por resina composta autopolimerizável cuja força de contração vai de encontro às paredes cavitárias; B – Resina

composta foto-ativada indo de encontro a luz

O autor também recomendou o recobrimento da parede pulpar com o agente de proteção c.i.v. Contudo, a adesão do sistema restaurador adesivo ao agente de proteção provocou um deslocamento do agente de proteção da parede pulpar.

FIGURA 2.37 – Agente de proteção deslocado da parede cavitária pela contração de polimerização da resina composta foto-ativada

O autor concluiu que a contração da resina fotopolimerizável não permitiu um selamento marginal das restaurações e o inevitável deslocamento do assoalho causou a sensibilidade pós operatória.

Durante a fotopolimerização da resina composta com luz notou-se um aumento da temperatura, que causou reação de exotermia pela absorção de energia durante a irradiação. HANSEN; ASMUSSEN⁴⁷, em 1993, avaliaram o aumento da temperatura causada por 10 unidades fotopolimerizadoras (novas, usadas e com o cabo propositalmente fraturado), além da relação entre a profundidade de polimerização. Os exames foram realizados em corpos-de-prova de resina pré-polimerizadas. Após a polimerização por 60s foi observado que quanto maior a intensidade de luz, maior o calor liberado. Quando os aparelhos eram deficientes, a temperatura elevou-se menos comparado aos aparelhos que emitiam luz com intensidade satisfatória. A alteração da temperatura na superfície do espécime variou de 3,6 a 29,2 °C e na superfície interna de 1,5 a 12,3°C. A mais efetiva fonte de luz proporcionou a mais elevada temperatura.

PHILLIPS⁸⁹, em 1993, relatou sobre os mecanismos de polimerização das resinas compostas ativadas por luz visível. A polimerização ocorreu por meio de uma

série de reações químicas, onde vários monômeros, de baixo peso molecular, se uniram formando polímeros, macromoléculas de alto peso molecular. O sistema de indução foi por meio da ativação por luz visível com comprimento de onda adequado onde, fótons de energia luminosa ativaram uma molécula foto-iniciadora, a canforoquinona e uma amina ativadora, que geraram radicais livres, os quais iniciaram o processo de polimerização. O grau de conversão de monômeros em polímeros esteve em torno de 50% a 70% e a ligação cruzada forneceu um número suficiente de pontes entre as macromoléculas influenciando de forma variável as propriedades das resinas.

A sensibilidade pós-operatória tem sido associada à contração de polimerização da resina composta. SEGURA; DONLY⁹⁹, em 1993, quantificaram a deflexão cuspídea imediatamente após a contração de polimerização da resina composta para uso em dentes posteriores e após 6 meses imersos em água. Cavidades classe II foram realizadas em terceiros molares, para em seguida serem restauradas da seguinte forma: A –porção única; B – incrementos inseridos no sentido gengivo-oclusal e C – incrementos inseridos no sentido vestibulo-lingual. Fotografias foram obtidas imediatamente após a confecção das restaurações e 6 meses após a imersão em água destilada a 37⁰C. As imagens foram digitalizadas e mensuradas por dois avaliadores independentes. A Figura 2.38 resume os resultados obtidos.

<i>Incrementos</i>	<i>Deflexão Cuspídea (mm)</i>		
	<i>Imediatamente após</i>	<i>Após 6 meses</i>	<i>Recuperação Dimensional</i>
Único	22,4 ± 22,9	8,7 ± 9,0	97,5%
Gengivo - Oclusal	12,4 ± 9,2	5,3 ± 8,2	98,6%
Vestibulo - Lingual	9,8 ± 16,9	3,0 ± 5,5	99,4%

FIGURA 2.38 – Valores médios em µm das fendas marginais imediatamente após e 6 meses depois a imersão em água destilada, de acordo com as diferentes técnicas de inserção da resina composta

A análise de variância ANOVA demonstrou diferença significativa da deflexão de cúspide, imediatamente após a polimerização e 6 meses depois. O modo

de inserção vestibulo-lingual de resina composta foi o modo que menor deflexão de cúspide causou e proporcionou a melhor recuperação dimensional após 6 meses.

A técnica incremental para inserção da resina composta tem sido sugerida para contornar o problema da contração de polimerização da resina composta e conseqüentemente melhorar o selamento marginal. MARTIN; O'ROURKE⁶⁶, em 1993, examinaram quatro diferentes métodos de inserção utilizando a resina composta Silux, em cavidades classe V, localizadas na junção cimento-esmalte. Estes preparos receberam o agente forrador Vitrabond. Os autores observaram que nenhum dos métodos de inserção foi capaz de selar completamente a margem cavidade, independente de estar localizada em dentina ou esmalte. A utilização da técnica oblíqua, onde a primeira porção envolvia a parede gengival e a de fundo, mostrou a menor infiltração. O pior resultado foi observado quando realizou-se a inserção em porção única. Na maioria dos casos, a maior frequência de micro-infiltração deu-se na parede gengival, localizada em dentina. O forramento com Vitrabond foi capaz de bloquear a infiltração na região de dentina. Os autores justificaram esse fato pela alta adesão inicial desse material.

RUEGGERBERG; CAUGHMAN; CURTIS⁹⁸, em 1994, avaliaram o impacto da intensidade de luz e do tempo de duração de exposição da luz na resina composta foto-ativada, em diferentes profundidades. As pastilhas de resina composta com espessuras de 1, 2 e 3mm foram obtidas para simular restauração cilíndrica. A pastilha foi movida a distâncias de 1, 2 e 3mm. As resinas utilizadas neste estudo foram de micropartículas e híbridas. Os espécimes foram fotopolimerizados utilizando várias fontes de luz com intensidade distintas e período de fotoativação de 40, 60 e 80s. Os resultados indicaram um dramático efeito da profundidade de polimerização na cura dos compósitos. Em profundidades superiores a 2 mm, o resultado da presa foi pobre. A polimerização foi muito susceptível às mudanças da intensidade de luz e duração de exposição. O tempo de exposição de 60s foi recomendado quando a intensidade da fonte de luz era de no mínimo 400 mW/cm². A espessura da camada incremental não deveria exceder a 2mm, sendo que 1 mm foi a ideal. Fontes com intensidade de luz com valores menores que 233 mW/cm² não foram recomendados devido a sua baixa

capacidade de polimerização.

FEILZER et al.³³, em 1995, encontraram que a utilização da alta intensidade de luz emitida pelas unidades de luz fotopolimerizadoras influenciaram negativamente na adaptação da restauração à cavidade em classe V. Esse fato foi explicado pelos autores devido aos altos índices de reação de polimerização. A integridade marginal foi melhor preservada quando utilizou-se uma baixa intensidade de luz, estendendo o período visco-elástico, limitando a formação das tensões durante a polimerização. O valor final de contração foi o mesmo para as duas situações, sugerindo que nas duas técnicas o grau de conversão de monômeros em polímeros e as propriedades mecânicas dos materiais foram iguais. Esses resultados sugeriram que a utilização de aparelhos que aumentem a velocidade de conversão das resinas, como aparelhos com alta intensidade de luz e aparelhos à laser deveriam ser evitados.

A medida da intensidade de luz em mW/cm^2 tem sido realizada pelo radiômetro, assim MANGA; CHARTON; WAKEFIELD⁶⁵, em 1995, co-relacionaram as leituras realizadas por esse equipamento com os resultados dos testes de dureza da resina fotopolimerizável. Pastilhas de resina composta com diâmetro 8mm por 2mm de espessura foram confeccionadas e o teste de dureza foi realizado na superfície superior e inferior. Foi considerada adequada a polimerização quando os valores foram iguais ou ultrapassaram 80% de dureza. Em 22 unidades de luz, cujo radiômetro detectou uma intensidade de luz inferior a 300mW/cm^2 , a dureza Knoop das pastilhas de resina composta foi inferior a 80%. Onde o radiômetro leu de 300 a 390 mW/cm^2 , apenas em 2 corpos-de-prova a dureza foi superior a 80%. Quando a intensidade de luz foi entre 400 a 490 mW/cm^2 , 12 corpos-de-prova alcançaram dureza igual ou superior a 80%. Entre 500 a 590 mW/cm^2 , a dureza sempre ultrapassou a 80%. Este estudo mostrou que o radiômetro foi um método aceitável de se determinar a intensidade de luz das unidades fotopolimerizadoras.

Vários têm sido os agentes de limpeza sugeridos para utilização prévia à inserção do sistema adesivo restaurador. OHASHI et al.⁷⁹, em 1995, propuseram avaliar a relação entre a remoção da “smear layer” e a utilização do primer, na adaptação marginal de uma resina composta fotoativada. Cavidades cilíndricas em

dentina localizadas na superfície proximal foram realizadas e distribuídas aleatoriamente em 12 grupos com 10 corpos-de-prova cada. A Figura 2.39 elucidou o procedimento realizado em cada grupo:

<i>EDTA</i>	<i>Gliceril metacrilato (GM)</i>		<i>HEMA</i>		<i>Restauração</i>
<i>Limpeza</i>	<i>Rápido</i>	<i>60s</i>	<i>Rápido</i>	<i>60s</i>	
0	0,079 + 0,033	0,066 + 0,025	0,113 + 0,034	0,080 + 0,042	Clearfil Liner Bond + Silux Plus
30s	0,032 + 0,049	0	0,035 + 0,034	0,037 + 0,033	
60s	0	0	0,003 + 0,010	0,009 + 0,022	

FIGURA 2.39 – Discrimina os materiais de limpeza empregados, tempo de aplicação, sistema restaurador empregado e os respectivos resultados

A integridade marginal das restaurações foram avaliadas em microscopia ótica e a largura da fenda mensurada por um micrômetro montado na ocular do microscópio. A medida foi tomada em oito pontos ao longo da margem cavitária e o resultado da somatória das fendas foi em porcentagem relativa à extensão da parede cavitária correspondente. A formação de fendas causadas pela contração de polimerização da resina composta foi prevenida quando se utilizou o procedimento de limpeza com EDTA por 60s, seguido do tratamento com solução gliceril metacrilato, por um período imediato, 30 e 60s. Uma largura de fenda significativa foi observada na ausência de limpeza com EDTA. A presença de fendas interfaciais pela contração foi explicada pela interação entre o estresse de contração de polimerização e a ausência de escoamento da resina composta durante a polimerização dentro da cavidade. Os autores alertaram que a eficiência dos adesivos dentinários não deveriam ser avaliados apenas por meio dos testes de resistência à tração ou ao cisalhamento, mas também observando a sua capacidade de adaptação às paredes cavitárias, e na presença de fratura adesiva e coesiva.

Embora as resinas compostas tenham evoluído muito tecnologicamente e atualmente sejam o material mais indicado para restaurações diretas anteriores e em alguns casos em dentes posteriores, estas continuam apresentando algumas desvantagens, tais como baixa resistência ao desgaste, contração de polimerização, incompleto grau de conversão e ligações cruzadas, além da sorção de água. Assim, CARVALHO et al.¹⁷, em 1996, fez uma revisão sobre a contração de polimerização da

Um método alternativo de polimerização que envolveu a exposição gradual à resina composta pela luz visível tem sido discutido. Esse processo teve a intenção de facilitar o escoamento interno da resina durante a fase de endurecimento, resultando em melhor adaptação da restauração às paredes cavitárias. GORACCI; MORI; DE MARTINS⁴¹, em 1996, acoplaram um regulador de intensidade de luz ao aparelho fotopolimerizador. Dessa forma, foi possível comparar a adesão da resina composta à dentina após a polimerização convencional, a polimerização lenta e a gradual. A interface dentina/resina composta foi moldada após o seccionamento dos corpos-de-prova no sentido longitudinal, para então ser avaliada ao M.E.V. Os resultados revelaram a possibilidade de se melhorar a adaptação da resina composta à superfície dentinária pela redução da velocidade de polimerização. Esse resultado pode reduzir o efeito da micro-infiltração, evitando assim a passagem de bactérias e toxinas, diminuindo a sensibilidade pós-operatória, inflamação pulpar e cáries secundárias.

A contração volumétrica e o endurecimento que ocorrem durante o processo de fotopolimerização das resinas compostas, em combinação com a adesão à estrutura dentária, resultaram em transferência da tensão para as paredes cavitárias e deformação interna da restauração. Procurando avaliar a tensão gerada pela contração durante o processo de polimerização, VERSLUIS et al.¹¹⁷, em 1996, utilizaram a técnica incremental de restauração e avaliaram-na pelo método de elemento finito. A Figura 2.41 mostra as 4 técnicas incrementais utilizadas no experimento.

FIGURA 2.41 – Quatro técnicas incrementais foram testadas utilizando-se de 4 incrementos: A – gengivo-oclusal e facial; B – gengivo-oclusal; C – oblíquo; D – U-oblíquo

A tensão causada pela contração foi transferida para a estrutura dentária adjacente, podendo chegar a causar fratura adesiva na interface dente/resina composta. Os autores observaram que a deformação das paredes cavitárias durante a polimerização causou a diminuição do tamanho da cavidade. Este trabalho mostrou também que uma restauração com estabilidade de adesão à estrutura dentária foi obtida pela técnica incremental. Contudo, essa técnica aumentou a deformação do dente restaurado. A técnica incremental diminuiu a tensão provocada pela contração devido ao menor número de paredes aderidas por cada porção inserida durante a polimerização, assim como pelo menor volume de material por cada incremento. Contudo, a contração total de polimerização causou a deformação da cavidade, forçando as paredes cavitárias circundantes para dentro, resultando na diminuição do tamanho do preparo cavitário. Os cálculos do elemento finito mostraram que a técnica incremental resultou em maior contração de polimerização comparado a uma inserção única. A técnica de inserção oblíqua produziu a mais severa concentração ao longo da interface. Os autores concluíram que foram muitos os fatores envolvidos durante o processo de contração de polimerização da resina composta que poderiam afetar na tensão de contração e seu impacto na integridade da interface dente/restauração.

ULUSU; ÖZTAS; TULUNOGLU¹¹³, em 1996, avaliaram por meio da microscopia eletrônica de varredura a adaptação à dentina de bases protetoras ativadas por luz: Calcimol LC e Ionoseal. As cavidades foram restauradas com resina composta com várias técnicas de inserção. Cavidades classe I, em número de 28, foram preparadas na profundidade de 0,5 mm abaixo da junção amelo-dentinária. Após aplicação do forramento com agente protetor essas cavidades foram restauradas com resina composta pela técnica incremental (G1 e G3) ou com resina em um só incremento (G2 e G4). Os espécimes foram seccionados longitudinalmente na porção central da restauração e realizou-se a moldagem com material à base de polivinilsiloxano. O espécime e a respectiva réplica em negativo foram comparados ao microscópio eletrônico de varredura. Os pesquisadores observaram que os espécimes submetidos ao M.E.V. apresentaram fendas maiores entre o material protetor e a estrutura dentária comparando as réplicas em negativo. Os autores justificaram esse

aumento da largura da fenda como sendo resultado da desidratação das estruturas dentais, justificando que a utilização de réplicas em negativo poderia eliminar falsos resultados. Os resultados indicaram não haver diferença significativa na largura da fenda entre os materiais protetores quando a restauração foi realizada pela técnica incremental. Entretanto, na técnica de incremento único, devido à maior contração de polimerização, houve um aumento na amplitude das fendas.

Devido aos inúmeros trabalhos que vêm sendo publicados a respeito da contração de polimerização e os problemas que a envolvem, foi apresentada uma revisão crítica a estes trabalhos por DAVIDSON; FEILZER²⁴, em 1997. Os materiais à base de resinas composta comprometeram a estabilidade dimensional da restauração, pois durante a conversão de monômero em polímero notou-se a aproximação das moléculas ocasionando uma tensão na interface dente/restauração de resina resultante da contração de polimerização. Essa tensão afetou a integridade adesiva da interface dente/restauração. A polimerização da matriz resinosa causou a geleificação do material restaurador, transformando-o de plástico viscoso a plástico rígido. O ponto gel foi definido quando, em um curto período de tempo, a resina de fluxo viscoso passou para rigidez. Entretanto nesse processo, apenas pode-se controlar a fase pós-gel da contração de presa. Assim, uma alternativa para minimizar esta tensão, seria a confecção de uma restauração de resina composta com uma relação de número de superfície livre superior ao número de paredes aderidas para proporcionar um relaxamento da tensão. A inserção de uma pequena porção, em uma fina camada, guiou quase sempre toda contração de presa em uma só direção e teve a superfície oposta para permitir o relaxamento. Para impedir o surgimento dessa tensão na interface durante a polimerização, os autores sugeriram o emprego de material para base e forramento.

Recentemente, tem sido sugerido a pré-polimerização das resinas compostas com intensidades de luz mais baixas seguida da polimerização final com uma intensidade de luz maior. Essa forma de polimerização poderia melhorar a adaptação marginal das restaurações de resina composta. MEHL; HICKEL; KUNZELMANN⁶⁹, em 1997, examinaram a influência dessa nova técnica de polimerização nas

propriedades físicas mecânicas como resistência flexural, dureza vickers, entre as resinas compostas. Avaliaram, também, a influência na adaptação marginal de restaurações Classe V com margens na junção cimento/esmalte. Os resultados indicaram que a polimerização inicial com uma intensidade de luz baixa seguida da polimerização final com alta intensidade de luz não influenciaram na dureza e resistência flexural e melhorou a adaptação marginal das restaurações, comparada com a técnica de polimerização com alta intensidade de luz.

Estudos prévios têm mostrado que a adaptação marginal das resinas foto-ativadas poderiam ser melhoradas pela baixa intensidade de luz, ocasionando uma fotopolimerização lenta. Por outro lado, a alta intensidade de luz foi necessária para se alcançar uma profunda e completa polimerização. KORAN; KÜRSCHNER⁵⁸, em 1998, avaliaram o comportamento da resina composta Pertac, em dois métodos de fotopolimerização: irradiação convencional e variável, correlacionando com a dureza superficial, adesão, contração linear e volumétrica, viscosidade, concentração de monômero residual e grau de polimerização. O resultado do teste de dureza superficial das resinas compostas demonstrou não haver diferença, independente da intensidade de luz utilizada, mas talvez pelo tipo e cor da resina. A adesão da resina composta foi influenciada positivamente pela polimerização em dois passos (10s – 150 mW/cm² e 30s – 700 mW/cm²) e o pior resultado foi obtido pelo incremento único (40s – 700mW/cm²). Durante o início do processo de polimerização, o menor índice de contração ocorreu nos espécimes que receberam uma baixa intensidade de luz. Desta forma, os autores concluíram que a polimerização seqüencial promoveu uma satisfatória superfície de dureza e aceitável quantidade de resíduo de monômeros, assim como uma melhor adaptação marginal. Uma outra vantagem encontrada na polimerização seqüencial foi a redução de calor emitido pela unidade de luz.

Muitas das técnicas utilizadas para a polimerização de resina composta estavam baseadas na teoria de que esse material se contrai em direção à luz. Acreditou-se que a mudança da direção da luz pudesse direcionar a contração da resina composta em direção às margens cavitárias, proporcionando uma boa adaptação desse material às paredes cavitárias, melhorando as propriedades marginais. Entretanto, não

havia embasamento científico nesta teoria. Devido a grande dificuldade em elaborar um protocolo para a avaliação da contração de polimerização, VERSLUIS; TANTBIROJN; DOUGLAS¹¹⁶, em 1998, utilizaram a técnica do elemento finito para analisar a direção de contração de polimerização da resina composta química e foto-ativadas. Os resultados mostraram que nas resinas compostas foto-ativadas, o ponto gel variou proporcionalmente com a intensidade de luz. O estresse desenvolvido na massa da restauração deveria ser rapidamente liberado pelo escoamento do material ainda na fase pré-gel. Contudo, a tensão residual elevou-se após a geleificação. O índice de polimerização e tempo de polimerização foram fatores que influenciaram as propriedades da resina composta. A análise mostrou que a direção de contração não foi significativamente afetada pela orientação da luz de polimerização, mas pelo número de superfícies aderidas e pelas superfícies livres da restauração. Conseqüentemente, as diferenças entre o padrão de contração das resinas química e foto-ativadas foram mínimas. Os autores concluíram que a resina composta não contraiu em direção à luz mas esteve influenciada diretamente pela forma da cavidade e qualidade de adesão. Os pesquisadores recomendaram que para um melhor vedamento marginal deveriam ser otimizados outros fatores tais como a técnica de polimerização, a técnica de inserção da resina, o processo de polimerização e a qualidade de adesão.

BARATIERI et al.⁵, em 1999, comentaram que a contração de polimerização era uma das maiores desvantagens das resinas compostas. A contração pôde ser definida como a mudança de estado de gel para o estado sólido. Essa diminuição volumétrica foi relatada entre 2,3 a 7,1%, podendo causar diversos problemas. Com o intuito de amenizar essa contração volumétrica, o autor propôs o emprego de cunhas refletoras e matrizes transparentes, fotopolimerização inicial com baixa intensidade de luz, inserção de porções previamente polimerizadas, inserção de porções (técnica incremental) e utilização de resinas fluidas. A polimerização gradual, onde há utilização de luz de baixa intensidade, melhora a adaptação marginal. Os autores comentaram que a contração de polimerização foi significativamente maior durante os primeiros 20 a 30s de irradiação luminosa, não permitindo um mínimo escoamento da resina, necessário para a redução da tensão interna. Porém, se a

intensidade de luz fosse baixa nos primeiros 20s, o processo de polimerização ocorreria mais lentamente, o que permitiria um escoamento e melhor acomodação (adaptação) com uma distribuição mais uniforme das tensões. Uma forma de diminuir a intensidade de luz seria afastando a extremidade luminosa do fotopolimerizador.

3 *PROPOSIÇÃO*

3 - PROPOSIÇÃO

Com base na literatura especializada compulsada e nas considerações feitas na introdução, decidiu-se realizar com microscópio de luz refletida a medição do comprimento e da largura da desadaptação à dentina, de vários agentes protetores (cimento de hidróxido de cálcio de ativação química e pela luz visível e cimento de ionômero de vidro convencional e fotoativado):

A – sob a influência de alguns tratamentos de superfície dentinária (jatos de ar/água, condicionamento com ácido poliacrílico e ácido fosfórico);

B - na ausência ou presença de sistema restaurador adesivo (primer/adesivo + resina composta fotoativada).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Adaptação interfacial de agentes de proteção à dentina, na ausência de restaurações de resina composta

4.1.1 Preparo das amostras

Foram utilizados, nesta primeira etapa, pré-molares humanos, hígidos, extraídos por finalidade ortodôntica e armazenados em solução fisiológica a 0,9% com 0,1% de timol. Inicialmente, os dentes receberam raspagem corono-radicular seguida de polimento com pasta de pedra-pomes (SS White Artigos Dentários Ltda) e água, com auxílio de escova Robinson (Viking, Barueri, SP, Brasil).

O esmalte das faces vestibular e/ou lingual foram desgastadas até se obter uma superfície plana em dentina com o auxílio de uma politriz mecânica e sob irrigação, modelo DP-9A (Panambra Industrial e Técnica SA, São Paulo, Brasil), como mostra a Figura 4.1 A e B. Para regularizar a superfície dentinária foi utilizada uma lixadeira metalográfica manual (Struers Scientific Instruments, Copenhagen - Dinamarca) com lixas d'água de granulação 600 e 1200 (3M do Brasil, São Paulo, Brasil), sob irrigação com água corrente.

Foram realizadas cavidades semelhantes a classe V em dentina de forma cilíndrico-circular na porção central das faces dos dentes, com 0,8mm de profundidade e $3\text{mm} \pm 0,2\text{mm}$ de diâmetro. Essas cavidades foram confeccionadas com ponta diamantada cilíndrica de extremo plano n.61 (KG Sorensen Ind. Com. Ltda, São Paulo, Brasil), para peça de mão girando em baixa velocidade (Kavo do Brasil S.A.), sob irrigação com jatos de ar/água (Fig. 4.1 C). A determinação da correta profundidade foi obtida com o auxílio de uma sonda milimetrada PerioWise adaptada (Premier) e diâmetro determinado pela própria ponta diamantada n. 61. O acabamento das paredes

axiais de cada cavidade foi realizado com enxada mono-angulada n.8-9 (Duflex/S.S. White Artigos Dentários Ltda, Brasil) e o das paredes circundantes com broca de aço n.56 (S.S. White Artigos Dentários Ltda) girando em baixa velocidade, sob irrigação com jatos de ar/água.

