

SYMONE CRISTINA TEIXEIRA



**EFEITO DO PRÉ-TRATAMENTO DA DENTINA BOVINA NA
RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO DE UM CIMENTO DE
IONÔMERO DE VIDRO RESINA-MODIFICADO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", como parte das requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Odontologia Restauradora.

**Orientador: Prof. Tit. Maria Amélia
Máximo de Araújo**

**São José dos Campos
1998**

D2,
1235e
+ 1324

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
RIBEIRO, J. F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1994. 63p.

TEIXEIRA, S. C. *Efeito do pré-tratamento da dentina bovina na resistência ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro resina modificado*. São José dos Campos, 1998. 162p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Dedico esse trabalho

Ao meu pai **Gerson**, por seu exemplo de honestidade, dignidade ,
trabalho e amor, que tanto me orgulham de ser sua filha.

À minha mãe **Maria da Penha**, que sempre caminhou ao meu lado,
dando sustentação aos meus passos e força nos momentos mais
difíceis, com seu amor infinito de MÃE.

Ao meu marido **Lafayette**, por sua cumplicidade, apoio, incentivo e
amor. Obrigada por seu contínuo estímulo e ajuda na realização desse
trabalho.

À **Ana Carolina**, filha maravilhosa que Deus me deu, pelo seu amor,
ternura e compreensão, que nos seus poucos três anos de idade
entendeu e respeitou os estudos da mamãe.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Prof.^a Tit. Maria Amélia Máximo de Araújo

Ter recebido sua orientação segura, precisa, correta, sempre guiando meus passos até que eu pudesse chegar aqui, foi uma dádiva pela qual lhe serei eternamente grata. Sua dedicação e amor à docência são exemplos a serem seguidos. Obrigada por todas oportunidades de crescimento na carreira universitária.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pela oportunidade de realizar o curso de Pós-Graduação.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação, Caio, Carlos Henrique, Claudia, José Eduardo e Sérgio, pela amizade e convívio, foi muito bom trabalhar e crescer com vocês.

Aos professores Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves e Maria Filomena R. L. Huhtala pela colaboração durante a realização desse trabalho.

Aos professores Ary José Dias Mendes e Ivan Balducci, pelas análises estatísticas desse trabalho.

Ao Centro de Microscopia Eletrônica (CEME) da Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, principalmente à Prof^a. Dra. Edna F. Haapalainen e ao Prof. Dr. Flávio Paulo de Faria, pela grande colaboração e atenção dispensadas.

Ao AMR/CTA, nas pessoas do Prof. Dr. Cosme Roberto Moreira da Silva, Nélson Snellaert Tavares, e em especial ao Sargento Duque Gonçalves, Rodolfo de Queiroz Padilha e Elizabeth Godoy Cesar Salgado, meus agradecimentos pela contribuição na fase experimental desse trabalho.

Ao Físico Álvaro Damião da Divisão de Laser do IEAv pela colaboração na utilização do Laser nesse trabalho.

Às secretárias do curso de Pós-Graduação, Herena, Rose e Inês pela prestatividade durante o curso.

À Ângela de Brito Bellini, pela revisão bibliográfica e final desse trabalho.

À CAPES, pelo apoio ao curso de Pós-Graduação e pelo auxílio a mim concedido.

À 3M do Brasil pelo fornecimento de material empregado na pesquisa.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a elaboração desse trabalho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	08
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1 Evolução, formulações e características dos CIV.....	18
2.2 Smear layer - tratamentos químicos e físicos.....	34
2.2.1 Tratamentos químicos.....	34
2.2.2 Tratamentos físicos.....	39
2.3 Métodos de avaliação da interface dentina/CIV.....	49
2.3.1 Infiltração marginal.....	49
2.3.2 Testes de resistência adesiva.....	55
3 PROPOSIÇÃO.....	97
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	98
4.1 Materiais.....	98
4.2 Confeção dos corpos de prova.....	100
4.3 Teste de resistência ao cisalhamento.....	108
4.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	109

5 RESULTADOS.....	110
5.1 Análise estatística.....	111
5.2 Avaliação em microscopia eletrônica de varredura.....	115
6 DISCUSSÃO.....	120
7 CONCLUSÕES.....	135
8 REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	136
RESUMO.....	158
<i>ABSTRACT</i>.....	160

1 INTRODUÇÃO

A adesão entre um material restaurador e o elemento dentário, propiciando preparos cavitários extremamente conservadores, suficientemente resistentes à penetração de fluidos bucais e microrganismos e ao deslocamento pelas forças da mastigação, tem sido uma das maiores metas da Odontologia Restauradora nas últimas décadas.

A pesquisa de materiais restauradores que aderissem diretamente à estrutura dentária, teve início com os achados de Buonocore¹³ em 1955, que introduziu o ataque ácido do esmalte como uma maneira de aumentar a adesão de materiais acrílicos à superfície dentária.