Em todos os casos, após a finalização das cavidades, foi realizada a limpeza cavitária com jatos de ar/água seguida de secagem com jatos de ar, ambos por 5s.

A manipulação dos diversos materiais e seqüências operatórias para obtenção dos corpos-de-prova foi realizada na sala de pesquisa da Disciplina de Materiais Dentários com temperatura e umidade relativa do ambiente controladas. A temperatura foi de $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$, sendo controlada com termômetro e regulada por meio de um condicionador de ar (Admiral Royal Springer Refrigeração S.A - Brasil) e a umidade relativa do ar de $50 \pm 10\%$ ajustada com desumidificadores de ar automáticos (Oasis, modelo OD - 300-1 fabricado pela EBCO Manufacturing Company, Columbus, Ohio - USA) e controlada por meio de um higrômetro (Fisher - França).

FIGURA 4.1 – Ilustração das diversas fases do preparo das amostras. A – vista proximal do dente; B – desgaste do esmalte da face vestibular; C – vista frontal com a cavidade depois de preparada; D – coroa com a cavidade preenchida, depois do seccionamento da porção radicular

Seqüências operatórias:

Grupo 1 - neste grupo foi realizada nova limpeza com jatos de ar/água e secagem com jatos de ar, ambos por 5s. As porções do material Dycal Fórmula Avançada II, pasta base e catalizador (Caulk/Dentsply Indústria e Comércio LTDA, lote n.66588 e 88598, respectivamente) foram controladas por peso, com balança analítica (Sauter-modelo K 1200, 0,01g, Alemanha). A inserção do material de proteção Dycal Fórmula Avançada II foi realizada com aplicador de hidróxido de cálcio (Duflex/S.S.White Artigos Dentários Ltda - Brasil), seguida de colocação de fita matriz de poliéster (INODON, Brasil) para proporcionar uma superfície lisa e regular. Os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n.15 (B-D).

Grupo 2 - as cavidades foram condicionadas com ácido poliacrílico a 25% (Ketac Conditioner, Alemanha - ESPE) por 10s, com auxílio de um aplicador descartável com ponta infusora (Microbrush Corporation, USA). A lavagem com jatos de ar/água foi realizada por 30s e secagem com jatos de ar por 5s. A manipulação do cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado Ketac Bond pó e líquido (ESPE – Alemanha, lote n.06725647, val. 04/1999, lote n.04926424, val. 03/1999, respectivamente) foi efetuada de acordo com as instruções do fabricante, na proporção 1:1. Imediatamente após a manipulação, foram feitas a inserção do material de proteção e a colocação de fita matriz de poliéster, como no item anterior. Realizou-se pressão digital por 10s sobre a matriz de poliéster e em seguida aguardou-se 5min para que ocorresse a reação de presa inicial do material. Os excessos de material foram removidos com lâmina de bisturi.

Grupo 3 - o tratamento de limpeza foi realizado com jatos de ar/água por 5s e secagem com jatos de ar, pelo mesmo tempo. Em seguida, o cimento de ionômero de vidro para base/forramento fotoativado Vitrebond (3M Dental Products, USA, lote n. 19980107 val. 12/2000) foi proporcionado, manipulado conforme instruções do fabricante e inserido na cavidade com aplicador de hidróxido de cálcio. Posteriormente, foi adaptada à matriz de poliéster e a fotoativação realizada por 20s, com aparelho Curing Light XL 3000 (3M Dental Products, USA), com intensidade de luz de 450 mw/cm^2 , mensurado pelo Radiômetro (Model 100 Curing radiometer P/N 10503, serial n.104873, Demetron Company – Danbury – USA).

Grupo 4 - a cavidade recebeu tratamento de limpeza com Ketac Conditioner aplicado com ponta infusora, por 10s. A lavagem foi realizada por 30s e a secagem por 5s. Em seguida, o agente de proteção Vitrebond manipulado conforme instruções do fabricante foi inserido na cavidade com aplicador de hidróxido de cálcio. A matriz de poliéster foi adaptada e a fotoativação feita por 20s, sendo os excessos removidos.

Grupo 5 - limpeza com jatos de ar/água e secagem com jatos de ar, ambas por 5s. A inserção do agente de proteção resinoso fotoativado Prisma VLC Dycal (Caulk/Dentsply Indústria e Comércio LTDA, lote n.970295, val. 02/1999) foi efetuada com aplicador de hidróxido de cálcio, a fita matriz de poliéster posicionada sobre a cavidade preenchida e a fotoativação realizada por 20s.

Grupo 6 - a limpeza foi realizada com Ketac Conditioner por 10s, com aplicador de ponta infusora, seguida de lavagem por 30s e secagem por 5s. Após a inserção do Prisma VLC Dycal com aplicador de hidróxido de cálcio e a fita de poliéster posicionada, a fotoativação foi feita por 20s.

Grupo 7 - a cavidade foi tratada com o ácido fosfórico a 37% (Condicionador Dental Gel, Caulk/Dentsply, lote n.38438, val. 09/1999) por 15s. Foi feita a lavagem por 30s e a secagem por 5s. A inserção do material Prisma VLC Dycal, o posicionamento da fita matriz e a fotoativação foram realizadas da forma supracitada.

Grupo 8 - limpeza com jatos de ar/água e secagem com jatos de ar, ambas por 5s. A inserção do agente de proteção Ultra-Blend[®] plus (Ultradent Products Inc., Utah, USA, lote n.2HN7, val. 11/1999) foi realizada com aplicador de hidróxido de cálcio, colocação da matriz sobre a cavidade preenchida e a fotoativação por 20s, como nos itens anteriores.

Grupo 9 - limpeza com Ketac Conditioner por 10s auxiliada com ponta infusora, seguida da lavagem por 30s e a secagem por 5s. Após a aplicação do material protetor resinoso Ultra-Blend[®] plus com aplicador de hidróxido de cálcio e a aplicação da fita de poliéster, realizou-se a fotoativação por 20s.

Grupo 10 - a limpeza foi efetuada com Condicionador Dental Gel por 15s, a lavagem por 30s e a secagem por 5s. A inserção do material protetor Ultra-Blend[®] plus, o posicionamento da fita matriz e a fotoativação foram realizados de forma já descrita.

Em seguida, foi realizada, com discos de carborundum, a separação entre coroa e raiz, na região cervical, no sentido próximo-proximal, desprezando-se a raiz (Figura 4.1-D).

Grupo	n.	Limpeza prévia	Tratamento da superfície dentinária*	Agentes de proteção
1	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	jatos de ar/água - 5s	Dycal Fórmula Avançada II
2	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Ketac Bond
3	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	jatos de ar/água - 5s	Vitrebond
4	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Vitrebond
5	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	jatos de ar/água - 5s	Prisma VLC Dycal
6	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Prisma VLC Dycal
7	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. fosfórico a 37% - 15s	Prisma VLC Dycal
8	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	jatos de ar/água - 5s	Ultra-Blend® plus
9	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Ultra-Blend® plus
10	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. fosfórico a 37% - 15s	Ultra-Blend® plus

* após o Tratamento da superfície dentinária foi realizada secagem com jatos de ar por 5s

FIGURA 4.2- Procedimentos realizados nos dentes para os grupos de 1 a 10

4.2 Adaptação interfacial de agentes de proteção à dentina, na presença de restaurações de resina composta

4.2.1 Preparo das amostras

Na presente fase, os dentes escolhidos e armazenados como descrito no item 4.1.1 receberam preparos cavitários tipo classe V, nas faces vestibulares e/ou linguais dos dentes, sem o desgaste da camada de esmalte. Inicialmente foi utilizada

uma ponta diamantada tronco-cônica de extremo arredondado n.4137 (KG Sorensen Ind. Com. Ltda), girando em alta velocidade para desgastar o esmalte. Em seguida, o preparo em dentina foi feito conforme descrito em 4.1.1.

Após o procedimento de limpeza, os agentes de proteção foram inseridos da mesma forma que na primeira fase do trabalho, até a junção amelo-dentinária. Para a utilização do sistema restaurador adesivo, efetuou-se inicialmente o condicionamento das paredes cavitárias em esmalte com o gel de ácido fosfórico a 37% por 15s, em seguida, era aplicado sobre a superfície do agente de proteção nos 15s subsequentes. As cavidades eram lavadas por 30s e a remoção do excesso de água feita com leves jatos de ar sem, contudo, ressecar a estrutura dental. Foi aplicada a primeira camada de Prime & Bond 2.1 (Caulk/Dentsply Indústria e Comércio LTDA, lote n.39241, val. 09/1999) sobre toda a estrutura dental, a qual foi mantida em repouso por 30s. Em seguida eram aplicados jatos de ar para a remoção de excessos de líquido e a ativação com luz por 10s. Era então aplicada uma segunda camada de Prime & Bond 2.1, removidos os excessos com leves jatos de ar e feita nova fotoativação por 10s.

A técnica de inserção da resina composta TPH Spectrum cor A3 (Caulk/Dentsply Indústria e Comércio LTDA, lote n.3787314, val. 09/1999), foi realizada obedecendo-se a técnica incremental preconizada por HANSEN^{45,46} para cavidades de classe V. A inserção do material foi realizada em duas porções, de forma oblíqua (Fig. 4.3). A fotoativação da primeira camada era feita por 10s, com a ponta da fonte de luz a uma distância de 2cm e, em seguida, a luz fotoativadora era acionada por 40s com a extremidade em contato com as margens da cavidade. A segunda camada foi fotoativada da mesma forma que a primeira.

FIGURA 4.3 - Esquema mostrando a inserção em incrementos (1 seguido de 2) da resina composta no preparo cavitário, segundo HANSEN^{45,46}

FIGURA 4.4 – Corpos-de-prova onde foi avaliada a adaptação à dentina de agentes de proteção na presença de restauração de resina composta: A – vista frontal de pré-molar superior com a cavidade de classe V, envolvendo esmalte e dentina. Observa-se um pequeno desgaste da face vestibular de esmalte; B – vista frontal do dente restaurado após aplicação do agente protetor

Após o término da restauração, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n.15 e os dentes armazenados em água destilada, em estufa (Fanen - Brasil) a 37°C, por 48 horas.

<i>Grupo</i>	<i>n.</i>	<i>Limpeza prévia</i>	<i>Tratamento da superfície dentinária*</i>	<i>Agentes de proteção</i>	<i>Sistema restaurador a Adesivo</i>
11	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	jatos de ar/água - 5s	Dycal Fórmula Avançada II	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
12	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Ketac Bond	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
13	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	jatos de ar/água - 5s	Vitrebond	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
14	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Vitrebond	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
15	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	Jatos de ar/água – 5s	Prisma VLC Dycal	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
16	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Prisma VLC Dycal	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
17	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. fosfórico a 37% - 15s	Prisma VLC Dycal	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
18	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	Jatos de ar/água – 5s	Ultra-Blend® plus	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
19	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. poliacrílico a 25% - 10s	Ultra-Blend® plus	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3
20	10	jatos de ar/água e jatos de ar, ambos por 5s	ác. fosfórico a 37% - 15s	Ultra-Blend® plus	ác. fosfórico a 37% - 30s + Prime & Bond 2.1 + Res. Comp.TPH Spectrum A3

* após o tratamento da superfície dentinária foi realizada secagem com jatos de ar por 5s

FIGURA 4.5 - Procedimentos realizados nos dentes para os grupos de 11 a 20

4.3 – Preparo dos corpos-de-prova e obtenção das réplicas em negativo (RN) para observação ao microscópio de luz refletida

Em razão das conhecidas dificuldades das demoradas técnicas de preparação de peças de material orgânico para exame em microscopia eletrônica de varredura, e necessárias para evitar-se as deformações provocadas pelo vácuo durante a eletrodeposição, resolveu-se experimentar a microscopia ótica de reflexão (fotomicroscópio ótico de Carl Zeiss, Alemanha), tentando-se inicialmente o exame diretamente sobre a superfície preparada dos espécimes. Como encontrou-se grande dificuldade em visualizar a interface dentina/material de proteção, tentou-se utilizar uma técnica de confecção de réplicas em negativo (RN) com silicona de adição para moldagens odontológicas. Constatou-se, então, que principalmente com a iluminação de campo escuro, esse método além de preciso e bastante simples, possibilitou boa visualização e leituras.

As coroas foram então incluídas individualmente em resina epóxica (Redefibra, São Paulo) utilizando-se anéis de resina, de forma cilíndrica-circular (Fig. 4.6-A). Após 24 horas, os cilindros de resina foram acondicionados em recipientes fechados e devidamente identificados.

Os corpos-de-prova foram seccionados pelo longo eixo da coroa, no sentido vestibulo-lingual. Esses cortes foram efetuados em máquina Extec Labcut modelo 1010 (Extec Technology Inc., Enfield, Connecticut, USA), com disco de diamante (modelo n.12205 high concentration, Extec Corporation) a uma velocidade de 290rpm, sob refrigeração com água. Após a secção, foram obtidos os segmentos A e B (Fig. 4.6-B), que receberam tratamento de regularização da superfície em lixadeira metalográfica manual, com lixas d'água n.600 e 1200 (3M do Brasil Ltda – São Paulo), sob irrigação com água corrente. Os corpos-de-prova foram então armazenados em recipientes com água destilada.

Com a finalidade de remover a camada de detritos, oriunda dos procedimentos de seccionamento da coroa e regularização da superfície, foi realizada

limpeza inicialmente com jatos de ar/água por 5s, secagem por 5s e, posteriormente, condicionamento da superfície com solução de ácido fosfórico a 10% (Farmácia Específica, Bauru, São Paulo, Brasil) por 10s, aplicado com um pincel de ponta “chata”, de cerdas n.2 (Tigre, Brasil). Uma lavagem abundante com jatos de ar/água foi efetuada por 20s e, posteriormente, secagem por 3s com jatos de ar comprimido.

Os grupos 1 e 11 não receberam condicionamento pelo ácido na face regularizada porque constatou-se alteração na superfície de cimento de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II, durante os ensaios preliminares. Aliás, TAM¹⁰⁹, em 1989, determinou para o Dycal auto-ativado uma solubilidade de 2 a 2,5% em ácido fosfórico a 37%.

Para obtenção das réplicas em negativo utilizou-se o material à base de polivinilsiloxana de baixa viscosidade (Aquasil LV, Caulk/Dentsply Indústria e Comércio LTDA, lote n.9708000981, val. 12/1999). O material foi manipulado conforme instruções do fabricante e aplicado sobre a superfície dos segmentos A e B, com espátula n.7 (Duflex / SS White Artigos Dentários Ltda). A fim de proporcionar espessura uniforme de material de moldagem, foi colocada sobre este uma lamínula de vidro de forma a tornar paralelas entre si as duas superfícies das RN. Passados 8min, as RN foram removidas das superfícies dos segmentos (Fig. 4.6-C), e então devidamente identificadas e armazenadas, sendo os segmentos dos dentes imediatamente recolocados em recipiente com água destilada.

Figura 4.6 –Etapas para obtenção das réplicas em negativo (RN): A – anel de resina cilindro-circular; B – cilindro de resina seccionado em duas partes contendo o corpo-de-prova no seu interior. Notar a coroa do dente seccionado no sentido vestibulo-lingual (seta), dividido em segmentos A e B; C – réplicas em negativo (RN) em polivinilsiloxana dos segmentos A e B. No detalhe pode-se observar a moldagem da silhueta do corte

4.4 Métodos

4.4.1 Medida da adaptação à dentina dos agentes protetores, na presença ou ausência do sistema restaurador adesivo

As RN de polivinilsiloxana foram avaliadas em microscópio de luz refletida (Carl Zeiss, Alemanha), utilizando-se dispositivos de luz em campo escuro e objetiva de 4X de aumento. Foi possível medir em micrometro (μm) o comprimento da parede axial do preparo cavitário, tanto do segmento A quanto do segmento B. O valor total da desadaptação interfacial (entre a parede axial dentinária e o agente de proteção) foi

obtido com o auxílio da objetiva de 8X, a partir da somatória de pequenas desadaptações, que muitas vezes eram descontínuas. A média da largura das desadaptações em μm foi obtida a partir das medidas de cada largura das desadaptações. Quando as desadaptações eram descontínuas, a medição foi realizada na porção central destas.

4.4.2 - Critérios para análise das RN

Os critérios para a análise das RN estão descritos a seguir:

- Quanto ao comprimento da parede axial:
 - comprimento da parede axial foi determinado utilizando-se uma ocular com retículo próprio para medição (kpl 12,5 X W, Carl Zeiss, Oberbochen, Alemanha). As divisões desse retículo foram comparadas com as divisões de uma lâmina micrométrica (Carl Zeiss) gravada em frações de 0,01mm, sendo que para a objetiva de 4X multiplicava-se o valor por 20, sendo o valor obtido em μm .

- Quanto à extensão das desadaptações:
 - mensuração no mesmo sistema acima descrito com objetiva de 8X (multiplicação por 10), obtendo-se também os resultados em μm .

- Quanto à largura das desadaptações:
 - a medida da largura destas desadaptações foi realizada como descrito, também com a objetiva de 8X ;

- foi estabelecido que a largura da desadaptação era realizada na sua porção central, quando inferior a 100µm;
- quando a desadaptação excedia 100µm, a medição da largura era a média de três medidas, nas duas extremidades e na porção central.

A porcentagem da desadaptação foi calculada em regra de 3, onde o comprimento da parede axial do preparo obtinha o valor 100% e a extensão de desadaptação era a incógnita, portanto, em porcentagem. A medida final da desadaptação em cada dente foi obtida pela média entre os segmentos A e B.

Os dados obtidos foram submetidos ao Teste de Kruskal-Wallis, seguido das Comparações Múltiplas pelo Teste de Dunn. Para a comparação entre os grupos, com ausência ou presença do sistema restaurador adesivo, foi utilizado o Teste de Mann-Whitney. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de 5%.

A seguir, foram obtidas fotomicrografias (Fig. 7 a 17) a partir de microscópio eletrônico de varredura (JEOL-JSM T220 A Scanning Microscope, Japão), com aumentos de 35 e 500 vezes. Nestas fotomicrografias pôde-se verificar a desadaptação total, parcial ou ausente do agente de proteção à dentina, na presença ou ausência do sistema restaurador adesivo.

FIGURA 4.7 – Fotomicrografia do cimento de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II (DY) inserido em cavidade dentinária (D). Resina epóxica (RE). Notar a irregularidade da superfície do material

FIGURA 4.8 – Cavidade preenchida com o cimento de ionômero de vidro Ketac-Bond (KB). Dentina (D) pré-tratada com ác. poliacrílico. Observar a presença de fendas estreitas (entre setas) ao longo da parede de fundo. Resina epóxica (RE). 35X

FIGURA 4.9 – Fotomicrografia da cavidade pré-tratada com ácido poliacrílico preenchida com Vitrebond (V). Notar a excelente adaptação (entre setas) do agente de proteção à dentina (D). Resina epóxica (RE). 35X

FIGURA 4.10 - Cavidade condicionada com ácido fosfórico e preenchida com agente de proteção fotoativado Prisma VLC Dycal (VLC) e sistema restaurador adesivo (SRA). Notar a presença de fendas na interface. 35X

FIGURA 4.11 – Fendas (setas) estão presentes na interface dentina (D) agente de proteção Prisma VLC Dycal (VLC), com limpeza prévia com ácido fosfórico. Resina epóxica (RE). 35X

FIGURA 4.12 – Cavidade preenchida com cimento de hidróxido de cálcio ativado pela luz visível Ultra-Blend® plus (UB), com utilização prévia de jatos de ar/água. Notar a boa adaptação do material protetor à dentina (D), entre setas. Resina Epóxica (RE). 35X

FIGURA 4.13 –Fotomicrografia aproximada (500X) da interface dentina (D), pré-tratada com jatos de ar/água e restaurado com Vitrebond (V) seguido de sistema restaurador adesivo. Notar a excelente adaptação entre o agente de proteção e a dentina

FIGURA 4.14 - Visualização aproximada da adaptação à dentina (D), previamente tratada com ácido fosfórico e preenchida com Ultra-Bond® plus (UB), seguida de sistema restaurador adesivo. Notar a moldagem de microfendas (F). 500X

FIGURA 4.15 – Moldagem que mostra a presença de microfenda contínua (F) na interface da dentina (D), previamente condicionada com ácido poliacrílico e preenchida com Prisma VLC Dycal (VLC). 500X

FIGURA 4.16 – Fotomicrografia aproximada (500X) da interface dentina (D) e cimento de ionômero de vidro de reação química Ketac-Bond (KB) e sistema restaurador adesivo. Notar a boa adaptação do material à dentina e a visualização da fratura coesiva (FC) no agente de proteção

FIGURA 4. 17 –Imagem aproximada da adaptação satisfatória do cimento de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II (DY) à dentina (D). 500X

5 *RESULTADOS*

5 RESULTADOS

5.1 Da primeira condição experimental: adaptação dos agente de proteção à dentina tratada, na ausência de sistema restaurador adesivo

Os valores individuais para esta condição experimental encontram-se no Capítulo Anexo de A a J. As Tabelas de A a J discriminam o número do corpo-de-prova, em secção A e B, valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm . A Tabela 5.1 resume os resultados expressos nos Anexos de A a J, demonstrando a média, mediana e desvio-padrão por grupo em função da extensão e largura da desadaptação, em cavidades tipo classe V em dentina, preenchidos com agentes protetores, levando-se em consideração os diferentes pré-tratamentos dentinários, na ausência de sistema restaurador adesivo.

TABELA 5.1 – Médias, medianas e desvios-padrão por grupo, da extensão e largura das fendas em dentina de agentes de proteção, em função dos tratamentos dentinários na ausência de sist. rest. ades.

<i>Tratamento dentinário/Agentes de proteção</i>						
<i>Grupos</i>	<i>Extensão da fenda (%)</i>			<i>Largura da fenda (μm)</i>		
	$\bar{x}$	md	dp	$\bar{x}$	md	dp
1	16,3	2,5	20,6	2,3	1,5	2,8
2	9,7	10,0	6,0	3,2	3,5	1,9
3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	61,0	63,0	34,4	7,4	5,0	4,8
6	75,2	79,0	21,8	7,0	8,0	2,4
7	58,4	58,5	30,8	9,1	9,0	5,1
8	6,9	2,5	9,0	2,8	3,0	2,1
9	42,2	46,5	26,2	7,5	8,0	3,1
10	4,8	0,0	8,1	1,1	0,0	1,9
Grupo 1	jato de ar/água + cim. de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II					
Grupo 2	ác. poliacrílico a 25% + cim. de ionômero de vidro Ketac Bond					
Grupo 3	jato de ar/água + cim. de ionômero de vidro Vitrebond					
Grupo 4	ác. poliacrílico a 25% + cimento de ionômero de vidro Vitrebond					
Grupo 5	jato de ar/água + cim. fotoativado resinoso Prisma VLC Dycal					
Grupo 6	ác. poliacrílico a 25% + cim. fotoativado resinoso Prisma VLC Dycal					
Grupo 7	ác. fosfórico a 37% + cim. fotoativado resinoso Prisma VLC Dycal					
Grupo 8	jato de ar/água + cim. fotoativado resinoso Ultra-Blend® plus					
Grupo 9	ác. poliacrílico a 25% + cim. fotoativado resinoso Ultra-Blend® plus					
Grupo 10	ác. fosfórico a 37% + cim. fotoativado resinoso Ultra-Blend® plus					

Os valores individuais referentes à Tabela 5.1 foram submetidos ao teste de Kruskall Wallis demonstrando existir diferença estatisticamente significativa tanto para extensão ($H=73,45$; $p<0,001$) tanto para largura de desadaptação ($H=67,81$; $p<0,001$).

A fim de apontar quais dos grupos foram estatisticamente significantes foi aplicado o Teste de Dunn tanto para extensão como para largura de desadaptação como mostra a Tabela 5.2.

TABELA 5.2 - Comparações Múltiplas pelo Método de Dunn da extensão em % e largura em μm da desadaptação entre os grupos 1 a 10

<i>Desadaptação na ausência de Sist. Rest. Ades.</i>	
<i>Extensão (%)</i>	<i>Largura (μm)</i>
G1 (16,3) vs G2 (9,7) ns	G1 (2,3) vs G2 (3,2) ns
G1 (16,3) vs G3 (0,0) ns	G1 (2,3) vs G3 (0,0) ns
G1 (16,3) vs G4 (0,0) ns	G1 (2,3) vs G4 (0,0) ns
G1 (16,3) vs G5 (61,0) ns	G1 (2,3) vs G5 (7,4) ns
G1 (16,3) vs G6 (75,2) *	G1 (2,3) vs G6 (7,0) ns
G1 (16,3) vs G7 (58,4) ns	G1 (2,3) vs G7 (9,1) ns
G1 (16,3) vs G8 (6,9) ns	G1 (2,3) vs G8 (2,8) ns
G1 (16,3) vs G9 (42,2) ns	G1 (2,3) vs G9 (7,5) ns
G1 (16,3) vs G10 (4,8) ns	G1 (2,3) vs G10 (1,1) ns
G2 (9,7) vs G3 (0,0) ns	G2 (3,2) vs G3 (0,0) ns
G2 (9,7) vs G4 (0,0) ns	G2 (3,2) vs G4 (0,0) ns
G2 (9,7) vs G5 (61,0) ns	G2 (3,2) vs G5 (7,4) ns
G2 (9,7) vs G6 (75,2) ns	G2 (3,2) vs G6 (7,0) ns
G2 (9,7) vs G7 (58,4) ns	G2 (3,2) vs G7 (9,1) ns
G2 (9,7) vs G8 (6,9) ns	G2 (3,2) vs G8 (2,8) ns
G2 (9,7) vs G9 (42,2) ns	G2 (3,2) vs G9 (7,5) ns
G2 (9,7) vs G10 (4,8) ns	G2 (3,2) vs G10 (1,1) ns
G3 (0,0) vs G4 (0,0) ns	G3 (0,0) vs G4 (0,0) ns
G3 (0,0) vs G5 (61,0) *	G3 (0,0) vs G5 (7,4) *
G3 (0,0) vs G6 (75,2) *	G3 (0,0) vs G6 (7,0) *
G3 (0,0) vs G7 (58,4) *	G3 (0,0) vs G7 (9,1) *
G3 (0,0) vs G8 (6,9) ns	G3 (0,0) vs G8 (2,8) ns
G3 (0,0) vs G9 (42,2) *	G3 (0,0) vs G9 (7,5) *
G3 (0,0) vs G10 (4,8) ns	G3 (0,0) vs G10 (1,1) ns
G4 (0,0) vs G5 (61,0) *	G4 (0,0) vs G5 (7,4) *
G4 (0,0) vs G6 (75,2) *	G4 (0,0) vs G6 (7,0) *
G4 (0,0) vs G7 (58,4) *	G4 (0,0) vs G7 (9,1) *
G4 (0,0) vs G8 (6,9) ns	G4 (0,0) vs G8 (2,8) ns
G4 (0,0) vs G9 (42,2) *	G4 (0,0) vs G9 (7,5) *
G4 (0,0) vs G10 (4,8) ns	G4 (0,0) vs G10 (1,1) ns
G5 (61,0) vs G6 (75,2) ns	G5 (7,4) vs G6 (7,0) ns
G5 (61,0) vs G7 (58,4) ns	G5 (7,4) vs G7 (9,1) ns
G5 (61,0) vs G8 (6,9) ns	G5 (7,4) vs G8 (2,8) ns
G5 (61,0) vs G9 (42,2) ns	G5 (7,4) vs G9 (7,5) ns
G5 (61,0) vs G10 (4,8) *	G5 (7,4) vs G10 (1,1) *
G6 (75,2) vs G7 (58,4) ns	G6 (7,0) vs G7 (9,1) ns
G6 (75,2) vs G8 (6,9) *	G6 (7,0) vs G8 (2,8) ns
G6 (75,2) vs G9 (42,2) ns	G6 (7,0) vs G9 (7,5) ns
G6 (75,2) vs G10 (4,8) *	G6 (7,0) vs G10 (1,1) *
G7 (58,4) vs G8 (6,9) ns	G7 (9,1) vs G8 (2,8) ns
G7 (58,4) vs G9 (42,2) ns	G7 (9,1) vs G9 (7,5) ns
G7 (58,4) vs G10 (4,8) *	G7 (9,1) vs G10 (1,1) *
G8 (6,9) vs G9 (42,2) ns	G8 (2,8) vs G9 (7,5) ns
G8 (6,9) vs G10 (4,8) *	G8 (2,8) vs G10 (1,1) ns
G9 (42,2) vs G10 (4,8) *	G9 (7,5) vs G10 (1,1) *

* - diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

ns - diferença estatisticamente não significativa

Observando a Tabela 5.2, houveram casos em que numericamente, os valores de desadaptação em extensão e largura estiveram muito altos, porém, muitas vezes não houve diferença estatisticamente significativa, devido a grande variabilidade de resultados dentro do grupo, traduzido pelo alto desvio-padrão.

5.2 Da segunda condição experimental: adaptação dos agentes de proteção à dentina pré-tratada, na presença de sistema restaurador adesivo

A segunda parte deste trabalho, verificou a influencia da restauração de resina composta luz ativada na adaptação à dentina dos agentes de proteção. Os valores individuais para esta condição experimental encontram-se no Capítulo Anexo de K a T. As Tabelas de K a T discriminam o número do corpo-de-prova, em secção A e B, valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

A Tabela 5.3 resume os resultados expressos nos Anexos de K a T, demonstrando a média, mediana e desvio-padrão por grupo em função da extensão e largura da desadaptação, em cavidades de classe V em dentina, preenchidos com agentes protetores, levando-se em consideração os diferentes pré-tratamentos dentinários, na presença de sistema restaurador adesivo.

TABELA 5.3 – Médias, medianas e desvios-padrão por grupo, da extensão e largura das fendas em dentina de agentes de proteção, em função dos tratamentos dentinários na presença de sist. rest. ades.

<i>Preparo em dentina e esmalte/limpeza e agente protetor /restauração</i>						
<i>Grupos</i>	<i>Extensão da fenda (%)</i>			<i>Largura da fenda (µm)</i>		
	$\bar{x}$	md	dp	$\bar{x}$	md	dp
11	71,5	70,0	16,0	12,0	11,0	4,2
12	17,2	16,0	11,9	4,7	5,0	2,1
13	0,6	0,0	1,9	0,5	0,0	1,6
14	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
15	87,6	97,0	20,2	82,5	47,5	69,0
16	91,1	92,0	9,6	42,5	50,0	19,0
17	90,3	93,0	10,3	33,3	32,5	15,4
18	22,9	15,0	26,0	7,6	6,5	7,1
19	69,8	67,0	19,7	14,5	13,5	7,9
20	55,9	62,0	23,0	16,9	11,5	12,4
Grupo 11	Grupo 1 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 12	Grupo 2 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 13	Grupo 3 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 14	Grupo 4 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 15	Grupo 5 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 16	Grupo 6 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 17	Grupo 7 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 18	Grupo 8 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 19	Grupo 9 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					
Grupo 20	Grupo 10 + H ₃ PO ₄ a 37% + Primer & Bond 2.1 + TPH Spectrum					

É possível notar pela Tabela 5.3 que com a inserção dos sistema restaurador adesivo houve um aumento notável da extensão e largura da desadaptação dos materiais protetores à dentina tratada.

Os dados obtidos dos grupos 11 a 20, discriminados no Capítulo Anexo de K a T, onde o preparo foi preenchido por agente de proteção e restaurado com sistema restaurador adesivo, foram submetidos ao Teste do Kruskal - Wallis. A diferença entre os grupos de 11 a 20 foi estatisticamente significativa tanto para extensão de desadaptação ($H = 80,14$; $p < 0,001$) como para largura de desadaptação ($H = 81,86$; $p < 0,001$).

Na comparação entre os grupos foi realizado o Teste de Dunn para Comparações Múltiplas tanto para a extensão de desadaptação como para largura de desadaptação (Tabela 5.4).

TABELA 5.4 - Comparações Múltiplas pelo Método de Dunn para extensão em % e largura em μm de desadaptação entre os grupos de 11 a 20

<i>Desadaptação na presença de Sist. Rest. Ades.</i>	
<i>Extensão (%)</i>	<i>Largura (μm)</i>
G11 (71,5) vs G12 (17,2) ns	G11 (12,0) vs G12 (4,7) ns
G11 (71,5) vs G13 (0,6) *	G11 (12,0) vs G13 (0,5) ns
G11 (71,5) vs G14 (0,0) *	G11 (12,0) vs G14 (0,0) ns
G11 (71,5) vs G15 (87,6) ns	G11 (12,0) vs G15 (82,5) ns
G11 (71,5) vs G16 (91,1) ns	G11 (12,0) vs G16 (42,5) ns
G11 (71,5) vs G17 (90,3) ns	G11 (12,0) vs G17 (33,3) ns
G11 (71,5) vs G18 (22,9) ns	G11 (12,0) vs G18 (7,6) ns
G11 (71,5) vs G19 (69,8) ns	G11 (12,0) vs G19 (14,5) ns
G11 (71,5) vs G20 (55,9) ns	G11 (12,0) vs G20 (16,9) ns
G12 (17,2) vs G13 (0,6) ns	G12 (4,7) vs G13 (0,5) ns
G12 (17,2) vs G14 (0,0) ns	G12 (4,7) vs G14 (0,0) ns
G12 (17,2) vs G15 (87,6) *	G12 (4,7) vs G15 (82,5) *
G12 (17,2) vs G16 (91,1) *	G12 (4,7) vs G16 (42,5) *
G12 (17,2) vs G17 (90,3) *	G12 (4,7) vs G17 (33,3) *
G12 (17,2) vs G18 (22,9) ns	G12 (4,7) vs G18 (7,6) ns
G12 (17,2) vs G19 (69,8) ns	G12 (4,7) vs G19 (14,5) ns
G12 (17,2) vs G20 (55,9) ns	G12 (4,7) vs G20 (16,9) ns
G13 (0,6) vs G14 (0,0) ns	G13 (0,5) vs G14 (0,0) ns
G13 (0,6) vs G15 (87,6) *	G13 (0,5) vs G15 (82,5) *
G13 (0,6) vs G16 (91,1) *	G13 (0,5) vs G16 (42,5) *
G13 (0,6) vs G17 (90,3) *	G13 (0,5) vs G17 (33,3) *
G13 (0,6) vs G18 (22,9) ns	G13 (0,5) vs G18 (7,6) ns
G13 (0,6) vs G19 (69,8) *	G13 (0,5) vs G19 (14,5) *
G13 (0,6) vs G20 (55,9) ns	G13 (0,5) vs G20 (16,9) *
G14 (0,0) vs G15 (87,6) *	G14 (0,0) vs G15 (82,5) *
G14 (0,0) vs G16 (91,1) *	G14 (0,0) vs G16 (42,5) *
G14 (0,0) vs G17 (90,3) *	G14 (0,0) vs G17 (33,3) *
G14 (0,0) vs G18 (22,9) ns	G14 (0,0) vs G18 (7,6) ns
G14 (0,0) vs G19 (69,8) *	G14 (0,0) vs G19 (14,5) *
G14 (0,0) vs G20 (55,9) ns	G14 (0,0) vs G20 (16,9) *
G15 (87,6) vs G16 (91,1) ns	G15 (82,5) vs G16 (42,5) ns
G15 (87,6) vs G17 (90,3) ns	G15 (82,5) vs G17 (33,3) ns
G15 (87,6) vs G18 (22,9) *	G15 (82,5) vs G18 (7,6) *
G15 (87,6) vs G19 (69,8) ns	G15 (82,5) vs G19 (14,5) ns
G15 (87,6) vs G20 (55,9) ns	G15 (82,5) vs G20 (16,9) ns
G16 (91,1) vs G17 (90,3) ns	G16 (42,5) vs G17 (33,3) ns
G16 (91,1) vs G18 (22,9) *	G16 (42,5) vs G18 (7,6) *
G16 (91,1) vs G19 (69,8) ns	G16 (42,5) vs G19 (14,5) ns
G16 (91,1) vs G20 (55,9) ns	G16 (42,5) vs G20 (16,9) ns
G17 (90,3) vs G18 (22,9) *	G17 (33,3) vs G18 (7,6) ns
G17 (90,3) vs G19 (69,8) ns	G17 (33,3) vs G19 (14,5) ns
G17 (90,3) vs G20 (55,9) ns	G17 (33,3) vs G20 (16,9) ns
G18 (22,9) vs G19 (69,8) ns	G18 (7,6) vs G19 (14,5) ns
G18 (22,9) vs G20 (55,9) ns	G18 (7,6) vs G20 (16,9) ns
G19 (69,8) vs G20 (55,9) ns	G19 (14,5) vs G20 (16,9) ns

* - diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

ns - diferença estatisticamente não significativa

Para verificar se houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos sem e com a presença do sistema restaurador adesivo, foi utilizado o Teste de Mann - Whitney, para comparações entre extensão e largura da fenda (Tabela 5.5) entre o grupo sem e com a presença do sistema restaurador adesivo.

TABELA 5.5 - Teste de Mann - Whitney para comparação entre extensão e largura da desadaptação entre o grupo sem e com a presença de sistema restaurador adesivo

<i>Comparações das desadaptações com e sem a presença de Sist. Rest. Ades.</i>					
<i>Extensão (%)</i>		<i>p</i>	<i>Largura (μm)</i>		<i>p</i>
G1 (16,3)	vs G11 (71,5)	0,0003 *	G1 (2,3)	vs G11 (12,0)	0,0002 *
G2 (9,7)	vs G12 (17,2)	0,7054 ns	G2 (3,2)	vs G12 (4,7)	0,7054 ns
G3 (0,0)	vs G13 (0,6)	1,0000 ns	G3 (0,0)	vs G13 (0,5)	1,0000 ns
G4 (0,0)	vs G14 (0,0)	0,1858 ns	G4 (0,0)	vs G14 (0,0)	0,0821 ns
G5 (61,0)	vs G15 (87,6)	0,0539 ns	G5 (7,4)	vs G15 (82,5)	0,0001 *
G6 (75,2)	vs G16 (91,1)	0,0539 ns	G6 (7,0)	vs G16 (42,5)	0,0002 *
G7 (58,4)	vs G17 (90,3)	0,0101 *	G7 (9,1)	vs G17 (33,3)	0,0002 *
G8 (6,9)	vs G18 (22,9)	0,1736 ns	G8 (2,8)	vs G18 (7,6)	0,1041 ns
G9 (42,2)	vs G19 (69,8)	0,0312 *	G9 (7,5)	vs G19 (14,5)	0,0343 *
G10 (4,8)	vs G20 (55,9)	0,0001 *	G10 (1,1)	vs G20 (16,9)	0,0001 *

* - diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

ns - diferença estatisticamente não significativa

A Tabela 5.5 e as Figuras 5.1 e 5.2 mostram claramente que o comportamento dos agentes de proteção foram influenciados pelo sistema restaurador adesivo.

FIGURA 5.1 - Média referente a extensão das fendas interfaciais em dentina, em função da presença ou não do sistema restaurador adesivo

FIGURA 5.2 - Média referente a largura das fendas interfaciais em dentina, em função da presença ou não do sistema restaurador adesivo

6 *DISCUSSÃO*

6 DISCUSSÃO

6.1 Da metodologia adotada

A realização dos experimentos preliminares baseou-se na metodologia e resultados de pesquisas publicadas por inúmeros autores^{7,15,20,21,22,30,40,42,45,52,68,82,88,120} constantes na literatura especializada.

Os resultados da presente investigação são representativos de materiais e técnicas de limpeza e exibem a adaptação interfacial dos agentes forradores e ou protetores na parede de fundo de uma cavidade, no caso a parede axial de uma classe tipo V localizada em dentina. Segundo alguns autores^{18,63,96} a adesão ou adaptação interfacial pode ser definida como o estado no qual duas superfícies se mantêm unidas por forças interfaciais como forças químicas ou mecânicas, ou ambas. Por outro lado, um material adesivo é definido como uma substância capaz de manter unidos diferentes substratos por meio de uma superfície de fixação. Atualmente, para realizar o procedimento restaurador adesivo tem-se aplicado à dentina o condicionamento com ácido fosfórico. Esse ácido é capaz de desmineralizar até uma profundidade de $10\mu\text{m}$ ¹⁶. Porém, muitas vezes ocorre uma discrepância entre a extensão de desmineralização e a extensão de infiltração dos monômeros resinosos. Assim, a camada híbrida pode apresentar regiões onde os espaços interfibrilares remanesçam preenchidos com água ao invés de monômeros resinosos, e essa região se apresentará porosa e deficiente sob o aspecto de retenção e selamento. Quando essa região deficiente estiver próxima da margem cavo-superficial, fluidos bucais poderão se infiltrar por estas porosidades causando a degradação hidrolítica das fibras colágenas não envolvidas no processo adesivo¹⁶. É fato comprovado que o uso de um sistema

adesivo, mesmo de última geração, pode diminuir mas não impedir totalmente a micro-infiltração marginal na região de cimento ou dentina.

Presume-se que para eliminar a micro-infiltração na interface cervical adesivo/cimento/dentina de cavidades de classe II, onde não existe esmalte, seria imprescindível uma união química entre o agente de união ou proteção à estrutura dentária para que se pudesse aproximar de um vedamento hermético ou perfeito e não o que se alcançou até os dias atuais, uma ligação micromecânica.

A avaliação desse tipo de adesão tem sido realizada indireta e qualitativamente nas restaurações de classe II por meio de ensaios de micro-infiltração^{26,103} ou diretamente para medir a dimensão da interface dos agentes forradores “adesivos” e ou protetores (cimento de ionômero de vidro, produtos à base de hidróxido de cálcio, adesivos dentinários)^{1,15,20,25,95,112,123} ou a resistência adesiva através de ensaios mecânicos (cisalhamento ou tração)^{19,21,22,25,50,52,55,70,72,88,91} ou apenas observações a partir das fotomicrografias^{21,40,42,52,68,82,109,115,120}. O mesmo raciocínio de adesão se aplica nas restaurações de classe V com maiores implicações ou agravantes porque na maioria das lesões de classe V não existe esmalte cervical, especialmente nas provocadas por abfração, abrasão e erosão que sobrepujam as lesões de cárie.

A primeira dificuldade encontrada foi definir qual tipo de dente humano extraído deveria ser utilizado: caninos, pré molares ou molares. A menor dificuldade de se encontrar dentes pré-molares extraídos por finalidade ortodôntica foi decisiva na opção por estes dentes.

A característica e o tipo de cavidade testados variam de acordo com os autores, assim como os dentes, pois não há consenso ou protocolo padronizado para o que se propôs realizar. Optou-se pela cavidade tipo classe V pois esta teria uma área de superfície dentinária maior comparando-se com a extensão da parede gengival, além da vantagem de se aproveitar a face vestibular e lingual para o preparo das cavidades, diminuindo o número de dentes necessário para o experimento, além de representar com maior significância aquilo que se buscava pesquisar, ou seja, a adaptação de agente de proteção à dentina.

A segunda dificuldade foi estabelecer a forma geométrica da superfície dentinária que receberia o agente protetor, por meio de um desgaste plano que exporia a dentina ou uma cavidade convencional. Durante os ensaios preliminares verificou-se que os agentes protetores selecionados não se mantinham aderidos a superfície dentinária plana, qualquer que fosse o tratamento aplicado à dentina antes da sua inserção. O agente era mantido por alguns minutos por uma fita adesiva que permitia controlar a espessura do agente protetor, mas que ele se deslocava com a simples remoção da fita adesiva. Esse deslocamento por falta de adesão impediria as fases subsequentes do experimento. Por isso, optou-se pela cavidade convencional a qual mantinha o agente de proteção confinado e em posição. O presente trabalho foi continuação de uma avaliação da resistência ao “punch test” de agentes protetores. Neste teste, os agentes de proteção eram inseridos em anéis que possuíam uma espessura de 0,8mm. Para uma co-relação futura decidiu-se que as cavidades tipo classe V do presente trabalho tivessem a mesma profundidade em dentina. A cavidade convencional e a inclusão dos dentes restaurados em resina epóxica permitiram o seccionamento longitudinal do corpo-de-prova, sem separar ou perder os substratos. Após o seccionamento longitudinal da coroa, no sentido vestibulo-lingual, essa hemi-coroa foi planificada sob irrigação com água corrente. Os resíduos causados pelo corte e planificação foram removidos pela limpeza rápida com solução de ácido fosfórico a 10% por 10s. O emprego dessa solução foi baseado no estudo de DE GOES et al.²⁷ onde encontraram que a solução ácida não deixava resíduos de sílica, constituinte do espessante dos ácidos na consistência gel, sobre a superfície condicionada, após a lavagem abundante. Nos grupos 1 e 11 não se empregou esse tratamento sobre superfície seccionada pois observou-se que este rápido condicionamento deixou a superfície do cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado muito irregular, podendo causar algum tipo de alteração nos resultados.

O maior impasse surgiu no estabelecimento da metodologia para avaliar a adaptação à dentina do material protetor. Muitos trabalhos avaliaram esta interface por meio do M.E.V., porém é sabido que o processo de preparo dos espécimes para esse tipo de análise leva à desidratação e, conseqüentemente, à diminuição do volume da

estrutura, podendo as fendas marginais serem resultado de artefato de técnica⁴⁸. Um dos processos de desidratação mais confiáveis é a desidratação até o ponto crítico⁴⁸, porém CARVALHO et al.¹⁸ encontraram que esse processo também causou uma alteração, embora mínima, nas dimensões da dentina desmineralizada. De acordo com a revisão de literatura foi possível encontrar vários trabalhos que optaram pela avaliação das interfaces em M.E.V. utilizando réplicas de resina epóxica^{26,29,33,41,52,55,68,82,115} ou diretamente pela moldagem, réplicas em negativo^{21,42,48,113}. A moldagem, com materiais à base de polivinilsiloxana foi o de eleição para confeccionar a réplica em negativo devido a mínima alteração dimensional, sendo este mais preciso do mercado, com excelente resistência ao rasgamento¹¹⁴, sendo capaz de reproduzir de forma exata a relação entre o material odontológico e a estrutura dentária, quando esta ainda se encontra hidratada^{42,113}. Outra dúvida seria se estas moldagens poderiam ser avaliadas em M.E.V. utilizando uma grande aproximação. VOSSSEN et al.¹¹⁸ provaram ser esta avaliação possível em réplicas em negativo. A medição da interface poderia ser realizada a partir de fotomicrografias, porém em razão do custo e emprego desnecessário de uma técnica sofisticada, optamos por utilizar a microscopia ótica de reflexão (Fotomicroscópio ótico, Carl Zeiss) com réplicas em negativo. Constatou-se, durante os ensaios preliminares, que a iluminação em campo escuro possibilitou uma ótima visualização da interface na réplica em negativo, além de permitir a leitura e medição bastante acurada.

Em seguida, elaboraram-se os critérios que seriam utilizados para permitir a medição da extensão e largura das desadaptações de forma criteriosa e segura⁷⁹. Isso exigiu um total de 1200 leituras, constantes nas tabelas do Capítulo Anexos.

5.2 Dos resultados

A tabela 6.1, união da Tabela 5.1 e 5.3, permite uma visão geral dos resultados encontrados no presente trabalho.

TABELA 6.1 – Médias, medianas e desvios-padrão por grupo, da extensão (em %) e largura (em μm) das desadaptações em dentina de agentes protetores, na presença ou não de sistema restaurador adesivo (Primer & Bond 2.1 e TPH Spectrum), em função dos tratamentos de limpeza

Preparo em dentina / limpeza e agentes protetores							Preparo em dentina e esmalte/ limpeza e agente protetor / restauração						
Grupos	Extensão da fenda (em %)			Largura da fenda (em μm)			Grupos	Extensão da fenda (em %)			Largura da fenda (em μm)		
	$\bar{x}$	md	dp	$\bar{x}$	md	dp		$\bar{x}$	md	dp	$\bar{x}$	md	dp
1	16,3	2,5	20,6	2,3	1,5	2,8	11	71,5	70,0	16,0	12,0	11,0	4,2
2	9,7	10,0	6,0	3,2	3,5	1,9	12	17,2	16,0	11,9	4,7	5,0	2,1
3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	13	0,6	0,0	1,9	0,5	0,0	1,6
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	14	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	61,0	63,0	34,4	7,4	5,0	4,8	15	87,6	97,0	20,2	82,5	47,5	69,0
6	75,2	79,0	21,8	7,0	8,0	2,4	16	91,1	92,0	9,6	42,5	50,0	19,0
7	58,4	58,5	30,8	9,1	9,0	5,1	17	90,3	93,0	10,3	33,3	32,5	15,4
8	6,9	2,5	9,0	2,8	3,0	2,1	18	22,9	15,0	26,0	7,6	6,5	7,1
9	42,2	46,5	26,2	7,5	8,0	3,1	19	69,8	67,0	19,7	14,5	13,5	7,9
10	4,8	0,0	8,1	1,1	0,0	1,9	20	55,9	62,0	23,0	16,9	11,5	12,4

Grupo 1 jato de ar/água + cim. de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II
 Grupo 2 ác. poliacrílico a 25% + cim. de ionômero de vidro Ketac Bond
 Grupo 3 jato de ar/água + cim. de ionômero de vidro Vitrebond
 Grupo 4 ác. poliacrílico a 25% + cimento de ionômero de vidro Vitrebond
 Grupo 5 jato de ar/água + cim. fotoativado resinoso Prisma VLC Dycal
 Grupo 6 ác. poliacrílico a 25% + cim. fotoativado resinoso Prisma VLC Dycal
 Grupo 7 ác. fosfórico a 37% + cim. fotoativado resinoso Prisma VLC Dycal
 Grupo 8 jato de ar/água + cim. fotoativado resinoso UltraBlend® plus
 Grupo 9 ác. poliacrílico a 25% + cim. fotoativado resinoso UltraBlend® plus
 Grupo 10 ác. fosfórico a 37% + cim. fotoativado resinoso UltraBlend® plus

Grupo 11 Grupo 1 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 12 Grupo 2 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 13 Grupo 3 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 14 Grupo 4 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 15 Grupo 5 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 16 Grupo 6 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 17 Grupo 7 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 18 Grupo 8 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 19 Grupo 9 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum
 Grupo 20 Grupo 10 + H_3PO_4 a 37% + Prime & Bond 2.1 + TPH Spectrum

Numa análise geral da Tabela 6.1, união da Tabela 5.1 e 5.3, observa-se haver variabilidade entre os resultados obtidos dentro de um mesmo grupo, expressando que vários fatores deveriam ter interferido na adesão ou adaptação de cada agente de proteção à superfície dentinária. O alto desvio-padrão observado em cada grupo também foi encontrado em alguns trabalhos^{25,26,51}. Poucos foram os trabalhos que se preocuparam em quantificar e avaliar estatisticamente os resultados^{15,72,82}. Entretanto, houve observações baseadas em fotomicrografias^{21,26,40,41,42,52,68,115,120}. NAKABAYASHI; PASHLEY⁷⁷ citaram que altos desvios-padrões com valores de 30 a 40% dos valores das médias nas análises da adesividade destas interfaces, como encontrado no presente trabalho, são comumente encontrados. Grandes áreas de adesão possibilitam a inclusão de diversas variáveis como: variação regional de dentina, inclusão de bolhas e efeito de estresse da contração de polimerização, especialmente quando feito em bloco único, como foi o caso da inserção dos agentes de proteção no presente trabalho. Concordando com estes autores SÖDERHOLM¹⁰⁴ concluiu que o condicionamento ácido de uma superfície heterogênea como a dentina resultou em alteração química e morfológica. Assim sendo era esperado uma grande variação nos resultados de adesividade.

O substrato dentina possui grandes obstáculos que devem ser transpostos para uma efetiva união adesiva. Ela é heterogênea, com túbulos dentinários que variam em diâmetro e em número, a depender da profundidade da cavidade; por esses túbulos movimentam-se o fluido dentinário, com alto conteúdo de água, que pode ser muito ou pouco na dependência da profundidade^{41,77,104}. A alta umidade dentinária decorrente da permeabilidade dentinária, segundo PASHLEY; CARVALHO⁸⁴ e SÖDERHOLM¹⁰⁴ pode ser a causa da deficiência de adesão de alguns sistemas adesivos à dentina e, como visto por aqui, pelos materiais protetores que tenham na sua composição a presença de monômeros. O material adesivo para alcançar um contato íntimo com esse substrato deverá ser hidrofílico, ter baixa viscosidade e capaz de competir com a água de forma a atravessar a “smear layer” e penetrar nos túbulos dentinários e nas porosidades da dentina peritubular, reagindo com os componentes orgânicos (colágeno) e inorgânica (cálcio, fosfato e hidroxiapatita).

Observou-se também na Tabela 6.1 uma falta de co-relação entre a extensão e a largura da desadaptação. O fato de haver uma grande extensão de desadaptação não necessariamente implica numa largura compatível. A magnitude de adaptação dos agentes protetores foi influenciada pela interação material/substrato/contração de polimerização desses agentes.

Como anteriormente citado, em algumas situações clínicas, observou-se, ao utilizar agentes protetores resinosos, que era freqüente o seu deslocamento quando um instrumento inadvertidamente o tocava antes da inserção do material restaurador. Assim surgiu a idéia deste trabalho, onde seria avaliado o comportamento de alguns materiais protetores à dentina pré-tratada ou não. Os tratamentos dentinários propostos neste trabalho não foram incluídos como condição experimental para todos os agentes protetores avaliados pelas diferenças entre eles, haja vista que o cimento de hidróxido de cálcio é sabidamente não adesivo⁹⁵ e o ácido poliacrílico o mais indicado para o tratamento prévio à inserção do c.i.v.^{74,78,94,124}. Durante a realização da parte experimental observou-se que após o condicionamento com os ácidos poliacrílico e fosfórico houve uma certa dificuldade em acomodar o agente protetor resinoso à base de hidróxido de cálcio à superfície tratada. Assim foi necessário friccionar o material protetor fotopolimerizável com o auxílio do insersor de hidróxido de cálcio para permitir uma melhor acomodação do material.

Para explicar este fato é necessário primeiramente fazer algumas considerações sobre as substâncias utilizadas para o pré-tratamento dentinário e as modificações provocadas na superfície. Foram três as substâncias: jatos de ar/água por 5s, ácido poliacrílico a 25% por 10s e ácido fosfórico a 37% por 15s.

A limpeza dentinária tem o intuito de remover superficialmente ou profundamente, a camada de detritos ou “smear layer”, que são microfragmentos deixados sobre a dentina durante o preparo cavitário⁷¹, na dependência da substância utilizada para limpeza. O procedimento de limpeza, jato de ar/água não foi capaz de remover a camada agregada presente sobre a dentina^{29,35,60,64,121}, porém quando se utilizou o procedimento de esfregaço, pôde-se observar a remoção apenas da sua porção superficial¹²¹. Esta “smear layer” está aderida³² por forças desconhecidas¹⁶,

possuindo uma resistência à tração de 5MPa¹⁶. Como esse procedimento de limpeza não altera a morfologia da superfície, não alterou, portanto, a energia livre de superfície.

O segundo tratamento realizado sobre a superfície dentinária foi o condicionamento com o ácido poliacrílico 10%, considerado um ácido fraco⁷¹, porém capaz de dissolver a “smear layer” sem desobliterar as embocaduras dos túbulos dentinários⁷⁸. Esse ácido age penetrando na dentina e os íons hidrogênio deslocam os íons cálcio e fosfato para a superfície^{73, 74, 78}, regularizando e alisando a superfície dentinária^{4,73,102,124} chegando a remover as marcas dos instrumentos operatórios e sendo capaz de formar pontes de hidrogênio com a superfície dentinária¹²⁴. Segundo MOUNT^{73,74} o ácido poliacrílico foi capaz de diminuir a energia livre da superfície dentinária⁷⁸.

O terceiro e último tratamento de limpeza dentinária utilizado no presente trabalho foi o condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15s. Esse ácido foi capaz de remover totalmente a “smear layer”, desobliterar e alargar as embocaduras dos túbulos dentinários e desmineralizar a dentina superficial, em torno de 3 a 8 μm , com a remoção do cálcio e fosfato^{2,31}. Este procedimento, também foi capaz de reduzir a energia livre de superfície dentinária^{8,16,32}.

Essa energia livre de superfície está relacionada com a concentração de forças da superfície de um sólido. Os átomos do interior de um sólido estão ligados entre si por forças uniformes em todas as direções; porém na superfície parte dessas forças não estão ligadas a nenhum átomo, havendo assim uma grande energia livre de superfície^{59,89}. No líquido, essas forças acumuladas na superfície determinam a tensão superficial. Quando condicionadores e agentes de limpeza são aplicados sobre a superfície dentária provocam uma alteração na topografia e composição da superfície, refletindo na energia de superfície³¹. Essa evidência faz-nos pensar que a utilização do jato de ar/água não altera a energia de superfície da estrutura dental, por não remover a “smear layer” nem alterar a permeabilidade dentinária. Assim, nesta situação a energia livre de superfície do esmalte dental gira em torno de 30 d/cm, enquanto que na dentina coberta por “smear layer” é de 38 a 42,23 d/cm^{8,32}. No caso do

condicionamento da superfície de esmalte com ácido fosfórico há uma alteração de sua morfologia e composição resultando em aumento da energia livre de superfície de 32 para 42 d/cm^{2,3,16} ou 38 a 40 d/cm⁵⁹ e na dentina condicionada com ácido reduziu³¹ de 42,23d/cm^{8,32} para algo em torno de 27 a 29 d/cm^{8,32}. MOUNT^{74,73} não mencionou qual o valor de energia livre da dentina após condicionamento com ácido poliacrílico, mas sugeriu que esta diminuição deveu-se ao deslocamento para a superfície dos íons cálcio e fosfato. Esse ácido também age removendo parcialmente a “smear layer” e alisando a superfície. Desta forma, o condicionamento da dentina, quer com o ácido poliacrílico, quer com o ácido fosfórico, causa uma alteração das energias de superfície deixando duas superfícies de esmalte e dentina, de composição e estruturas diferentes com energia exatamente opostas, respectivamente 42 d/cm e 27 a 29 d/cm.

É oportuno, neste momento, tecer comentários sobre as características necessárias às substâncias que têm como objetivo entrar em íntimo contado com a superfície de um sólido e promover um efetivo molhamento, no caso os agentes protetores. LEE; ORLOWSKI⁵⁹, ERICKSON³², ELLIADES³¹, CARVALHO¹⁶ recomendaram que a tensão superficial da substância deve ser igual ou menor que a energia livre de superfície do sólido. Sua viscosidade deve ser tal que escoe, molhe, tome contato com toda a superfície, superando as irregularidades inerentes da superfície de um sólido, não permitindo o aprisionamento de bolhas de ar entre a substância e o sólido. Esses agentes deveriam possuir característica hidrofílica, pois a dentina é naturalmente úmida. A explicação para esse fato pode ser feita sob analogia aos adesivos dentinários, já que a adesão desses materiais à dentina caracterizou-se por ser um processo físico-químico complexo. A função do primer tem sido a de aumentar a energia livre de superfície para algo em torno de 40 d/cm³² permitindo que o adesivo tome contato mais íntimo com a superfície dentinária^{16,84}.

A capacidade de molhamento e interação do líquido com o sólido possibilitará uma união satisfatória com o sólido. No caso dos agentes de proteção modificados por resina, um outro fator deve ser levado em consideração quanto a sua adaptação à dentina, a contração de polimerização, a qual influencia de modo contundente a adaptação às paredes dentinárias.

A polimerização aos materiais resinosos é a conversão de monômeros em polímeros, caracterizada pela redução do tamanho de seus componentes (fase pré-gel para gel) e consequentemente a diminuição do volume da resina^{19,24,41,82}. Durante o processo de polimerização, o primeiro estágio, a fase viscosa não possui nenhuma tensão. Porém quando passa para a fase visco-elástica e elástica, esta tensão aumentou nas estruturas vizinhas³³. Essa tensão de contração de polimerização causa estresse às superfícies aderidas, e se essa tensão for superior à resistência de ligação do sistema adesivo à parede cavitária, essa adesão pode-se romper causando uma desadaptação^{17,19,24,33,37,41,79,117}. Portanto, até os dias atuais nada pode ser feito para evitar que essa força de contração ocorra, porém alguns procedimentos técnicos podem ser aplicados com o intuito de diminuir a tensão imposta à interface dente/restauração. Durante o processo de contração de polimerização existe um escoamento do material e esse escoamento ocorre nas superfícies não aderidas ou superfícies livres dos incrementos de resina^{17,24}. Assim, quanto menor o número de paredes aderidas e maior o número de superfícies não aderidas ou livres, melhor será o escoamento do material, diminuindo a tensão na interface aderida^{5,17,24,41,116}. Segundo DAVIDSON; FEILZER²⁴ as camadas de resina composta contraem em apenas uma direção, perpendicular às paredes aderidas. O uso da técnica incremental^{24,37,107,116,117}, isto é, da inserção de pequenas porções de resina composta, adaptando cada porção a um local da cavidade que envolva o menor número de paredes, restando um maior número de superfícies livres do material permite o escoamento da resina por esta superfície durante a polimerização^{5,17,24}. A utilização da inserção da resina composta em camadas com direção oblíqua à superfície livre da cavidade reduziram a extensão da fenda marginal^{45,46}. Quando se utiliza uma alta intensidade de luz, a conversão em polímeros ocorre de forma rápida, não permitindo o escoamento da resina, concentrando a tensão de polimerização no interior da restauração^{17,33,58}. Assim, uma outra forma de diminuir esta tensão seria diminuir a intensidade de luz nos primeiros segundos de maneira que a conversão se dê de forma lenta, permitindo o escoamento do material^{17,24,33,41,58,98} ou empregar materiais de reação química³⁰. Uma forma de alcançar este objetivo seria afastando a fonte de luz ou incidindo a luz através da parede cavitária, diminuindo a intensidade de luz pela distância da fonte⁵. A diminuição da intensidade de luz também

diminui o calor gerado pela polimerização^{47,58}. A diminuição da intensidade de luz da unidade fotopolimerizadora foi capaz de melhorar significativamente a adaptação da restauração de resina composta à parede cavitária³³. A absorção de água também é uma forma de compensar a contração pela expansão volumétrica^{17,54,57,99,107}. A utilização de um agente protetor ou forrador com baixo módulo de elasticidade (resinas fluidas) capaz de absorver a força de contração de polimerização, é também uma outra forma de minimizar a tensão na interface^{17,30}. Outra maneira de compensar a força de contração da resina composta seria com a utilização de um agente de proteção que não permita a união do sistema restaurador adesivo, tornando esta face como não aderida^{24,30}. Porém, quanto maior era a espessura do agente protetor menor seria o estresse de contração de polimerização da resina composta³⁰.

Feitas as considerações pertinentes à metodologia para facilitar a compreensão dos valores obtidos, será apresentada a seguir a discussão dos resultados, propriamente dita, em função de cada marca de agente protetor avaliado.

No presente trabalho, utilizou-se uma unidade de luz de 450mW/cm² para realizar a polimerização dos materiais protetores e restauradores ativados por luz. Para os agentes protetores foi utilizado este aparelho com a fonte de luz incidindo diretamente e o mais próximo possível. Contudo, para as restaurações de resina composta foi utilizado para incidir a luz nos primeiros 10s, uma distância da fonte luminosa de 2cm, resultando em uma intensidade de luz em torno de 250mW/cm², correspondendo a uma redução de 37%⁶⁹. Em seguida, aplicava-se a fonte luminosa imediatamente acima da restauração e fotopolimerizava por 40s. Assim, baseado em alguns trabalhos^{5,33,45, 46,69}, este procedimento não causou danos as propriedades dos materiais e forneceu uma melhor adaptação da restauração às paredes cavitárias.

Quando os agentes de proteção resinosos ou fotopolimerizáveis foram aplicados à dentina limpa com jatos de ar/água não se observou qualquer dificuldade no escoamento e adequação do material. Portanto, para que este molhamento tivesse ocorrido de forma satisfatória, a tensão superficial do agente de proteção Prisma VLC Dycal deve ter tido valor semelhante à energia livre de superfície da dentina coberta por “smear layer”, em torno de 38 a 42,23 d/cm. Embora o agente Prisma VLC Dycal

(grupo 5) tenha escoado de forma satisfatória sobre a dentina úmida coberta por “smear layer”¹⁶ também devido as suas características hidrofílicas proporcionada pelo grupo NH⁵⁵ da resina di-metacrilato de uretana^{42,61,62,125}, os resultados mostraram uma desadaptação em torno de 61% e uma largura de fenda de 7,4µm, não sendo considerados aceitáveis. Fendas relativamente amplas com largura média ⁶⁸, superior a 20µm também foram encontradas por outros autores^{55,68,82}. O menisco foi observado por alguns^{42,68,113} que tornou deficiente a parede pulpar, porém no presente trabalho, a porção de agente protetor que extrapolasse a espessura de 0,8mm era removida com uma broca cilíndrica n.56 (S.S.White). Porém, a baixa resistência adesiva do Prisma VLC Dycal à dentina, em torno de 0 (zero), segundo MONGKOLNAM; TYAS⁷², e agravado pela baixa resistência coesiva da camada agregada¹⁶ e desta com a dentina^{55,82} causaram uma ampla desadaptação. SÖDERHOLM¹⁰⁴ comentou que a camada de detritos deveria ser removida sem causar danos ao sistema adesivo se fosse utilizado um primer cujo componente fosse o HEMA, por ser capaz de penetrar na dentina umedecida. Porém os materiais resinosos aqui testados possuem uma tolerância à superfície úmida mas não o suficiente para inteirar-se à dentina. Outro agravante foi o fato de o agente de proteção ter sido inserido em incremento único, 0,8mm de profundidade com 3mm de diâmetro, a força de contração ocasionada pelo grande número de paredes aderidas e apenas uma livre frente a uma alta intensidade de luz (450mW/cm²). Este fato pode ter favorecido o deslocamento do material das paredes cavitárias^{20,82}.

Além disto, quando se realizou o preenchimento das cavidades dentinárias previamente condicionadas (grupos 6 e 7), quer com o ácido poliacrílico quer com o ácido fosfórico, observou-se uma grande dificuldade do Prisma VLC Dycal em escoar e se adequar ao assoalho cavitário. Esta falta de molhamento dos agentes protetores à dentina condicionada poderia ser justificada pelos diferentes valores de energia de superfície. A dentina agora condicionada possui um valor aproximado de 27 a 29 d/cm e o agente de proteção em torno de 38 a 42,23 d/cm. A repulsa do material pelo substrato dentinário foi parcialmente sanada com a movimentação do material (esfregação) sobre a superfície, com o auxílio do insersor de hidróxido de cálcio até a

sua acomodação.

Conforme a Tabela 5.2, o Prisma VLC Dycal, G5(61% e 7,4 μ m); G6 (75,2% e 7,0 μ m) e G7(58,4% e 9,1 μ m) quando comparados entre si, não apresentaram diferença estatisticamente significativa, tanto em extensão quanto em largura. Esse resultado mostrou que os tratamentos dentinários propostos neste trabalho não foram capazes de melhorar a adaptação deste material ²⁰ e tudo leva a crer que ocorra uma contração volumétrica de polimerização por não existir durante a sua inserção adesão as paredes cavitárias.

Analisando a Tabela 5.3 ou 6.1 pode-se verificar que os grupos 15 (87,6% e 82,5 μ m), 16 (91,1% e 42,5 μ m) e 17(90,3% e 33,3 μ m) mostraram também uma grande desadaptação. Além de todas as variáveis comuns aos grupos 5, 6 e 7, os grupos 15, 16 e 17 possuíam um outro agravante, a presença da restauração de resina composta^{68,82}. Os agentes forradores fotopolimerizáveis contêm na sua superfície uma camada não polimerizada devido à inibição do oxigênio. E esta camada não polimerizada permitiu a reação química com a camada de resina subsequente. Porém, o procedimento de condicionamento ácido previamente à inserção do sistema adesivo remove essa camada, mas mesmo assim ocorreu a retenção micro-mecânica^{7,61} e formação de pontes de carbono⁵⁵. Os agentes protetores fotopolimerizáveis poderiam reagir quimicamente com a resina composta pela co-polimerização⁷². Testes de adesão foram realizados confirmando a adesão entre os agentes de proteção e resina composta^{61,72,108} onde observou-se que o Prisma + res. comp. obteve um valor de 9,93 MPa ⁷². Embora a restauração de resina composta tenha sido inserida obedecendo a técnica incremental, com incrementos oblíquos, proporcionando uma maior área de superfície livre para a liberação do estresse causado pela polimerização, houve uma de contração volumétrica inerentes das resinas compostas e no caso híbridas de 1,5% ⁸². Com isto foi de se esperar um aumento na área de desadaptação maior, em concordância com outros trabalhos^{7, 42,68}.

A Tabela 5.4 mostra que quando os grupos 15, 16 e 17 foram comparados entre si não ocorreram diferenças entre eles, tanto em extensão quanto em largura de desadaptação. Isso demonstra novamente que os tratamentos dentinários não

melhoraram a adaptação do material na presença da restauração de resina composta.

A Tabela 5.5 mostrou que os grupos 5 vs 15 e 6 vs 16 não mostraram diferença estatística quando comparadas às respectivas extensões de desadaptação, embora numericamente tenha havido um aumento dessa extensão na presença do material restaurador. Estes resultados sugerem que o desgarramento da parede cavitária do agente foi resultante da falta de ligação material/substrato, que não se opôs à contração de polimerização do próprio agente de proteção e nem à tensão causada pela contração de polimerização da resina composta. A não significância deste fator pode ser devido ao controle da força de contração da resina pela técnica de inserção aplicada; ao pequeno volume de resina necessário para preencher a cavidade; ou então porque o efeito da somatória de contração de polimerização da resina e do agente influencia mais na largura do que na extensão da fenda; desde que haja o direcionamento das forças de contração perpendiculares à parede axial e paralelas à superfície livre formando um abaulamento na face interna do agente protetor²⁴. Talvez um número maior de replicações nessa condição detectasse uma influência significativa estatisticamente para o fator presença do material restaurador.

Quando os Grupos 7 (58,4%) e 17(90,3%) foram comparados quanto à extensão de desadaptação houve diferença estatisticamente significativa. Quando avaliou-se o comportamento do material Prisma VLC Dycal, o grupo 7 foi o grupo que alcançou a melhor interação com o substrato dentinário; porém, no G17, essa força de ligação não foi suficiente para impedir as várias tensões impostas à interface axial advindas da contração volumétrica do agente e da resina composta.

Quando foi realizada a comparação entre os valores para largura de desadaptação dos grupos 5 vs 15, 6 vs 16, 7 vs 17, como mostra a Tabela 5.5, verificou-se que houve diferença estatística. Comprovou-se, então, que a restauração de resina composta, mesmo quando realizada de acordo com as técnicas que propiciam a diminuição dos efeitos da tensão de contração de polimerização, influenciou na largura da adaptação do agente de proteção resinoso Prisma VLC Dycal, mostrando este a maior magnitude de largura de fenda. GWINNETT⁴² recomendou a inserção do agente de proteção Prisma VLC Dycal em 2 camadas para que se obtivesse uma melhor adaptação; porém esse procedimento aumenta o tempo clínico e necessita de

testes clínicos para se comprovar esta situação.

O outro agente de proteção resinoso e fotopolimerizável, que contém hidróxido de cálcio, avaliado foi o Ultra-Blend® plus, que segundo a Tabela 5.1 apresentou uma boa adaptação para o Grupo 8 (jatos + Ultra = 6,9% e 2,8µm). O comportamento desse material em termos de adequação perante a dentina foi semelhante ao Prisma VLC Dycal (grupo 5), onde o molhamento da superfície dentinária coberta pela camada agregada ocorreu de forma satisfatória. O Ultra-Blend® plus também possui um componente resinoso, o di-metacrilato de uretana (UDMA) que possui o grupo NH, que propiciou a característica hidrofílica⁵⁵ e uma tensão de superfície provavelmente semelhante à da dentina, em torno de 38 a 42,23 d/cm. A ótima adaptação encontrada pelo Ultra-Blend® plus neste grupo foi favorecida pela sua resistência de adesão à dentina de 5MPa^{80,81}. Assim, as várias tensões incididas sobre a interface agente de proteção/dentina não foram capazes de causar seu deslocamento. Outro aspecto que pode ter influenciado positivamente esse resultado seria o índice de contração de polimerização do Ultra-Blend® plus, menor que o Prisma VLC Dycal, talvez por haver na sua composição a hidroxiapatita. É pertinente citar que até os dias atuais foram muito poucos os trabalhos^{7,80,81} realizados com o Ultra-Blend® plus, talvez devido ao seu relativo recém-lançamento. Daí a falta de dados para uma discussão mais ampla ou cotejo de resultados.

O Grupo 9 (ác.poli + Ultra = 42,2% e 7,5µm) alcançou a maior desadaptação entre os grupos do Ultra-Blend® plus. O pré-tratamento com ácido poliacrílico causou dificuldade de escoamento por parte do agente protetor sobre a dentina tratada. MOUNT^{73,74} relatou sobre a diminuição da energia livre de superfície proporcionada pelo ácido poliacrílico, mas não mencionou o valor atingido. Este valor poderia estar abaixo do valor encontrado com o tratamento superficial com ácido fosfórico (27 a 29 d/cm), tornando altamente incompatível a interação do agente de proteção resinoso e o substrato dentinário. O único trabalho⁷ que avaliou a adaptação do agente de proteção Ultra-Blend® plus fez o tratamento prévio da dentina com ácido poliacrílico a 20%, porém não fez nenhuma menção quanto à dificuldade em acomodar o material à dentina recém-tratada. Ao estereo microscópio foram observadas

adaptações interfaciais quase perfeitas entre o agente de proteção e a dentina, e entre o agente de proteção e a resina composta. Embora não tivesse sido o objetivo de BEN-AMAR; GEIGER; LIBERMAN⁷, estes notaram ao M.E.V. fendas de 3 a 20µm entre os agentes de proteção fotopolimerizáveis (Ultra-Blend® plus e Cavallite) à dentina cavitária. Esta avaliação foi realizada ao M.E.V. e, como já foi discutido anteriormente, a técnica de preparação dos espécimes tendeu a fornecer resultados preliminares difíceis de serem interpretados devido à desidratação dos espécimes. Aliás essa foi a razão de ter-se empregado réplica em negativo no presente trabalho, onde a moldagem foi capaz de copiar com todos os detalhes a interface dente/agente de proteção e a avaliação ter sido possível pela microscopia de luz refletida, sem o perigo da desidratação dos espécimes.

O Grupo 10 (ác. fosfórico + Ultra = 4,8% e 1,1µm) apresentou um valor de desadaptação muito baixo, confirmado pela mediana que apresentou o valor zero, mesmo com a dificuldade que o material apresentou em escoar sobre a superfície dentinária, sendo necessário a fricção do insensor de hidróxido de cálcio, devido à diferente energia livre de superfície da dentina e da tensão superficial do agente de proteção. Esses resultados levam a inferir que este material possui um baixo índice de contração de polimerização, ou foi capaz de realizar um certo embricamento mecânico com a dentina desmineralizada os quais, apesar de todas as incidências de tensões, acabou por impedir o seu deslocamento ou separação da parede axial. Esse baixo índice de desadaptação interfacial foi mantido mesmo com o material de proteção tendo sido inserido em incremento único e em uma classe V, com um maior número de superfícies aderidas, e apenas uma superfície livre para liberação do estresse, com uma potência de luz de 450mW/cm².

Na Tabela 5.2, quando o Grupo 8 (6,9% e 2,8µm) foi comparado ao Grupo 9 (ác. poliacrílico + Ultra = 42,2% e 7,5µm) não houve diferença estatisticamente significativa, tanto em extensão quanto em largura. Entretanto, numericamente os valores foram bastante diferentes, mostrando a incompatibilidade do agente de proteção e a superfície tratada com ácido poliacrílico.

Quando o grupo 8 (6,9% e 2,8µm) foi comparado ao grupo 10 (4,8% e

1,1µm) não houve diferença estatisticamente significativa, em extensão e largura de desadaptação. O comportamento do Ultra-Blend foi bem diferente nas duas situações. Por mais que este material possuísse uma tênue ligação com o substrato, a boa adaptação pode ter sido mantida provavelmente pelo fato de o material possuir um baixo índice de contração de polimerização.

Embora o Grupo 9 (ác. poliacrílico + Ultra = 42,2% e 7,5µm) e Grupo 10 (ác. fosfórico + Ultra = 4,8% e 1,1µm) tenham sido tratados com soluções ácidas que diminuíram a tensão da energia livre de superfície da dentina, foi observada diferença significativa. A desmineralização superficial da dentina causada pelo condicionamento com ácido fosfórico parece ter proporcionado um embricamento mecânico que com a dentina tratada com ácido poliacrílico não ocorreu, até mesmo porque esse ácido alisa a superfície e não desmineraliza a dentina.

Quando avaliada a Tabela 6.1 ou 5.3, os grupos 18, 19 e 20 que utilizaram Ultra-Blend® plus + sistema restaurador resinoso, notou-se uma grande desadaptação, tanto em extensão quanto em largura.

A Tabela 5.4 mostra que quando foram comparados os Grupos 18(22,9% e 7,6µm); 19(69,8% e 14,5µm) e 20(55,9% e 16,9µm) entre si, tanto para extensão quanto para largura de desadaptação, não houve significância. Esses resultados mostraram que com o emprego da restauração de resina composta a interação do Ultra-Blend® plus com a dentina não foi resistente o suficiente a ponto de impedir o deslocamento do agente de proteção e consequentemente, aumentando a desadaptação. Isso demonstra novamente que os tratamentos dentinários não melhoraram a adaptação do agente protetor na presença da restauração de resina composta.

A Tabela 5.5 comparou o comportamento do Ultra-Blend® plus com e sem a presença do sistema restaurador adesivo. Os Grupos 8 (jatos + Ultra = 6,9% e 2,8µm) e 18 (jatos + Ultra + res.comp. = 22,9% e 7,6µm) se comportaram de forma semelhante, tanto em extensão quanto em largura, reforçando a teoria que houve uma efetiva interação do Ultra-Blend® plus com a dentina. Como já mencionado, este material possui uma resistência adesiva de 5MPa^{80,81}, sobrepujando o estresse de contração de polimerização tanto do agente protetor, quanto da restauração de resina

composta, além de possuir a tensão de superfície semelhante à energia livre de superfície, corroborado ainda pelo fato do possível menor valor do índice de contração de polimerização.

Já o Grupo 9 (ác. poliacrílico + Ultra = 42,2% e 7,5µm) comparado ao Grupo 19 (ác. poliacrílico + Ultra + r.c. = 69,8% e 14,5µm) e o Grupo 10 (ác. fosfórico + Ultra = 4,8% e 1,1µm) comparado ao Grupo 20 (ác. fosfórico + Ultra = 55,9% e 16,9µm) foram estatisticamente significantes. A ligação do Ultra-Blend® plus à dentina no Grupo 10 proporcionou uma pequena desadaptação (4,8%); porém, quando a restauração de resina composta foi inserida como no grupo 20, esta ligação se mostrou fraca, não resistindo ao estresse imposto pela contração de polimerização da resina composta. Esta falta de ligação química ou micro-mecânica foi auxiliada pela discrepante energia livre da superfície dentinária 27 a 29 d/cm e da provável tensão superficial do Ultra-Blend® plus de 38 a 42,23 d/cm, provocando um grande deslocamento do agente de proteção, chegando a igualar os resultados de adaptação observados com o Grupo 19.

Voltando à Tabela 5.2, pode-se comparar os agentes de proteção à base de hidróxido de cálcio modificado por resina Prisma VLC Dycal e Ultra-Blend® plus em extensão de adaptação, na ausência do sistema restaurador adesivo. É possível observar a diferença entre o Grupo 10 (ác. fosfórico + Ultra = 4,8%) e os Grupos 5 (jato + Prisma = 61%), 6 (ác. poli. + Prisma = 75,2%) e 7 (ác. fosfórico + Prisma = 58,4%). Observar que a adaptação do Ultra-Blend® plus à dentina tratada com ácido fosfórico foi superior a todos os grupos em que se utilizou o Prisma VLC Dycal. É oportuno citar que embora o Grupo 8 (jatos + Ultra = 6,9%) não tenha apresentado diferença estatística, seu resultado numérico foi também muito melhor que o obtido em todos os grupos onde se utilizou o Prisma VLC Dycal.

Já na Tabela 5.4 pode-se comparar os agentes de proteção à base de hidróxido de cálcio modificado por resina Prisma VLC Dycal e Ultra-Blend® plus, na presença do sistema restaurador adesivo. Encontrou-se diferença estatisticamente significativa apenas no Grupo 18 (jatos + Ultra + sist. rest. adesivo), cujos valores de

extensão de desadaptação (22,9%) e ao grupo onde empregou-se o Prisma VLC Dycal (G15 – 87,6%). Esses resultados mostraram que a resistência de adesão de 5MPa auxiliou na diminuição da desadaptação do material Ultra-Blend® plus. Quando comparou-se o Ultra-Blend® plus e o Prisma VLC Dycal, na largura de desadaptação, houve diferença significativa entre os Grupos 15 (82,5µm) e o Grupo 18 (7,6µm). Isto demonstra que o comportamento do Ultra-Blend® plus em termos de adaptação interfacial superou em muito o Prisma VLC Dycal, especialmente quando for aplicados o tratamento dentinário com jatos de ar/água.

Um dos materiais forradores mais freqüentemente indicados na clínica odontológica para proteção pulpar direta e indireta é o cimento de hidróxido de cálcio ativado quimicamente⁴⁹. Várias são as marcas comerciais que representam esse material e o cimento de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II foi o escolhido para ser avaliado neste trabalho. O tratamento dentinário realizado neste grupo foi apenas com o jato de ar/água, pois o cimento Dycal não possui propriedades adesivas^{40,95}, sendo que a remoção da “smear layer” não melhoraria a sua interação com o substrato dentinário⁹⁵, e acarretariam uma maior presença de umidade, dificultando ainda mais a adesão do material à dentina.

Analisando a Tabela 6.1 ou 5.1 pode-se verificar o cimento de hidróxido de cálcio de reação química G1 (jatos + Dycal) que apresentou uma média de desadaptação expressiva (16,3% e 2,3µm) para um material que não possuía características de contração de polimerização, embora também não possua características adesivas à dentina. Quando se observa o valor da mediana, esse material tendeu a desadaptações em extensão e largura bastante pequenas (2,5% e 1,5µm) ao longo da parede axial, mostrando também que seus resultados podem variar pouco, especialmente devido à presença de umidade.

Quando se compara o cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado (Dycal Fórmula Avançada II – 16,3%) com os agentes de proteção à base de hidróxido de cálcio modificado por resina Prisma VLC Dycal, levando em consideração a extensão de desadaptação na ausência do sistema restaurador adesivo, observa-se na Tabela 5.2 que houve diferença estatisticamente significativa apenas quando o Prisma

VLC Dycal foi inserido em cavidades pré-tratadas com ác. poliacrílico (G6 – 75,2%). Embora os Grupos 5(61%) e 7(58,4%) possuísem valores numericamente maiores não foram estatisticamente significantes. Devido ao alto desvio-padrão imposto pelas inúmeras variáveis incontrolláveis pelo substrato dentinário, os valores discrepantes não possibilitaram significância estatística.

Por outro lado, quando o Dycal (16,3%) foi comparado ao Ultra-Blend® plus não houve diferença estatística com relação a extensão para nenhum dos grupos G8(6,9%), 9(42,2%) e 10(4,8%).

Quando se avaliou a largura da desadaptação do G1 (Dycal – 2,3%) este não mostrou diferença estatística a nenhum dos grupos 5(7,4µm), 6(7,0µm), 7(9,1µm), 8(2,8µm), 9(7,5µm) e 10(1,1µm), mesmo com valores tão distintos e mesmo sendo os agentes protetores resinosos capazes de contração durante a fotopolimerização.

Quando se avaliou o comportamento do cimento de hidróxido de cálcio Dycal na presença do sistema restaurador adesivo (Tab. 5.3 e 6.1), observou-se que houve um aumento significativo, tanto em extensão (71,5%), quanto em largura (12µm) de desadaptação. Pode-se inferir que a contração de polimerização da resina composta foi a causadora do deslocamento do Dycal da superfície dentinária. Esses resultados estão de acordo com os verificados por outros autores^{40,95}, os quais atingiram a uma largura de 8 a 15µm^{40,95}. Porém, McCONNELL et al.⁶⁸ não encontraram fendas entre o cimento de hidróxido de cálcio Dycal e a dentina, na presença de restauração de resina composta. Tudo leva a crer que essas divergências são devidas às diferenças na metodologia utilizada por estes autores e as deste trabalho.

Os agentes protetores deveriam alcançar uma força de união à dentina suficiente, semelhante aos adesivos dentinários para resistir à força de contração de polimerização. Esse valor tem sido preferido em torno de 17MPa⁷⁵ ou 18 a 20MPa⁴¹. Se estes resultados estiverem corretos, pode-se inferir que nenhum dos agentes protetores atualmente utilizados alcançam esses valores. O cimento à base de hidróxido de cálcio fotoativado Prisma VLC Dycal não obteve nenhuma adesão à

dentina⁷², enquanto que o Ultra-Blend® plus alcançou um valor de apenas 5 MPa^{80,81}. Assim, para contornar esse problema, algumas alternativas de técnicas deveriam ser empregadas para diminuir a tensão gerada pela contração de polimerização da resina composta.

Quando se avaliou o comportamento do grupo G11 (jato + Dycal + sist. rest. ades. = 71,5% e 12µm) com os outros agentes de proteção resinosos (G15, 16, 17, 18, 19 e 20), todos os grupos obtiveram comportamento semelhantes, tanto para extensão como para largura, como mostra a Tabela 5.4. A pequena adesão destes agentes de proteção à dentina não foram suficientes para que se opusesse às forças de contração resultantes do procedimento restaurador com a resina composta, causando a desadaptação interfacial.

Relata-se que esse material não possui adesão ao sistema restaurador resinoso, porém o condicionamento ácido da superfície no momento do condicionamento do esmalte causou microporosidades que facilitaram o embricamento mecânico do sistema adesivo à superfície do Dycal⁴⁰, não sendo observado no presente trabalho fendas nesta interface. Todavia GORACCI; MORI⁴⁰ encontraram fendas de 2 a 3µm em 10% das amostras. Assim, a contração de polimerização da resina composta, somada à falta de adesão do Dycal à dentina, permitiram o deslocamento estatisticamente significativo (71,5% e 12,0µm), tanto para extensão quanto para largura (Tabela 5.5). Tanto é verdade que foi observada a presença de fendas em 100% das interfaces entre a dentina/cimento de hidróxido de cálcio de reação química⁴⁰.

O condicionamento ácido previamente à inserção do sistema restaurador adesivo proporcionou uma ótima adaptação em todos os grupos de 11 a 20. Esse fato mostrou que a interação do sistema adesivo com os agentes forradores possuíram resistência adesiva superior à resistência adesiva do agente de proteção e à dentina.

Os materiais para uso como forradores, como o cimento de hidróxido de cálcio, deveriam ser aplicados sobre a dentina com espessura inferior a 0,5mm para promover a manutenção da saúde do complexo dentino-pulpar^{49,125}. A proteção ao complexo dentino-pulpar é promovida pelo cimento de hidróxido de cálcio por ter este ação anti-microbiana¹² induzindo a formação de dentina reacional ou reparadora e,

conseqüentemente, diminuindo a permeabilidade dentinária. A ação terapêutica do cimento de hidróxido de cálcio ativado quimicamente mostrou-se superior ao fotopolimerizável devido a sua capacidade de liberação dos íons hidroxila e íons cálcio por um período mais longo^{62,82}, além de manter o pH alcalino da área em dentina em contato com este material por um tempo maior. Embora estes materiais possuam um pH semelhante^{62,125}. O alto pH inicial também auxilia na ação antimicrobiana desse material. Por esse motivo, pesquisas mostraram que o cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado tinha ação mais prolongada e efetiva contra alguns microorganismos remanescentes no preparo cavitário.

O cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado possui uma certa solubilidade resultante do contato com o fluido dentinário e micro-infiltração^{86,110}. Por outro lado, é esta solubilidade que proporciona a liberação dos íons OH^- e Ca^{++} responsável pelo efeito terapêutico.

A eficiência terapêutica do cimento de hidróxido de cálcio reside na sua capacidade em induzir a dentinogenese quando utilizado como material capeador pulpar direto¹¹⁰. Como capeador pulpar indireto ele age como agente antimicrobiano¹¹⁰, talvez devido ao fato de que as bactérias cariogênicas sejam acidogênicas, e esse material proporciona um ambiente alcalino^{109,119} devido ao seu alto pH em torno de 9-10^{67,105}, 8,7 – 12,3¹⁰⁹ não permitindo a sobrevivência de micro-organismos. Esses cimentos mantêm o pH alcalino por um período mais prolongado^{62,109}, estimulando a produção de minerais intratúbulos dentinários como o fosfato de cálcio¹¹⁰, obstruindo-os (esclerose dentinária) e conseqüentemente diminuindo a permeabilidade^{85,110} e a capacidade de penetração de bactérias e seus efeitos irritantes, via túbulos dentinários. O estudo realizado por TAO; REYNOLDS; PASHLEY¹¹⁰ mostraram que o Prisma VLC Dycal foi capaz de promover um selamento dos túbulos com maior eficiência comparado ao Dycal Fórmula Avançada II. Contudo, os cimentos à base de hidróxido de cálcio de reação química apresentam –se solúveis quando em contato com o fluido dentinário ou pela saliva de 1 a 2% após 24h^{67,105}, enquanto o fotoativado apenas de 0,5%⁶⁷. Diz-se que a solubilidade auxiliou na liberação de íons hidroxila⁸⁶, porém o Prisma VLC Dycal demonstrou

baixa solubilidade 0,5% e liberou grande quantidade de íons hidroxila, porém apenas nas primeiras horas⁶².

Quando o sistema restaurador adesivo está indicado, o material de base/forramento deveria ser capaz de manter-se íntegro após o tratamento de superfície com o ácido fosfórico a 37%, não permitindo o contato deste ácido com a região mais profunda do preparo. Assim, a seleção de cimentos protetores com menores índices de solubilidade deveriam ser os de eleição. CRUZ et al.²³ encontraram que o Life e Prisma VLC Dycal apresentaram igual capacidade de bloquear a penetração do ácido fosfórico em 0,1mm de profundidade. Esses mesmos materiais apresentaram semelhante solubilidade quando imersos em ácido por 60s¹⁰⁹.

Os cimentos à base de hidróxido de cálcio de reação química apresentaram-se solúveis quando em contato com o fluido dentinário ou pela saliva, em torno de 1 a 2% após 24h^{67,105}, enquanto que os fotoativados solubilizam-se apenas de 0,5%⁶⁷. A micro-infiltração propiciou esta situação⁸⁵, quando ocorrem lesões de cárie secundária ou fratura das restaurações⁸⁶. A solubilidade das bases protetoras foram grandemente influenciadas pela idade da restauração⁸⁶; porém, se essas restaurações estiverem satisfatórias, isso não afeta o prognóstico da mesma⁸⁶.

A utilização de uma base protetora com capacidade de bloquear a micro-infiltração proporcionará consequentemente proteção ao complexo dentino-pulpar, porém não ficando claro se um material que possui capacidade de adesão é capaz de prevenir a micro-infiltração⁷². Não se deve esquecer de que a função primordial de um material à base de hidróxido de cálcio é proteger o complexo dentino-pulpar e não bloquear a micro-infiltração, função esta que ainda é e deve ser desempenhada pela restauração. Os agentes protetores deveriam também possuir uma boa resistência à compressão ou a deformação para suportar a força imposta pela condensação^{61,72,90,109}, sendo que as forças de condensação foram em torno de 0,7 a 1,2 MPa⁶¹. Os cimentos de hidróxido de cálcio químico e fotoativado, Dycal e Prisma VLC Dycal, respectivamente, mostraram uma resistência a compressão satisfatória após a condensação do amálgama. LEWIS; BURGESS; GRAY⁶¹ encontraram após 24 horas a resistência a compressão de 14,5MPa para o Dycal e 138MPa para o Prisma VLC

Dycal, mostrando que nestes materiais podem ser utilizados sob a restauração de amálgama.

A adaptação do cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac-Bond) foi avaliado no presente trabalho, apenas na condição onde a dentina foi pré-tratada com ácido poliacrílico com base na recomendação de inúmeras pesquisas, artigos e livros textos^{61,71,73,74,78,87,92,94,100,124}, segundo os quais este procedimento melhora a resistência adesiva^{6,94}.

O ácido poliacrílico é considerado um ácido fraco e não agressivo a dentina por possuir um alto peso molecular entre 5.000 a 25.000 ou 50.000 g/mol⁸. O ác. poliacrílico faz parte da composição do cimento de ionômero de vidro e seu alto peso molecular o torna um material biocompatível, por não ser capaz de penetrar nos túbulos dentinários^{32,83,94,112}, entretanto sua aplicação em regiões próximo à polpa como nas cavidades muito profundas não é recomendada⁷¹. Este ácido como condicionador da dentina instrumentada foi eficaz na remoção parcial ou total das partículas agregadas, dependendo da forma de aplicação. A limpeza com ácido poliacrílico nas concentrações 40 e 25% e variados tempos 5, 10, 15 e 30s foram capazes de remover a camada agregada da superfície dentinária^{6,29,121,124}, mas não foram capazes de remover o cálcio presente na hidroxiapatita⁶. Sendo que na concentração 40% e tempo de condicionamento de 5s. também não foi capaz de desobliterar os túbulos dentinários. Contudo, nas concentrações de 40% no período de 10s^{6,64,121}, 15s^{29,121}; 30s⁶; na concentração de 25% por um período de 10s foram capazes de desobliterar os túbulos dentinários^{6,29,64,121,124}. A regularização e alisamento da superfície dentinária também foi observada^{4,73,102,124} o que permitiu uma melhor adaptação por parte do cimento de ionômero de vidro^{73,102,124} evitando a inclusão de bolhas de ar na interface dente/c.i.v., deslocando os íons cálcio e fosfato⁷³ e removendo as marcas dos instrumentos operatórios¹²⁴, formando pontes de hidrogênio com a superfície dentinária¹²⁴. PRATI et al.⁹³ encontraram que o ácido poliacrílico a 10% aplicado por 10s removeu parcialmente a “smear layer” superficial deixando os túbulos obstruídos, não expondo as fibras colágenas.

A presença do cálcio na superfície dentinária foi fundamental para a reação entre o c.i.v. e a dentina^{87,88}, pois o cálcio coordena a reação⁶. Todavia, a reação ácido-base do c.i.v. ainda não foi completamente esclarecido^{34,102}. Porém sabe-se que o c.i.v. convencional após a sua manipulação, iniciou a reação imediatamente. O ácido policarboxílico ioniza a água presente nas partículas de vidro e prótons oriundos do ácido poliacrílico que atacam a partícula de vidro causando a liberação dos íons cálcio, alumínio e flúor. Estes íons carregados positivamente reagem com os polímeros de policarboxilato. Os íons policarboxilato substituem os íons flúor de alguns complexos e os íons livres proporcionam a capacidade de liberação de flúor por este material¹²⁰. O c.i.v. convencional Fuji IX foi capaz de se difundir na superfície da dentina formando uma camada ácido resistente de 5 a 7µm na interface dentina/c.i.v., à semelhança de uma camada híbrida, porém não foi observado formação de projeções do Fuji IX dentro dos túbulos dentinários³⁴.

Avaliando a Tabela 6.1 pode-se verificar que houve uma desadaptação tanto em extensão (9,7%) quanto em largura (3,2µm) do Grupo 2 Ketac-Bond, embora este material fosse capaz de reagir e aderir quimicamente com a dentina. Esta desadaptação pode ter sido causado pela baixa resistência adesiva do material ou pela contração de polimerização, que ocorre dentro de 15 a 30 min após a manipulação⁸⁸ e pode variar de 1 a 5% em volume²⁴, talvez devido a lentidão da reação de presa deste material ser lenta.

Foi observado no presente trabalho a presença de fratura coesiva do material Ketac Bond (Figura 4.16) devido talvez a baixa resistência intrínseca do material e presença de porosidades. A fratura coesiva geralmente se localizava próximo da parede axial e estas ocorrências também foram relatadas por outros autores^{22,34,52,56,63,74,88} ou na interface próximo a “smear layer”⁶³ ou entre a zona de interdifusão com a dentina e corpo do material³⁴. A presença de fratura coesiva mostrou que o c.i.v. convencional proporcionou uma boa adesão a dentina porém a resistência intrínseca do material foi inferior^{34,124} e também pela grande quantidade de ligações cruzadas resultando em alto módulo de elasticidade e consequentemente em fratura coesiva do Ketac Bond.

Alguns trabalhos realizaram o teste de adesão do Ketac Bond à dentina e observaram valores de 2,17MPa⁷² e 3,5MPa¹⁵, inferido que a limpeza foi capaz de melhorar a adesão a dentina.

A micro-infiltração tem sido uma grande preocupação ao longo dos anos. Encontrar materiais que evitem este fato tem sido o objetivo de muitos pesquisadores. O emprego do cimento de ionômero de vidro convencional, utilizado como agente de proteção, pode diminuir a micro-infiltração^{72,92,103}. O cimento de ionômero de vidro convencional mostrou um alto módulo de elasticidade¹⁵ aumentando a resistência a compressão das restaurações de amálgama⁹⁰.

Quando o índice de desadaptação do Ketac Bond (9,7%) foi comparado ao cimento de hidróxido de cálcio quimicamente ativado (16,3%), não houve diferença estatisticamente significativa, como mostra a Tabela 5.2, embora numericamente o cimento de hidróxido de cálcio apresentou uma desadaptação maior que o Ketac. O Dycal obteve este comportamento devido a não contração durante a reação de presa.

Quando o Ketac-Bond foi comparado aos agentes protetores à base de hidróxido de cálcio fotopolimerizável, G5, 6, 7, 8, 9 e 10, a diferença não foi estatisticamente significativa para nenhum dos grupos (extensão e largura), como vê-se na Tabela 5.2. Os valores da desadaptação do Prisma foram numericamente maiores que o do cimento Ketac Bond, devido a baixa adesão à dentina, em torno de zero⁷², como também não foi suficiente a resistência adesiva do Ultra-Blend® plus de 5MPa^{80,81}, agravado talvez pela inserção em incremento único o que pode ter aumentado a tensão às paredes cavitárias pela contração volumétrica.

Quando o agente protetor Ketac-Bond como material de forramento foi associado à restauração com resina composta, observou-se pela Tabela 5.3 ou 6.1, um aumento da desadaptação em extensão e largura (17,2% e 4,7µm).

Este aumento no deslocamento do agente de proteção Ketac do fundo da parede cavitária ou da fratura coesiva do material provavelmente, ocorreu pela união micromecânica do sistema adesivo resinoso ao Ketac, que possibilitou a transmissão das tensões da contração de polimerização. Sendo assim a resistência adesiva do c.i.v

convencional as paredes dentinárias foi inferior a tensão gerada pela contração de polimerização^{52,88,123}.

O condicionamento ácido sobre o cimento de ionômero de vidro teve por finalidade promover a remoção seletiva da matriz, expondo as partículas vítreas e criando retenções a fim de promover o embricamento mecânico com a resina composta¹. Alguns trabalhos mostraram que a resistência adesiva e micromecânica da restauração de resina composta ao c.i.v. como (6,23MPa)⁷², (3,9MPa)^{88,123} ou (3,6 a 9MPa)⁵⁶ foi superior a resistência adesiva do c.i.v à dentina¹²³, 2,17MPa⁷². A resistência ao cisalhamento do Ketac Bond a resina composta segundo KERBY; KNOBLOCH⁵⁶ foi em média de 5,4MPa. Embora tenha havido um bom embricamento ou união entre a resina e o Ketac, isto não tornou impermeável essa impediu a micro-infiltração nesta interface¹. Desta forma, algumas recomendações foram feitas ao utilizar o c.i.v Ketac Bond, tais como: a utilização de camadas mais espessas para distribuir a tensão gerada pela contração de polimerização ou o emprego do agente de proteção de forma que sua superfície fosse considerada uma superfície não aderida^{24,30}. Entretanto, como salientado anteriormente o cimento de ionômero de vidro ou a base de hidróxido de cálcio modificado por resina se unem micromecanicamente ao sistema restaurador resinosos. Assim, toda tensão gerada pela contração de polimerização deve ter sido transmitida ao agente de proteção, daí a frequência de fraturas coesivas nos cimentos de ionômero de vidro na presença de restaurações de resina composta ter sido frequente^{19, 88}.

A literatura informa que mesmo havendo uma adesão entre o agente de proteção e a dentina, este fato não impede em maior ou menor extensão a micro-infiltração^{20,88,92}. Porém, se o material de base ou forramento tivesse um comportamento visco-elástico ou mais resiliente²⁴, proporcionaria uma amplitude de fendas inferior comparado à cavidade restaurada apenas com o sistema restaurador adesivo⁸⁸.

Quando se analisa a Tabela 5.4 cotejando o c.i.v. Ketac-Bond (G12 - 17,2% e 4,7µm) com o cimento de hidróxido de cálcio Dycal (G11 - 71,5% e 12,0µm), não existe diferença estatística tanto para extensão quanto para largura de desadaptação,

apesar de numericamente, o Ketac-Bond mostrar fendas menores devido talvez a sua propriedade adesiva à dentina.

Analisando a Tabela 5.4, observou-se uma diferença estatisticamente significativa na desadaptação tanto em extensão quanto largura, quando se comparou o Grupo do Ketac (17,2% e 4,7µm) com os Grupos do Prisma VLC Dycal (15 - 87,6% e 82,5µm, 16 - 91,7% e 42,5µm e 17 - 22,9% e 33,3µm). Portanto, o comportamento do cimento de ionômero de vidro convencional mostrou-se superior ao Dycal VLC em todas as condições de acordo com a metodologia aplicada. O Ketac se mostrou superior devido as suas características adesivas, lenta contração de polimerização enquanto o Prisma VLC Dycal não possui adesão a dentina⁷² e como já discutido possivelmente possua uma contração de polimerização mais acentuada.

Analisando a Tabela 6.1 e 5.4 pode-se verificar que a comparação entre o Ketac-Bond (17,2% e 4,7µm) e o e Ultra-Blend® plus (G18 – 22,9% e 7,6µm e G20 – 55,9% e 16,µm) não demonstraram diferença estatística, tanto para extensão quanto para largura de desadaptação. Apenas foi encontrado significância estatística quando comparado ao Grupo 19 (ác. poliacrílico + Ultra + r.c. = 69,8%), em extensão de desadaptação. Quando verificou-se a largura, não houve diferença entre os grupos. Considerando apenas os valores numéricos, observou-se que o Ketac-Bond mostrou uma melhor adaptação comparado ao agente de proteção resinoso Ultra-Blend® plus, apesar do Ultra-Blend (5MPa)^{80,81} ter mostrado valores de adesão à dentina semelhante ao Ketac Bond (2,17⁷² e 3,5MPa¹⁵).

A Tabela 5.5 demonstra que quando o Ketac Bond não estava associado à restauração de resina composta a sua adaptação a dentina foi sempre melhor, sem diferença estatística. Desse modo pode-se inferir que o presente trabalho atingiu o seu objetivo de detectar a influencia do comportamento dos agentes de proteção na presença das restaurações de resina composta. O significativo prático dessas observações, direciona o clínico no sentido de tomar algumas precauções técnicas ao utilizar agentes protetores ativados por luz visível, a fim de permitir um contato mais íntimo deles com os assoalhos dentinários de uma cavidade. Utilizando uma metodologia diferente WIECZKOWSKI et al.¹²³, observaram um deslocamento do

Ketac Bond do fundo da cavidade na presença da restauração de resina composta, favorecendo a microinfiltração na interface dentina/c.i.v., e quando um agente separador (verniz) foi utilizado entre os materiais de base e restaurador, não houve infiltração entre o c.i.v. e a dentina, vindo de encontro ao que aqui foi observado e considerado.

O último grupo de materiais analisado foi o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o Vitrebond.

Para avaliar a habilidade do Vitrebond em aderir a dentina na presença ou ausência de “smear layer”, aplicou-se dois pré-tratamento dentinários: jato de ar/água e ácido poliacrílico a 25% por 10s.

Inicialmente foi avaliado o comportamento do Vitrebond na ausência do sistema restaurador adesivo. A Tabela 6.1 e 5.1 mostram que em ambos os grupos G3 e G4, o Vitrebond foi capaz de adaptar-se a dentina em toda a sua extensão, de uma forma uniforme e indiscutível, mostrando-se insensível às variações morfo-funcionais da dentina⁷⁸. Poucos foram os trabalhos que avaliaram a efetividade de adesão do Vitrebond na presença ou ausência da limpeza com ácido poliacrílico. Os resultados de PIMENTA; MAURO; FONTANA⁹¹ também não encontraram diferença entre os grupos com e sem a limpeza. Este material é composto basicamente pelos mesmos componentes que compõem o cimento de ionômero de vidro convencional, porém com a substituição parcial da água por uma pequena quantidade de di-hidroxietil metacrilato (HEMA). Alguns autores responsabilizaram a presença do HEMA pela ótima adesão do Vitrebond, mesmo na presença da “smear layer”. O monômero resinoso HEMA facilitou o escoamento sobre a superfície dentinária, mesmo úmida por possuir características hidrofílicas^{11,19,54,104,111} e esta característica proporcionou a este material expansão higroscópica^{19,54,102}. Devido ao baixo peso molecular do HEMA, este foi capaz de penetrar através da “smear” que possui uma espessura de 1 a 2 μ m⁸³ e atingir e desmineralizar levemente a dentina^{32,111}, chegando a penetrar nos túbulos dentinários^{32,34,43,63,79,120} a uma profundidade de 1,5 μ m⁶³. O cimento de ionômero de vidro convencional Fuji IX foi capaz de formar uma camada híbrida ionomérica igual à semelhança da resinosa³⁴, melhorando a resistência adesiva e a

adaptação à dentina deste material. Observou-se também a movimentação do cálcio e fósforo presentes na superfície dentinária para o interior do Vitrebond⁶³. A inclusão de monômeros resinosos melhorou a adesão do Vitrebond a dentina cujos valores foram de 3,18MPa⁷², 4MPa⁷⁰, como também as propriedades físicas e mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro modificado por resina comparado ao c.i.v convencional^{49,51,70,73,74,78,101,102,111,120}.

A inclusão dos monômeros melhorou a resistência intrínseca do material, sendo observada um menor número de fraturas coesivas^{50,56,63,70}, e um maior número de fraturas adesivas^{56,63} ou nenhum tipo de fratura, como no caso do presente trabalho. Porém alguns trabalhos relataram que este material passou a demonstrar também a contração de polimerização^{51,54,102}. O estresse de contração de polimerização do Vitrebond girou em torno de 1 a 1,4MPa alcançando um estresse máximo de 2,5MPa, quando a espessura do material era de 1,5mm e 0,5mm, respectivamente. Porém a imersão em água foi capaz de causar a expansão higroscópica que compensou parcialmente a contração^{54,102}, embora BURGESS et al¹⁵ tenham relatado que este material não absorveu água encontrando fendas de 14,3µm.

A Tabela 5.2 comparou o Vitrebond (G3 e G4 – 0% e 0µm) ao Ketac Bond (G2 – 9,7% e 3,2µm) mostrando a não significância entre os grupos, embora numericamente o Vitrebond fosse melhor. A porção resinosa do Vitrebond proporcionou uma forte ligação com a dentina⁶³, devido a união micro-mecânica, graças as irregularidades existentes na dentina e com a excelente capacidade de molhamento do c.i.v à dentina⁶³. Embora a adaptação do Vitrebond fosse superior o Ketac Bond¹⁰¹, alguns autores^{24,51} encontraram um índice de contração superior no c.i.v. modificado por resina comparado ao c.i.v. de reação química.

Quando o Vitrebond Grupo 3 e 4 (0% e 0µm) foi comparado ao Dycal autoativado(16,3% e 2,3µm), não houve significância estatística (Tab. 5.2). O valor da mediana do Dycal mostrou uma tendência a uma boa adaptação, embora este material não possua propriedades adesivas ou de contração de polimerização.

Na Tabela 5.2, quando o Vitrebond (G3 e 4) foi comparado aos agentes de proteção à base de hidróxido de cálcio modificados por resina, Prisma VLC Dycal (G5 – 61% e 7,4 μ m; G6 – 75% e 7,0 μ m e G7 – 58,4% e 9,1 μ m), ocorreu diferença estatística, tanto para extensão quanto para largura de desadaptação. O motivo da ausência de adesão do Prisma a dentina⁷², deve-se provavelmente a força de contração de polimerização volumétrica que o afasta da parede dentinária, ficando com um formato de “calota”. Em contra-partida, o Vitrebond mostrou resistência adesiva satisfatória, embora alguns autores relatem que este material também desenvolva a contração de polimerização^{24,51,54 e102}.

Quando o Vitrebond, Grupo 3 e 4 (0% e 0 μ m) foi comparado ao Ultra-Blend® plus G8(6,9% e 2,8 μ m) e G10 (4,8% e 1,1 μ m), não houve diferença significativa, apenas com o G9 (42,2% e 7,5 μ m) houve diferença estatística, como mostra a Tabela 5.2. O cimento de hidróxido de cálcio resinoso Ultra-Blend obteve melhores resultados devido a este material possuir uma resistência adesiva de 5MPa^{80,81} e menor contração de polimerização, devido talvez a presença na composição da hidroxipatita que funciona como excipiente inorgânico que à semelhança das resinas compostas com alto conteúdo de carga, o qual confere a elas uma menor magnitude de contração volumétrica.

Quando analisou-se as Tabela 6.1 ou 5.3, pode-se constatar que o Vitrebond (G13 e 14) foi o único material capaz de manter uma excelente adaptação à dentina quando submetido às tensões de contração de polimerização da restauração de resina composta.

Observou-se uma pequena variável no Grupo 13, onde o Vitrebond foi inserido a cavidade não condicionada com ácido poliacrílico, porém sem significância estatística. O c.i.v. modificado por resina reagiu com a dentina mais rapidamente alcançando níveis maiores de resistência de adesão, como já comentado, sendo capaz de resistir as forças de contração da restauração de resina composta¹⁰². A satisfatória adesão do Vitrebond à restauração de resina composta deveu-se ao HEMA não polimerizado da camada superficial que reagiu facilmente com o sistema adesivo ou o grupo metacrilato residual não reagido que formou uma ligação covalente com o

sistema adesivo^{15,19,56}. Observou-se uma adesão efetiva do Vitrebond a resina composta 6,45MPa⁷², 11,6MPa⁵⁶. COOLEY; BARKMEIER²¹ afirmaram que a resistência adesiva a dentina deveria ser superior para opor-se as tensões impostas pela contração de polimerização. Assim supõe-se, que no presente trabalho a adesão do Vitrebond à dentina sobrepujou a tensão de contração de polimerização deste material e da restauração de resina composta. Variados valores de resistência adesiva em MPa, sem o condicionamento com ácido poliacrílico foram encontrados, como: 5,41²¹, 6,5⁶⁸, 3,18⁷², 8,1²² e 7 MPa^{2, 52}. Porém HOTTA; AONO⁵² encontraram que não houve relação entre a resistência de adesão e a adaptação do material forrador a dentina e sim a influencia da alteração dimensional pela contração de polimerização.

A microinfiltração tem sido uma grande preocupação ao longos dos anos. Encontrar materiais que evitem este fato tem sido o tema de muitos pesquisadores, que responsabilizaram as alterações dimensionais dos materiais pela microinfiltração. TJAN; DUNN¹¹² e MARTIN; O'ROURKE⁶⁶ encontraram que os c.i.v. modificado por resina foram mais efetivos no bloqueio da microinfiltração que os convencionais²¹. O emprego do cimento de ionômero de vidro convencional¹⁰³ ou fotoativado²⁶ foram capazes de diminuir a infiltração nas margens cervicais de restaurações classe II de resina composta. A limpeza cavitária com ácido poliacrílico melhorou a performance dos cimentos de ionômero de vidro porém não impediu a ocorrência de microinfiltração¹⁰³.

Na Tabela 5.3, quando comparou-se o Vitrebond (G13 e 14) com o Ketac Bond (G12 - 17,2% e 4,7µm) não houve diferença estatística, porém numericamente observa-se que a desadaptação embora tenha sido uma das menores pode propiciar a microinfiltração¹¹². Foi observado que ao teste de resistência ao cisalhamento, o Vitrebond se mostrou com resistência superior comparado ao Ketac Bond. Alguns trabalhos mostraram que a resistência adesiva e micromecânica da restauração de resina composta ao c.i.v convencional: (6,23MPa)⁷², (3,9MPa)¹²³ ou (3,6 a 9MPa)⁵⁶ foi algumas vezes inferior a resistência adesiva do c.i.v à dentina¹²³, 5,4 a 7,6MPa²¹, 2,17MPa⁷², estes trabalhos justificam os resultados aqui encontrados, não sendo encontrado fendas entre a restauração e o c.i.v.

Embora o presente trabalho não tenha verificado uma freqüente presença de fendas na parede axial do preparo cavitário, quando avaliou-se o Vitrebond, alguns autores encontraram fendas de amplitude variadas: 14,3MPa¹⁵, inferior a 5µm⁵², aproximadamente 10µm²¹. A presença de fendas foi justificada pela contração de polimerização e a ausência de expansão higroscópica¹⁵.

Alguns autores recomendaram que os materiais protetores deveriam ter um alto módulo de elasticidade para absorver os esforços⁹⁰, porém constatou-se que o Vitrebond apresentou baixo módulo¹⁰⁸, porém no presente trabalho esta propriedade beneficiou os resultados, absorvendo as tensões de contração de polimerização.

Quando o Vitrebond Grupo 13 e 14 foi comparado ao G11 (jato + Dycal + sist. rest. ades. = 71,5% e 12µm) houve diferença estatística (Tab. 5.4). A falta de adesão do cimento de hidróxido de cálcio facilitou o seu deslocamento devido as forças impostas pela restauração de resina composta, mas não foi observado fendas entre o Dycal e o sistema restaurador resinoso.

A Tabela 5.4 mostra que os grupos 13 e 14 alcançaram diferença estatisticamente significativa a todos os grupos do Prisma VLC Dycal (15 – 87,6% e 82,5µm; 16 – 91,1% e 42,5µm e G17 – 90,3% e 33,3µm) e ao grupo do Ultra-Blend® plus (G19 – 69,8% e 14,5µm), tanto para extensão quanto para largura. O Vitrebond foi capaz de resistir as forças que envolvem este tipo de restauração laminada, como recomendado por MUNKSGAARD; IREI; ASMUSSEN⁷⁵, enquanto o Prisma VLC mostrou não possuir resistência adesiva e um alto índice de contração de polimerização de acordo com a metodologia utilizada.

A falta de adaptação do material de base e forramento propicia a infiltração marginal⁸², conseqüentemente a penetração e a proliferação bacteriana e suas toxinas^{36,101}. Segundo SIDHU¹⁰¹ fendas com largura de 10 a 20µm são comuns, e as bactérias possuem tamanho aproximado de 0,2 a 5µm, e sendo assim fendas com essas amplitudes ou maiores facilitam a penetração e proliferação de bactérias.

De maneira geral, pode-se afirmar que o emprego do c.i.v. modificado por resina foi o que melhor adaptação ofereceu às paredes dentinárias, independente do

tratamento superficial realizado, mesmo na presença do sistema restaurador adesivo. Além de proporcionar melhor adaptação, este material obteve resultados individuais mais previsíveis, uma vez que ao se analisar os diferentes grupos, foi observada a menor variabilidade de adaptação, o que se traduziu em menores desvios-padrão.

Traduzindo os achados deste trabalho para a clínica diária, naquelas cavidades onde se vê em alguma área de seu assoalho, a coloração rósea transpondo a dentina, deve se indicar uma fina camada de um agente de forramento biologicamente comprovado, como o cimento de hidróxido de cálcio ativado quimicamente^{36,38,40,49,73,125}, coberto por uma base intermediária ou sobrebase com propriedades adesivas, biocompatível com o complexo dentino-pulpar e com satisfatória resistência mecânica, como o cimento de ionômero de vidro fotoativado^{73,125}, para em seguida ser confeccionado a restauração adesiva direta. Nas cavidades de profundidade média com ou sem esclerose dentinária, apenas um material com propriedades adesivas, biológicas e mecânicas satisfatórias, como o cimento de ionômero de vidro luz ativado. O emprego deste material é especialmente indicado no caso em que se empregará o sistema restaurador adesivo, assim diminuirá a área de superfície aderida, diminuindo a tensão durante a contração da resina composta e da quantidade deste material restaurador necessário para preencher a cavidade¹²⁵. A primeira impressão, é que a utilização dos agentes de proteção aumentariam a complexidade do procedimento restaurador, contudo não se deve esquecer que um dos maiores inconvenientes relatados pelos profissionais é a queixa dos pacientes devido a ocorrência de sensibilidade pós-operatórias das restaurações adesivas, realizadas em cavidades profundas ou bastante profundas, onde apenas se empregou o adesivo dentinário como agente protetor. O procedimento restaurador adesivo quando realizado de forma correta e tomando-se todos esses cuidados, é uma técnica extremamente complexa e sensível e, daí exigir do profissional o máximo de eficiência, conhecimento e habilidade para realizá-la adequadamente.

7 CONCLUSÕES

7 - CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos nas condições estabelecidas na presente pesquisa, no resultado da análise estatística realizada e nas considerações feitas no capítulo discussão conclui-se que:

- 7.1 - os agentes protetores analisados apresentaram índices diferentes de adaptação à dentina, de acordo com suas características e conforme o tipo de tratamento dentinário realizado;
- 7.2 - a maior magnitude de fendas foi apresentada pelo material Prisma VLC Dycal;
- 7.3 - os cimentos Ultra-Blend® plus e Dycal Fórmula Avançada II, comportaram-se de forma intermediária, quando comparado aos itens 7.2 e 7.4;
- 7.4 - que os cimentos de ionômero de vidro, fotoativado (Vitrebond) e convencional (Ketac Bond), foram os materiais que menor magnitude de fenda apresentaram quando conjugado ao sistema restaurador adesivo empregado;
- 7.5 - os pré-tratamentos dentinários com substâncias ácidas não influíram no índice de adaptação à dentina dos agentes protetores ensaiados;
- 7.6 - o sistema restaurador adesivo influenciou na adaptação em extensão e largura dos agentes de proteção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ARAÚJO, M.A.M. et al. Avaliação da infiltração marginal na interface resina composta - cimento de ionômero de vidro e deste com a dentina. **Rev. Odont. UNESP**, v.24, n.1, p.69-78, jan./jun. 1995.
2. ATTAL, J-P.; ASMUSSEN, E.; DEGRANGE, M. Effects of surface treatment on the free surface energy of dentin. **Dent. Mater.**, v.10, n.4, p.259-64, July 1994.
3. BAIER, R.E. Principles of adhesion. **Oper. Dent.**, v.5, p.1-9, 1992. Supplement 5.
4. BARAKAT, M.M.; POWERS, J.M.; YAMAGUCHI, R. Parameters that affect *in vitro* bonding of glass-ionomer liners to dentin. **J. dent. Res.**, v.67, n.9, p.1161-3, Sept. 1988.
5. BARATIERI, L.N. et al. Restaurações adesivas diretas com resina composta em dentes posteriores. In: **Odontologia integrada**. Atualização multidisciplinar para o clínico e especialista. Rio de Janeiro, 14º Congresso Internacional de Odontologia, 1999, p.107-30.
6. BEECH, D.R. Improvement in the adhesion of polyacrylate cements to human dentine. **Brit. dent. J.**, v.135, n.10, p.442 -5, Nov. 1973.

* Normas recomendadas no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documento "Referência Bibliográfica; exemplos", emanada do Conselho Superior Integrado de Bibliotecas da USP, em reunião de 20 de setembro de 1990.

7. BEN-AMAR, A.; GEIGER, S.; LIBERMAN, R. Effect of water spray on lining materials and their adhesion to composite and dentin cavity walls. **Dent. Mater.**, v.7, n.10, p.274-8, Oct. 1991.
8. BENEDIKTSSON, S. et al. Critical surface tension of wetting of dentin. **J. dent. Res.**, v.70, p.362, Mar. 1991. Special issue. /Abstract n. 777/
9. BERRY, E.A.; VON DER LEHR, W.N.; HERRIN, H.K. Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. **J. Amer. dent. Ass.**, v.115, n.1, p.65-7, July 1987.
10. BERTOLOTTI, R. L. Total etch – the rational dentin bonding protocol. **J. Esth. Dent.**, v.3, n.1, p.1-6, Jan./Feb. 1991.
11. BOURKE, A.M.; WALLS, A.W.; MCCABE, J.F. Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. **J. Dent.**, v.20, n.2, p.115-20, Apr. 1992.
12. BRÄNNSTRÖM, M.; MATTSSON, B.; TORSTENSON, B. Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach. **J. Dent.**, v.19, n.2, p.71-9, Apr. 1991.
13. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. dent. Res.**, v.34, n.6, p.849-53, Dec. 1955.
14. BUONOCORE, M.G. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. **J. Amer. dent. Ass.**, v.67, n.9, p.382-91, Sept. 1963.

15. BURGESS, J.O. et al. A comparative study of three glass ionomer base materials. **Amer. J. Dent.**, v.6, n.3, p.137-41, June 1993.
16. CARVALHO, R.M. Adesivos dentinários: fundamentos para aplicação clínica. **Rev. Dentística Restauradora**. v.1, n.2, p.1-96, abr./jun. 1998.
17. CARVALHO, R.M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.**, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Fev. 1996.
18. CARVALHO, R.M. et al. Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. **Arch. Oral Biol.**, v.41, n.4, p.379-86, Apr. 1996.
19. CHADWICK, R.G.; WOOLFORD, M.J. A comparison of the shear bond strengths to a resin composite of two conventional and two resin-modified glass polyalkenoate (ionomer) cements. **J. dent.**, v.21, n.2, p.111-6, Apr. 1993.
20. CHAN, K. C.; SWIFT JUNIOR, E.J. Leakage of chemical and light-cured basing materials. **J. prosth. Dent.**, v.62, n.4, p.408-11, Oct. 1989.
21. COOLEY, R.L.; BARKMEIER, W.W. Dentinal shear bond strength, microleakage, and contraction gap of visible light-polymerized liners/bases. **Quintessence Int.**, v.22, n.6, p.467-74, June 1991.
22. CREO, A.L.; FUNDINGSLAND, E.A.; GLASSPOOLE, E.A. Optimization of the incremental build-up of light cure glass ionomer. **J. dent. Res.**, v.70, p.479, 1991. Special issue. /Abstract n. 1702/

23. CRUZ, C.A.S. et al. Estudo da penetração de agentes ácidos para o condicionamento do esmalte dental em cimentos à base de hidróxido de cálcio. **Rev. Odont. UNESP**, v.19, n.1, p.173-82, 1990.
24. DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.**, v.25, n.6, p.436-40, Nov. 1997.
25. DAVIS, E.L. et al. Shear strength and microleakage of light-cured glass ionomer. **Amer. dent. J.**, v.6, n.3, p.127-9, June 1993.
26. DIETRICH, T.H. et al. Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in class II cavities with cervical margins in dentine. **J. Dent.**, v.27, n.2, p.119-28, Feb. 1999.
27. DE GOES, M.F. et al. Efeito dos tipos de espessantes usados nos géis condicionadores sobre a resistência de união e morfologia da superfície do esmalte e dentina. **Rev. ABO Nac.**, v.3, n.3, p.180-4, jun./jul. 1995.
28. DIONYSOPOULOS, P.; KOTSANOS, N.; PAPADOGIANIS, Y. Secondary caries formation *in vitro* around glass ionomer-lined amalgam and composite restorations. **J. oral Rehab.**, v.23, n.8, p.511-9, Aug. 1996.
29. DUKE, E.S.; PHILLIPS, R.W.; BLUMERSHINE, R. Effects of various agents in cleaning cut dentine. **J. oral Rehab.**, v. 12, n.4, p.295-302, July 1985.
30. EKEMI, T.; NEMOTO, K. Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. **Dent. Mater. J.**, v.13, n.1, p.1-8, June 1994.

31. ELIADES, G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. **J. Dent.**, v.22, n.2, p.73-81, Apr. 1994.
32. ERICKSON, R.L. Surface interactions of dentin adhesive materials. **Oper. Dent.**, v.5, p.81-94, 1992. Supplement 5.
33. FEILZER, A.J. et al. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. **Eur. J. Oral Sci.**, v.103, n.5, p.322-6, Oct. 1995.
34. FERRARI, M.; DAVIDSON, C.L. Interdiffusion of traditional glass ionomer cement into conditioned dentin. **Amer. J. Dent.**, v.10, n.6, p.295-7, Dec. 1997.
35. FRANCISCHONE, C.E. et al. Efeito de alguns agentes de limpeza sobre a dentina, observado através de microscopia eletrônica de varredura. **Estomat. Cult.**, v.14, n.1/2, p.49-56, 1984.
36. FUSAYAMA, T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restorations. **Quintessence Int.**, v.18, n.9, p.633-41, Sept. 1987.
37. FUSAYAMA, T. Light-cured composites. In: _____. **A simple pain-free adhesive restorative system by minimal reduction and total etching.** Japan, Ishiyaku Euroamerica, 1993. Cap.2, p.23-39.
38. FUSAYAMA, T. et al. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative system. **J. dent. Res.**, v.58, p.1364-70, 1979. apud BERTOLLOTTI¹⁰

39. GOING, R.E. Status report on cement bases, cavity liners, varnishes, primers, and cleansers. **J. Amer. dent. Ass.**, v.85, n.9, p.654-60, Sept. 1972.
40. GORACCI, G.; MORI, G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. **Quintessence Int.**, v.27, n.2, p.129-35, Feb. 1996.
41. GORACCI, G.; MORI, G.; DE MARTINS, L.C. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. **Quintessence Int.**, v.27, n.5, p.355-62, May 1996.
42. GWINNETT, A.J. The adaptation of a visible light cured calcium hydroxide liner to dentin. **Quintessence Int.**, v.19, n.2, p.111-5, Feb. 1988.
43. HAMID, A.; SUTTON, W.; HUME, W.R. Variation in phosphoric acid concentration and treatment time and HEMA diffusion through dentin. **Amer. J. Dent.**, v.9, n.5, p.211-4, Aug. 1996.
44. HAMLIN, P.; SAMARAWICKRAMA, D.; LYNCH, E. Effect of polyacrylic acid on bond-strength of glass polyalkenoate to dentine. **J. dent. Res.**, v.69, p.343, 1990. Special issue. /Abstract n. 1878/
45. HANSEN, E.K. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. **J. dent. Res.**, v.65, n.11, p.1319-21, Nov. 1986.
46. HANSEN, E.K. Effect of gluma in acid-etched dentin cavities. **Scand. J. dent. Res.**, v.95, n.2, p. 181-4, Apr. 1987.

47. HANSEN, E.K.; ASMUSSEN, E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. **Scand. J. dent. Res.**, v.101, n.3, p.176-9, June 1993.
48. HENRIQUES, J.F.C. Correlação entre o espaçamento anterior na dentadura decídua e o apinhamento antero-inferior na dentadura permanente. In: **LIVRO ANUAL DO GRUPO BRASILEIRO DE PROFESSORES DE ORTODONTIA E ODONTOPEDIATRIA**, 1, São Paulo, GBPOO, 1992. p.135-6.
49. HILTON, T.J. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. **Oper. Dent.**, v.21, n.4, p.134-46, July/Aug. 1996.
50. HINOURA, K.; MIYAZAKI, M.; ONOSE, H. Dentin bond strength of light-cured glass-glass-ionomer cements. **J. dent. Res.**, v.70, n.12, p.1542-4, Dec. 1991.
51. HOLTAN, J.R. et al. Bond strength of a light-cured and two auto-cured glass ionomer liners. **J. Dent.**, v.18, n.5, p.271-75, Oct. 1990.
52. HOTTA, M.; AONO, M. Adaptation to the cavity floor of the light-cured glass ionomer cement base under a composite restoration. **J. oral Rehab.**, v.21, n.6, p.679-85, Nov. 1994.
53. IKEMI, T.; NEMOTO, K. Effect of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. **Dent. Mat. J.**, v.13, n.1, p.1-8, June 1994.
54. IRIE, M.; NAKAI, H. Effect of immersion in water on linear expansion and strength of three base/liner materials. **Dent. Mat. J.**, v.14, n.1, p.70-7, June 1995.

55. KAKABOURA, A.I.; ELIADES, G.C.; PALAGHIAS, G. Laboratory evaluation of three visible light-cured resinous liners. **J. Dent.**, v.24, n.3, p.223-31, May 1996.
56. KERBY, R.E.; KNOBLOCH, L. The relative shear bond strength of visible light-curing and chemically curing glass-ionomer cement to composite resin. **Quintessence Int.**, v.23, n.9, p.641-4, Sept. 1992.
57. KOIKE, T. et al. Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. **Dent. Mat.**, v.6, n.3, p.178-80, July 1990.
58. KORAN, P.; KÜRSCHNER, R. Effect of sequential *versus* continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. **Amer. J. Dent.**, v.11, n.1, p.17-22, Feb. 1998.
59. LEE, H.; ORLOWSKI, J. **Adhesive dental composite restoratives.** California, Lee Pharmaceuticals, 1973. 65p.
60. LEIDAL, T.I.; ERIKSEN, H.M. A scanning electron microscopic study of the effect of various cleansing agents on cavity walls *in vitro*. **Scand. J. dent. Res.**, v.87, n.6, p.443-9, Nov./Dec. 1979.
61. LEWIS, B.A.; BURGESS, J.O.; GRAY, S.E. Mechanical properties of dental base materials. **Amer. J. Dent.**, v.5, n.2, p.69-72, Apr. 1992.
62. LIBERMAN, R.; BEN-AMAR, A.; LUPO, N. The rate of OH⁻ ion release from lining materials containing calcium hydroxide. **J. Oral Rehab.**, v.22, n.11, p.809-15, Nov. 1995.

63. LIN, A.; MCINTYRE, N.S.; DAVIDSON, R.D. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. **J dent. Res.**, v.71, n.11, p.1836-41, Nov. 1992.
64. LONG, T.E.; DUKE, E.S.; NORLING, B.K. Polyacrylic acid cleaning of dentin and glass ionomer bond strength. **J. dent. Res.**, v.65, p.345, 1995. Special issue. /Abstract n. 1583/
65. MANGA, R.K.; CHARLTON, D.G.; WAKEFIELD, C.W. *In vitro* evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. **Gen. Dent.**, v.43, n.3, p.241-3, May/June 1995.
66. MARTIN, F.E.; O'ROURKE. Marginal seal of cervical tooth-coloured restorations. A laboratory investigation of placement techniques. **Aust. Dent. J.**, v.38, n.2, p.102-7, Apr. 1993.
67. MCCOMB, D.; ERICSON, D. Antimicrobial action of new, proprietary lining cements. **J. dent. Res.**, v.66, n.5, p.1025-8, May 1987.
68. MCCONNELL, R.J. et al. The effect of restorative materials on the adaptation of two bases and a dentin bonding agent to internal cavity walls. **Quintessence Int.**, v.17, n.11, p.703-10, Nov. 1986.
69. MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMAN, K.H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart polymerization". **J. Dent.**, v.25, n.3/4, p.321-30, May/July 1997.
70. MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a lighth-cured glass-ionomer liner/base. **J. dent. Res.**, v.70, n.1, p.72-4, Jan. 1990.

71. MONDELLI, J. et al. **Proteção do complexo dentinopulpar**. São Paulo, Artes Médicas, 1998.
72. MONGKOLNAM, P.; TYAS, M.J. Light-cured lining materials: a laboratory study. **Dent. Mat.**, v.10, n.3, p.196-202, May 1994.
73. MOUNT, G.J. Glass-ionomer cements: past, present and future. **Oper. Dent.**, v.19, n.2, p.82-90, Mar./Apr. 1994.
74. MOUNT, G.J. Clinical performace of glass ionomers. **Biomaterials**, v.19, n.6, p.573-9, Mar. 1998.
75. MUNKSGAARD, E.C.; IRIE, M.; ASMUSSEN, E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. **J. dent. Res.**, v.64, n.12, p.1409-11, Dec. 1985.
76. NAKABAYASHI, N. Resin-reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. **J. Jpn. Dent. Mater.**, v.1, p.78-81, 1982.
77. NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. **Hybridization of dental hard tissue**. Tokio, Quintessence Books, 1998.
78. NAVARRO, M.F.L.; PASCOTTO, R.C. **Cimentos de ionômero de vidro**. São Paulo, Artes Médicas. 1998.
79. OHHASHI, K. et al. Duration of cleaning and priming of dentine and contraction gap formation. **J. Dent.**, v.23, n.6, p.365-9, Dec. 1995.

80. PAMEIJER, C.H.; STANLEY, H.R. The disastrous effects of the “total etch” technique in vital pulp capping in primates. **Amer. Dent. J.**, v.11, p.S45-54, Jan. 1998. Special issue.
81. PAMEIJER, C.H.; STANLEY, H.R.; NORVAL, G. Pulp capping with new adhesive light cured calcium hydroxide formula. **J. Dent. Res.**, v.97, p.200, Mar. 1998. Special issue. /Abstract n. 757/
82. PAPADAKOU, M. et al. Adaptation of two different calcium hydroxide bases under a composite restoration. **J. Dent.**, v.18, n.5, p.276-80, Oct. 1990.
83. PASHLEY, D.H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. **Oper. Dent.**, v.17, n.6, p.229-42, Nov./Dec. 1992.
84. PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentin permeability and dentine adhesion. **J. Dent.** v.25, n.5, p.355-72, Sept. 1997.
85. PASHLEY, D.H. et al. Dentin permeability: effects of cavity varnishes and bases. **J. prosth. Dent.**, v. 53, n.4, p.511-6, Apr. 1985.
86. PEREIRA, J.C. et al. Clinical evaluation of dycal under amalgam restorations. **Amer. J. Dent.**, v.3, n.2, p.67-70, Apr. 1990.
87. PEREIRA, J.C. et al. Efeito do condicionamento da dentina sobre a retenção do cimento ionomérico em restaurações mistas. **Rev. bras. Odont.**, v.49, n.1, p.11-4, jan./fev. 1992.
88. PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Bonding and gap formation of glass-ionomer cement used in conjunction with composite resin. **Acta. odont. Scand.**, v.47, n.3, p.141-8, June 1989.

89. PHILLIPS, R.W. **Skinner Materiais dentários**. 9.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993.
90. PIERPONT, W.F. et al. The effect of various bases on the fracture resistance of amalgam. **Oper. Dent.**, v.19, n.6, p.211-6, Nov./Dec. 1994.
91. PIMENTA, L.A.F.; MAURO, S.J.; FONTANA, U.F. Resistência ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável: efeito do tratamento da dentina com ácido poliacrílico. **ROBRAC**, v.2, n.5, p.13-6, Dec. 1992.
92. PRATI, C.; NUCCI, C.; MONTANARI, G. Effects of acid and cleasing agents on shear bond stregnth and marginal microleakage of glass-ionomer cements. **Dent. Mat.**, v.5, n.4, p.260-5, July 1989.
93. PRATI, C. et al. Effects of dentin surface treatments on the shear bond streghth of Vitrabond. **Dent. Mat.**, v.8, n.1, p.21-6, Jan. 1992.
94. POWIS, D.R. et al. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. **J. dent. Res.**, v.61, n.12, p.1416-22, Dec. 1982.
95. REINHARDT, J.W.; CHALKEY, Y. Softening effects of bases on composite resins. **Clin. Prev. Dent.**, v.5, p.5-12, 1983. apud GORACCI, G.; MORI, G.⁴¹
96. RETIEF, D.H. Are adhesive techniques sufficient to prevent microleakage? **Oper. Dent.**, v.12, n.4, p.140-5, Autumn. 1987.

97. RETIEF, D.H. Do adhesives prevent microleakage? **Int. dent. J.**, v.44, n.1, p.19-26, Feb. 1994.
98. RUEGGERBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS JUNIOR, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper. Dent.**, v.19, n.1, p.26-32, Jan./Feb. 1994.
99. SEGURA, A.; DONLY, K.J. *In vitro* posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. **J. oral Rehab.**, v.20, n.5, p.495-9, Sept. 1993.
100. SHALABI, H.S.; ASMUSSEN, E.; JORGENSEN, K.D. Increased bonding of a glass ionomer cement to dentin by means of FeCl₃. **Scand. J. Dent. Res.**, v.89, n.4, p.348-353, Aug. 1981.
101. SIDHU, S.K. Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. **Amer. J. Dent.**, v.7, n.2, p.115-8, Apr. 1994.
102. SIDHU, S.K.; WATSON, T.F. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. **Amer. J. Dent.**, v.8, n.1, p.59-67, Feb. 1995.
103. SILVA E SOUZA JÚNIOR, M.H. et al. Avaliação da infiltração marginal em esmalte e cimento em cavidades de classe II MOD restauradas com cinco sistemas adesivos. **Rev. Odont. Univ. São Paulo**, v.5, n.2, p.140-45, jul./dez. 1991.
104. SÖDERHOLM, K.-J.M. Does resin based dentine bonding work? **Int. dent. J.**, v.45, n.6, p.371-81, Dec. 1995.

105. STANLEY, H.R.; PAMEIJER, C.H. Pulp capping with a new visible light-curing calcium hydroxide composition (prisma vlc dycal). **Oper. Dent.**, v.10, n.4, p. 156-63, Autumn 1985.
106. STRAFFON, L.H. et al. Twenty-four-month clinical trial of visible-light-activated cavity liner in young permanent teeth. **J. Dent. Child.**, v.58, n.2, p.124-8, Mar./Apr. 1991.
107. SULIMAN, A.A.; BOYER, D.B.; LAKES, R.S. Cusp movement in prémolars resulting from composite polymerization shrinkage. **Dent. Mater.** v.9, n.1, p.6-10, Jan. 1993.
108. TAM, L.E.; MCCOMB, D.; PULVER, F. Physical properties of proprietary light-cured lining materials. **Oper. Dent.**, v.16, n.6, p.210-7, Nov./Dec. 1991.
109. TAM, L.E. et al. Physical properties of calcium hydroxide and glass-ionomer base and lining materials. **Dent. Mat.**, v.5, n.3, p.145-9, May 1989.
110. TAO, L.; REYNOLDS, J.M.; PASHLEY, D.H. Effect of dycal on dentin permeability. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.4, n.1, p.16-8, Feb. 1988.
111. TITLEY, K.C.; SMITH, D.C.; CHERNECKY, R. SEM observations of the reactions of the components of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement on bovine dentine. **J. Dent.**, v.24, n.6, p.411-6, Nov. 1996.

112. TJAN, A.H.; DUNN, J.R. Microleakage at gingival dentin margins of class V composite restorations lined with light-cured glass ionomer cement. **J. Amer. dent. Ass.**, v.121, n.6, p.706-10, Dec. 1990.
113. ULUSU, T.; ÖZTAS, N.; TULUNOGLU, Ö. Comparison of the effect of insertion techniques of a resin composite on dentinal adaptation of two visible light-cured bases: direct evaluation *versus* a replica technique. **Quintessence Int.**, v.27, n.1, p.63-8, Jan. 1996.
114. VALLE, A.L. Moldagem e modelo de trabalho. In.: PEGORARO, L.F. et al. **Prótese Fixa**. São Paulo, Artes Médicas, 1999. Cap. 7, p.149-75.
115. VAN DIJKEN, J.W.V.; HÖRSTEDT, P. *In vivo* adaptation of restorative materials to dentin. **J. prosth. Dent.**, v.56, n.6, p.677-81, Dec. 1986.
116. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? **J. dent. Res.**, v.77, n.6, p.1435-45, June 1998.
117. VERSLUIS, A. et al. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J. dent. Res.**, v.75, n.3, p.871-8, Mar. 1996.
118. VOSSEN, M.E.M.H. et al. A rapid scanning electron microscopic replication technique for clinical studies of dental restorations. **Dent. Mat.**, v.1, n.4, p.154-63, Aug. 1985.

119. WANG, J-D.; HUME, W.R. Difusion of hydrogen ion and hydroxyl ion from various sources through dentine. **Int. Endod. J.**, v.21, n.1, p.17-26, Jan. 1988.
120. WATSON, T.F. A confocal microscopic study of some factors affecting the adaptation of a light-cured glass-ionomer to tooth tissue. **J. dent. Res.**, v.69, n.8, p.1531-8, Aug. 1990.
121. WATTS, A.; PATERSON, R.C. The dentine smear layer and bonding agents. **Restorative Dent.**, v.6, n.3, p.21-5, Aug. 1990.
122. WEINER, R.S.; WEINER, L.K.; KUGEL, G. Teaching the use of bases and liners: a survey of north american dental schools. **J. Amer. dent. Ass.**, v.127, n.11, p.1640-5, Nov. 1996.
123. WIECZKOWSKI, G. et al. Leakage patterns associated with glass-ionomer-based resin restorations. **Oper. Dent.**, v. 17, n. 1, p. 21-5, Jan./Feb. 1992.
124. WILSON, AD.; MCLEAN, W. **Glass-ionomer cement.** Chicago, Quintessence, 1988.
125. YOUSSEF, M.N.; ANAUATE NETTO, C.; AMORE, R. Bases forradoras fotoativadas: tipos e indicações. **Rev. paul. Odont.**, v.14, n.1, p.28-35, jan./fev. 1992.
126. ZIZMAN, W.A. **Relation of the equilibrium contact angle to liquid and solid constitution.** *Advances in chemistry series.* Washington, D.C., Amer. Chemistry Soc., v.43, p.1-51, 1964. apud LEE, H.; ORLOWSKI, J.⁵⁹

ABSTRACT

ABSTRACT

The present study evaluated the length and width of interface gaps between dentin and the following lining materials: chemically cured Dycal Advanced Formula II and light cured Prisma VLC Dycal and Ultra-Blend® plus calcium hydroxide bases; chemically cured Ketac Bond and light cured Vitrebond glass ionomer cements. Dentin cavities prepared in human teeth were pre-treated with only an air/water Spray or with a 25% Polyacrylic acid solution for 10s, or a 37% Phosphoric acid solution for 15s. One half of cavities were prepared in dentin (3mm wide, 0.8mm deep) and have been filled with only the lining materials. The other half of the cavities were enamel dentin cavities had a 0.8mm with enamel layer, 3mm wide, 0.8mm deep below the dentinoenamel junction. Theses cavities received a layer of lining material have then been treated with an adhesive system an restored with a composite resin. In order to access the dentinal interfacial adaptation, the specimens were sectioned longitudinally in buccal to lingual direction thorough the center of the restorations. Low viscosity polyvinyl siloxane impression material (Aquasil) was used to obtain negative replicas. The replicas were examined with a Zeiss Photomicroscope and the length and width of the gaps were measured. The values were submitted to Kruskall Wallis Test and Multiple Comparison Dunn Test. Results demonstrated that, on the experimental conditions used, the glass ionomer cements obtained the best results, specially the Vitrebond. The Ultra-Blend plus and Dycal, showed an intermediary position. Prisma VLC Dycal showed the powerest adaptation.

ANEXOS

Anexo A – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 1 (jatos ar/água + cimento de hidróxido de cálcio Dycal Fórmula Avançada II); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação dos</i> <i>segmentos A/B</i>
1 - 1A	2340	0	0	0	0	0
1 - 1B	2280	0	0	0		
1 - 2A	2580	0	0	0	0	0
1 - 2B	2300	0	0	0		
1 - 3A	2600	0	0	0	33	5
1 - 3B	1800	1205	66,9	10		
1 - 4A	2600	0	0	0	46	3
1 - 4B	1860	1705	91,6	5,6		
1 - 5A	2320	2195	94,6	15	47	8
1 - 5B	2620	0	0	0		
1 - 6A	2600	270	10,3	7,5	5	4
1 - 6B	2600	0	0	0		
1 - 7A	2600	0	0	0	0	0
1 - 7B	2600	0	0	0		
1 - 8A	2800	0	0	0	0	0
1 - 8B	2600	0	0	0		
1 - 9A	1800	1150	63,8	5	32	3
1 - 9B	2300	0	0	0		
1 - 10A	2200	0	0	0	0	0
1 - 10B	2540	0	0	0		

Anexo B – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 2 (ác. poliacrílico + cimento de ionômero de vidro Ketac Bond); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova Secção A/B</i>	<i>Comprimento em μm da parede axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Desadaptação em % do agente de proteção</i>	<i>Média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Média da % da extensão da desadaptação dos segmentos A/B</i>	<i>Média em μm da largura da desadaptação dos segmentos A/B</i>
2 - 1A	2340	0	0	0	7	5
2 - 1B	2400	330	13,7	10		
2 - 2 A	2000	350	17,5	5	12	5
2 - 2B	2440	150	6,1	5		
2 - 3 A	1500	0	0	0	8	2
2 - 3B	2000	300	15	4		
2 - 4 A	2430	220	9	2	17	2
2 - 4B	2420	620	25,6	2,8		
2 - 5 A	2500	0	0	0	13	1
2 - 5B	2300	620	26,9	2		
2 - 6 A	3000	0	0	0	0	0
2 - 6B	2840	0	0	0		
2 - 7 A	2600	345	13,2	5	17	5
2 - 7B	2520	525	20,8	5		
2 - 8 A	2400	715	29,7	5	15	5
2 - 8B	2640	0	0	5		
2 - 9 A	2600	175	6,7	5	3	3
2 - 9B	2800	0	0	0		
2 - 10 A	2700	0	0	0	5	4
2 - 10B	2740	275	10	7,5		

Anexo C - Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 3 (jatos ar/água + cimento de ionômero de vidro Vitrebond); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação dos</i> <i>segmentos A/B</i>
3 - 1A	2500	0	0	0	0	0
3 - 1B	2720	0	0	0		
3 - 2 A	2800	0	0	0	0	0
3 - 2B	2840	0	0	0		
3 - 3 A	2460	0	0	0	0	0
3 - 3B	2320	0	0	0		
3 - 4 A	1600	0	0	0	0	0
3 - 4B	2960	0	0	0		
3 - 5 A	3000	0	0	0	0	0
3 - 5B	2860	0	0	0		
3 - 6 A	2760	0	0	0	0	0
3 - 6B	2700	0	0	0		
3 - 7 A	2900	0	0	0	0	0
3 - 7B	2100	0	0	0		
3 - 8A	2560	0	0	0	0	0
3 - 8B	2440	0	0	0		
3 - 9 A	2640	0	0	0	0	0
3 - 9B	2540	0	0	0		
3 - 10 A	2400	0	0	0	0	0
3 - 10B	2240	0	0	0		

Anexo D – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 4 (ác. poliacrílico + cim. de ionômero de vidro Vitrebond); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação dos</i> <i>segmentos A/B</i>
4 - 1 A	1600	0	0	0	0	0
4 - 1B	2500	0	0	0		
4 - 2 A	1100	0	0	0	0	0
4 - 2B	2200	0	0	0		
4 - 3 A	1600	0	0	0	0	0
4 - 3B	2400	0	0	0		
4 - 4 A	2640	0	0	0	0	0
4 - 4B	2000	0	0	0		
4 - 5 A	2200	0	0	0	0	0
4 - 5B	2660	0	0	0		
4 - 6 A	2900	0	0	0	0	0
4 - 6B	3000	0	0	0		
4 - 7 A	3000	0	0	0	0	0
4 - 7B	2660	0	0	0		
4 - 8 A	2800	0	0	0	0	0
4 - 8B	1900	0	0	0		
4 - 9 A	2560	0	0	0	0	0
4 - 9B	2300	0	0	0		
4 – 10A	2240	0	0	0	0	0
4 – 10B	2380	0	0	0		

Anexo E – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 5 (jatos ar/água + Prisma VLC Dycal); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
5 - 1 A	2200	0	0	0	46	3
5 - 1B	2400	2210	92	5		
5 - 3 A	2320	2120	91,3	5	84	5
5 - 2B	2320	1795	77,3	5		
5 - 3 A	2620	2368	90,3	5	89	5
5 - 3B	2400	2120	88,3	5		
5 - 4 A	2300	2300	100	5	100	5
5 - 4B	2200	2200	100	5		
5 - 5 A	2500	2500	100	5	100	5
5 - 5B	2400	2400	100	5		
5 - 6 A	2200	1370	62,2	5	52	5
5 - 6B	2520	1045	41,4	5		
5 - 7 A	2300	115	5	5	7	5
5 - 7B	2460	210	8,5	5		
5 - 8 A	2780	1835	66	10	50	13
5 - 8B	2800	965	34,4	15		
5 - 9 A	2220	0	0	0	8	10
5 - 9B	2800	470	16,7	20		
5 - 10 A	2740	1550	56,5	20	74	18
5 - 10B	2500	2300	92	15		

Anexo F – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 6 (ác. poliacrílico + Prisma VLC Dycal); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
6 - 1 A	2300	0	0	0	49	2
6 - 1B	2340	2300	98,2	4,5		
6 - 3 A	2400	2400	100	7	95	6
6 - 2B	2440	2180	89,3	5		
6 - 3 A	2560	1310	51,1	11,6	76	8
6 - 3B	1800	1800	100	5		
6 - 4 A	2100	2100	100	15	70	11
6 - 4B	2400	975	40,6	6,6		
6 - 5 A	2600	795	30,5	5	33	8
6 - 5B	2600	900	34,6	10		
6 - 6 A	2520	2425	96,2	5	98	8
6 - 6B	2120	2120	100	10		
6 - 7 A	2340	1765	75,4	5	82	5
6 - 7B	2000	1785	89,2	5		
6 - 8 A	3000	3000	100	7,5	98	8
6 - 8B	2620	2520	96,1	7,5		
6 - 9 A	2900	2535	87,4	7,5	88	6
6 - 9B	2540	2240	88,1	5		
6 - 10 A	2300	1840	80	10	63	8
6 - 10B	2200	990	45	5		

Anexo G – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 7 (ác. fosfórico + Prisma VLC Dycal); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação dos</i> <i>segmentos A/B</i>
7 - 1 A	2500	0	0	0	18	4
7 - 1B	2200	800	36,3	8,7		
7 - 3 A	2600	2175	83,6	10	67	10
7 - 2B	2240	1150	51,3	10		
7 - 3 A	2640	2215	83,9	7,5	92	6
7 - 3B	2500	2500	100	5		
7 - 4 A	2100	750	35,7	10	40	13
7 - 4B	2480	1100	44,3	15		
7 - 5 A	1980	1860	93,9	15	73	13
7 - 5B	2240	1150	51,3	10		
7 - 6 A	2500	2500	100	20	98	18
7 - 6B	2700	2615	96,8	15		
7 - 7 A	2320	0	0	0	50	3
7 - 7B	2500	2484	99,3	5		
7 - 8 A	2520	2520	100	12,5	95	13
7 - 8B	2380	2120	89	13,3		
7 - 9 A	2420	500	20,6	5	24	8
7 - 9B	2800	775	27,6	10		
7 - 10 A	2800	150	5,3	5	27	3
7 - 10B	3000	1450	48,3	0		

Anexo H – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 8 (jatos ar/água + Ultra Blend® plus); valores individuais do comprimento em µm da parede axial da cavidade, da somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em µm.

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>µm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em µm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em µm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em µm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
8 - 1 A	2600	225	8,6	3,5	22	4
8 - 1B	2600	915	35,1	5		
8 - 3 A	2700	0	0	0	0	0
8 - 2B	2600	0	0	0		
8 - 3 A	2300	50	2,1	5	3	5
8 - 3B	2400	90	3,7	5		
8 - 4 A	2180	260	11,9	5	20	5
8 - 4B	2400	655	27,2	5		
8 - 5 A	2500	75	3	5	2	3
8 - 5B	1650	0	0	0		
8 - 6 A	2700	0	0	0	1	3
8 - 6B	2360	50	2,1	5		
8 - 7 A	2800	650	23,2	5	17	5
8 - 7B	3000	335	11,1	5		
8 - 8 A	2100	0	0	0	0	0
8 - 8B	2700	0	0	0		
8 - 9 A	1800	150	8,3	5	4	3
8 - 9B	2300	0	0	0		
8 - 10 A	2800	0	0	0	0	0
8 - 10B	3000	0	0	0		

Anexo I – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 9 (ác. poliacrílico + Ultra Blend® plus); valores individuais do comprimento em µm da parede axial da cavidade, da somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em µm.

<i>Corpo-de-prova Secção A/B</i>	<i>Comprimento em µm da parede axial da cavidade</i>	<i>Somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Desadaptação em % do agente de proteção</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Média da % da extensão da desadaptação dos segmentos A/B</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação dos segmentos A/B</i>
9 - 1 A	2180	2180	100	5	74	5
9 - 1B	2400	1175	48,9	5		
9 - 2 A	2200	0	0	0	8	3
9 - 2B	2700	410	15,1	5		
9 - 3 A	2340	150	6,4	5	14	5
9 - 3B	2140	450	21	5		
9 - 4 A	2300	1630	70,8	5	49	5
9 - 4B	2400	660	27,5	5		
9 - 5 A	2400	2350	97,9	10	57	9
9 - 5B	2600	420	16,1	7,5		
9 - 6 A	1800	1800	100	10	77	8
9 - 6B	2480	1335	53,8	5		
9 - 7 A	2400	2400	100	5	64	8
9 - 7B	2460	685	27,8	10		
9 - 8 A	2800	195	6,9	10	13	8
9 - 8B	2700	490	18,1	5		
9 - 9 A	2660	1470	55,2	12,5	44	11
9 - 9B	2780	900	32,3	10		
9 - 10 A	3000	790	26,3	10	22	13
9 - 10B	3000	545	18,1	15		

Anexo J – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 10 (ác. fosfórico + Ultra Blend® plus + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em µm da parede axial da cavidade, da somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em µm.

<i>Corpo-de-prova Secção A/B</i>	<i>Comprimento em µm da parede axial da cavidade</i>	<i>Somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Desadaptação em % do agente de proteção</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Média da % da extensão da desadaptação dos segmentos A/B</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação dos segmentos A/B</i>
10 - 1 A	2600	0	0	0	0	0
10 - 1B	2180	0	0	0		
10 - 3 A	2300	0	0	0	0	0
10 - 2B	2240	0	0	0		
10 - 3 A	2120	460	21,6	5	11	3
10 - 3B	2000	0	0	0		
10 - 4 A	2340	0	0	0	0	0
10 - 4B	2400	0	0	0		
10 - 5 A	1600	490	30,6	5	15	3
10 - 5B	2700	0	0	0		
10 - 6 A	2320	0	0	0	0	0
10 - 6B	1800	0	0	0		
10 - 7 A	2740	0	0	0	0	0
10 - 7B	2540	0	0	0		
10 - 8 A	2800	720	25,7	5	22	5
10 - 8B	3000	570	19	5		
10 - 9 A	2600	0	0	0	0	0
10 - 9B	2800	0	0	0		
10 - 10 A	2400	0	0	0	0	0
10 - 10B	1600	0	0	0		

Anexo K – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 11 (jatos ar/água + Dycal Fórmula Avançada II + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm</i> <i>da extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação dos</i> <i>segmentos A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação dos</i> <i>segmentos A/B</i>
11 – 1 A	2100	1620	77,1	10	80	10
11 – 1B	2800	2300	82,1	10		
11 – 2 A	2000	1240	62	10	62	11
11 – 2B	2540	1590	62,5	12,5		
11 – 3 A	2700	1470	54,4	10	55	10
11 – 3B	2940	1630	55,4	10		
11 – 4 A	2800	1230	43,9	10	68	10
11 – 4B	2340	2170	92,7	10		
11 – 5 A	2640	2400	90,9	14	86	12
11 – 5B	2540	2060	81,1	10		
11 – 6 A	2700	1840	68,1	20	71	18
11 – 6B	2900	2150	74,1	15		
11 – 7 A	2700	1630	60,3	23	80	19
11 - 7B	2280	2280	100	15		
11 - 8 A	2700	1000	37	20	69	15
11 - 8B	2520	2520	100	10		
11 - 9 A	2440	0	0	0	44	5
11 - 9B	2600	2300	88,4	10		
11 - 10 A	2000	2000	100	12	100	11
11 - 10B	2200	2200	100	10		

Anexo L – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 12 (ác. poliacrílico + Ketac Bond + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
12 - 1 A	2820	400	14,1	6,2	13	6
12 - 1B	2600	320	12,3	5		
12 - 2 A	2460	250	10,1	5	5	3
12 - 2B	2800	0	0	0		
12 - 3 A	2440	270	11	10	6	5
12 - 3B	2900	0	0	0		
12 - 4 A	2540	1660	65,3	10	33	5
12 - 4B	2000	0	0	0		
12 - 5 A	2260	270	11,9	5	31	8
12 - 5B	1600	800	50	10		
12 - 6 A	2660	0	0	0	0	0
12 - 6B	2520	0	0	0		
12 - 7 A	2640	850	32,1	5	30	5
12 - 7B	2000	550	27,5	5		
12 - 8 A	2600	320	12,3	5	11	5
12 - 8B	2460	250	10,1	5		
12 - 9 A	2300	0	0	0	24	5
12 - 9B	2700	1300	48,1	10		
12 - 10 A	2800	0	0	0	19	5
12 - 10B	2720	1020	37,5	10		

Anexo M – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 13 (jatos ar/água + Vitrebond + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do agente</i> <i>de proteção</i>	<i>Média em μm</i> <i>da largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>do agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
13 - 1 A	1880	0	0	0	0	0
13 - 1B	2220	0	0	0		
13 - 2 A	2300	280	12,1	10	6	5
13 - 2B	2700	0	0	0		
13 - 3 A	2700	0	0	0	0	0
13 - 3B	2600	0	0	0		
13 - 4 A	2900	0	0	0	0	0
13 - 4B	3000	0	0	0		
13 - 5 A	3000	0	0	0	0	0
13 - 5B	2640	0	0	0		
13 - 6 A	2700	0	0	0	0	0
13 - 6B	2000	0	0	0		
13 - 7 A	2200	0	0	0	0	0
13 - 7B	2000	0	0	0		
13 - 8 A	2800	0	0	0	0	0
13 - 8B	2100	0	0	0		
13 - 9 A	2300	0	0	0	0	0
13 - 9B	2500	0	0	0		
13 - 10 A	2500	0	0	0	0	0
13 - 10B	2500	0	0	0		

Anexo N – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 14 (ác. poliacrílico + Vitrebond + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do agente</i> <i>de proteção</i>	<i>Média em μm</i> <i>da largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>do agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
14 - 1 A	2060	0	0	0	0	0
14 - 1B	2000	0	0	0		
14 - 2 A	2200	0	0	0	0	0
14 - 2B	2900	0	0	0		
14 - 3 A	2540	0	0	0	0	0
14 - 3B	2600	0	0	0		
14 - 4 A	2800	0	0	0	0	0
14 - 4B	2800	0	0	0		
14 - 5 A	2300	0	0	0	0	0
14 - 5B	2320	0	0	0		
14 - 6 A	2000	0	0	0	0	0
14 - 6B	2420	0	0	0		
14 - 7 A	3000	0	0	0	0	0
14 - 7B	2800	0	0	0		
14 - 8 A	2840	0	0	0	0	0
14 - 8B	2920	0	0	0		
14 - 9 A	2600	0	0	0	0	0
14 - 9B	2740	0	0	0		
14 - 10 A	2100	0	0	0	0	0
14 - 10B	2540	0	0	0		

Anexo O – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 15 (jatos ar/água + Prisma VLC Dycal + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
15 - 1 A	3000	3000	100	200	100	200
15 - 1B	2700	2700	100	200		
15 - 2 A	2600	2600	100	200	100	125
15 - 2B	2100	2100	100	50		
15 - 3 A	2540	2240	88,1	20	94	60
15 - 3B	2400	2400	100	100		
15 - 4 A	2300	0	0	0	50	25
15 - 4B	2500	2500	100	50		
15 - 5 A	2400	2400	100	60	100	45
15 - 5B	2400	2400	100	30		
15 - 6 A	2540	2540	100	300	89	205
15 - 6B	2540	1970	77,5	110		
15 - 7 A	2400	2060	85,8	59	93	45
15 - 7B	2300	2300	100	30		
15 - 8 A	2800	2800	100	40	100	30
15 - 8B	2900	2900	100	20		
15 - 9 A	2700	2700	100	40	100	40
15 - 9B	2300	2300	100	40		
15 - 10 A	2400	2400	100	100	50	50
15 - 10B	2340	0	0	0		

Anexo P – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 16 (ác. poliacrílico + Prisma VLC Dycal + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
16 - 1 A	2500	2500	100	50	100	50
16 - 1B	2540	2540	100	50		
16 - 2 ^A	2400	2400	100	50	100	50
16 - 2B	2660	2660	100	50		
16 - 3 A	2400	2400	100	50	92	50
16 - 3B	2300	1930	83,9	50		
16 - 4 A	2220	2220	100	10	92	10
16 - 4B	3000	2500	83,3	10		
16 - 5 A	2800	2100	75	10	88	30
16 - 5B	2700	2700	100	50		
16 - 6 A	2200	950	43,1	10	72	70
16 - 6B	2400	2400	100	130		
16 - 7 A	1800	1800	100	70	81	60
16 - 7B	1800	1100	61,1	50		
16 - 8 A	2600	2600	100	20	100	20
16 - 8B	2460	2460	100	20		
16 - 9 A	2460	2460	100	10	100	55
16 - 9B	1600	1600	100	100		
16 - 10 A	2500	2500	100	50	86	30
16 - 10B	2800	1990	71	10		

Anexo Q – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 17 (ác. fosfórico + Prisma VLC Dycal + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova</i> <i>Secção A/B</i>	<i>Comprimento em</i> <i>μm da parede</i> <i>axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de proteção</i>	<i>Desadaptação</i> <i>em % do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação do</i> <i>agente de</i> <i>proteção</i>	<i>Média da % da</i> <i>extensão da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>	<i>Média em μm da</i> <i>largura da</i> <i>desadaptação</i> <i>dos segmentos</i> <i>A/B</i>
17 - 1 A	3000	3000	100	20	100	40
17 - 1B	3000	3000	100	60		
17 - 2 A	1600	1600	100	60	100	70
17 - 2B	2480	2480	100	80		
17 - 3 A	2260	2260	100	30	100	35
17 - 3B	2000	2000	100	40		
17 - 4 A	2720	2720	100	60	74	40
17 - 4B	2700	1300	48,1	20		
17 - 5 A	2700	2700	100	10	79	26
17 - 5B	2820	1610	57	42		
17 - 6 A	2850	2850	100	23	83	22
17 - 6B	3000	2000	66,6	20		
17 - 7 A	2160	2160	100	20	100	15
17 - 7B	2640	2640	100	10		
17 - 8 A	2420	2290	94,6	20	97	35
17 - 8B	2800	2800	100	50		
17 - 9 A	2700	2700	100	20	89	30
17 - 9B	2640	2040	77,2	40		
17 - 10 A	2640	1640	62,1	20	81	20
17 - 10B	2400	2400	100	20		

Anexo R – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 18 (jatos ar/água + Ultra Blend® plus + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em µm da parede axial da cavidade, da somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em µm.

<i>Corpo-de-prova Secção A/B</i>	<i>Comprimento em µm da parede axial da cavidade</i>	<i>Somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Desadaptação em % do agente de proteção</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Média da % da extensão da desadaptação dos segmentos A/B</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação dos segmentos A/B</i>
18 - 1 A	2140	600	28	10	34	10
18 - 1B	2800	1100	39,2	10		
18 - 2 A	2620	230	8,7	10	4	5
18 - 2B	2420	0	0	0		
18 - 3 A	2200	1675	76,1	25	65	20
18 - 3B	2660	1445	54,3	15		
18 - 4 A	2720	0	0	0	0	0
18 - 4B	2600	0	0	0		
18 - 5 A	2680	0	0	0	7	5
18 - 5B	2900	400	13,7	10		
18 - 6 A	2700	0	0	0	0	0
18 - 6B	2540	0	0	0		
18 - 7 A	2240	0	0	0	0	0
18 - 7B	1780	0	0	0		
18 - 8 A	2860	570	19,9	10	29	10
18 - 8B	2720	1040	38,2	10		
18 - 9 A	2840	430	15,1	25	23	18
18 - 9B	2800	865	30,8	10		
18 - 10 A	2140	2140	100	5	67	8
18 - 10B	2640	900	34	10		

Anexo S – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 19 (ác. poliacrílico + Ultra Blend® plus + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em µm da parede axial da cavidade, da somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em µm.

<i>Corpo-de-prova Secção A/B</i>	<i>Comprimento em µm da parede axial da cavidade</i>	<i>Somatória em µm da extensão da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Desadaptação em % do agente de proteção</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Média da % da extensão da desadaptação dos segmentos A/B</i>	<i>Média em µm da largura da desadaptação dos segmentos A/B</i>
19 - 1 A	2940	1930	65,6	10	69	12
19 - 1B	2000	1450	72,5	14		
19 - 2 A	2120	2120	100	20	100	20
19 - 2B	2600	2600	100	20		
19 - 3 A	2500	2500	100	20	81	20
19 - 3B	2800	1750	62,5	20		
19 - 4 A	2000	1800	90	30	76	22
19 - 4B	2540	1550	61	13		
19 - 5 A	2160	2160	100	25	65	28
19 - 5B	2260	700	30,9	30		
19 - 6 A	2000	900	45	15	44	15
19 - 6B	2600	1100	42,3	15		
19 - 7 A	3000	3000	100	10	50	5
19 - 7B	2500	0	0	0		
19 - 8 A	2240	2240	100	10	63	10
19 - 8B	2240	600	26,7	10		
19 - 9 A	2800	2800	100	10	100	10
19 - 9B	2800	2800	100	10		
19 - 10 A	2300	2300	100	5	50	3
19 - 10B	2960	0	0	0		

Anexo T – Número do corpo-de-prova, em secção A e B, do GRUPO 20 (ác. fosfórico + Ultra Blend plus + sistema restaurador adesivo); valores individuais do comprimento em μm da parede axial da cavidade, da somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção, da desadaptação em % do agente de proteção e a média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção. Médias finais, somados os segmentos A e B, da extensão em % e da largura da desadaptação em μm .

<i>Corpo-de-prova Secção A/B</i>	<i>Comprimento em μm da parede axial da cavidade</i>	<i>Somatória em μm da extensão da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Desadaptação em % do agente de proteção</i>	<i>Média em μm da largura da desadaptação do agente de proteção</i>	<i>Média da % da extensão da desadaptação dos segmentos A/B</i>	<i>Média em μm da largura da desadaptação dos segmentos A/B</i>
20 - 1 A	2400	2200	91,6	20	61	25
20 - 1B	2920	880	30,1	30		
20 - 2 A	2600	2600	100	17	63	20
20 - 2B	3000	800	26,6	23		
20 - 3 A	2800	775	27,6	10	64	10
20 - 3B	2960	2960	100	10		
20 - 4 A	3000	1160	38,6	5	69	10
20 - 4B	2600	2600	100	15		
20 - 5 A	2700	2700	100	55	100	48
20 - 5B	2400	2400	100	40		
20 - 6 A	2600	1350	51,9	5	48	8
20 - 6B	2700	1200	44,4	10		
20 - 7 A	3000	975	32,5	6,5	24	8
20 - 7B	3000	450	15	10		
20 - 8 A	2400	2400	100	20	67	13
20 - 8B	2840	960	33,8	5		
20 - 9 A	2300	960	41,7	15	39	18
20 - 9B	2300	845	36,7	20		
20 - 10 A	2700	1050	38,8	10	24	10
20 - 10B	2300	200	8,6	10		