Esse trabalho, com seu pioneirismo, abriu portas para o surgimento de novos materiais e novas técnicas, na chamada era da Odontologia Adesiva.

A procura por um material capaz de proporcionar um vedamento seguro com a estrutura dentária levou Smith⁸¹, em 1968, a desenvolver o cimento de policarboxilato de zinco, cuja novidade estava no seu líquido, um polímero do ácido poliacrílico, que substituiu o ácido fosfórico dos cimentos de fosfato de zinco, capaz de reagir ao mesmo tempo com o pó de óxido de zinco, e com o cálcio do esmalte e dentina promovendo uma adesão do cimento à estrutura dentária. Suas principais características eram baixa toxicidade, resistência mecânica, e adesividade a estrutura dentária.

Wilson & Kent⁹⁹, em 1972, publicaram resultados de trabalhos com um novo tipo de cimento, desenvolvido a partir da necessidade de um material adesivo e estético, ao qual deram o nome de cimento de ionômero de vidro (CIV). Este novo material apresentava as vantagens de liberar flúor, ser biocompatível, ter coeficiente de expansão térmica linear semelhante à estrutura dentária e principalmente, aderir-se à mesma. A composição química básica desse CIV era uma combinação especial de um pó de aluminossilicato vítreo, rotulado como G-200, e um líquido de uma solução aquosa de ácido poliacrílico a 50% (Wilson & Kent⁹⁹, 1972; McLean & Wilson⁴⁸,

1977; Wilson & McLean¹⁰⁰, 1988; Mount⁵⁸, 1994). Esse ácido era o mesmo que Smith⁸¹, em 1968, usou no cimento de policarboxilato e a porção vítrea tinha sua origem no pó do cimento de silicato. Quando o pó entra em contato com o líquido ocorre uma reação iônica tipo ácido-base, cujo resultado final é a formação de um sal. A água presente nas soluções produz uma ionização dos radicais carboxílicos dos ácidos, liberando H^+ que degradam a superfície externa das partículas do pó de vidro, liberando íons Al^{3+} , Ca^{2+} , Na^+ , F^- , formando uma sílica gel. Os cátions liberados, principalmente, Ca^{2+} e Al^{3+} , reagem com os grupamentos carboxílicos, agora carregados negativamente de radicais ácidos. Primeiramente, a reação desenvolve-se formando sais de policarboxilato de cálcio (reação de endurecimento inicial), obtidos aproximadamente 5 minutos após a mistura, e, posteriormente, formam-se os sais de policarboxilato de alumínio (reação de endurecimento tardio), cujo processo continua por mais de 24 horas (McLean & Wilson⁴⁸, 1977; Wilson & McLean¹⁰⁰, 1988). Durante o processo de endurecimento o pH do cimento permanece baixo, em torno de dois, isto é importante para que uma maior quantidade de ligações com o cálcio e o alumínio possam ocorrer e o material atinja

propriedades máximas. Antes da precipitação final dos sais de alumínio, o CIV é altamente vulnerável a umidade e desidratação devendo ser protegido com um adesivo dentinário fotopolimerizável (Wilson & McLean¹⁰⁰, 1988). Inicialmente, este material apresentou problemas em relação ao tempo de trabalho, que era muito rápido, e ao tempo de presa, muito longo para uma proposta clínica. Para melhorar algumas propriedades do CIV, foram adicionadas pequenas quantidades de ácido tartárico à solução aquosa de ácido poliacrílico, conseguindo melhorar a manipulação e aumentar o tempo de trabalho, isso acelerou o processo de precipitação e aumentou a resistência do cimento. Posteriormente a adição de ácido itacônico, reduziu a viscosidade do líquido e ofereceu maior estabilidade ao CIV (Wilson⁹⁸, 1977; Wilson & McLean¹⁰⁰, 1988). Versões anídricas desses cimentos foram desenvolvidas, onde o copolímero é liofilizado e incorporado ao pó, e o cimento é obtido pela mistura do pó com água destilada ou uma solução aquosa de ácido tartárico.

Uma modificação na química da reação resultou na introdução do cimento fotopolimerizável. A fórmula varia entre os fabricantes, mas na essência eles sofreram uma adição de 18-20% de

uma resina no líquido, cujo principal componente é o HEMA, sendo que no final da reação de presa, a quantidade de resina hidrofílica varia ao redor de apenas 5% (Mitra⁵⁶, 1991; Mount⁵⁸, 1994). Essa nova versão apresenta duas ou três reações de endurecimento: a) a reação ácido-base normal dos CIV convencionais; b) uma reação por fotoativação dos radicais livres; c) que pode continuar com uma polimerização química da fase resinosa na ausência de luz. Baseados na composição e reação de endurecimento deste novo material, McLean et al.⁵¹, em 1994, sugeriram que a nomenclatura mais correta seria cimento de ionômero de vidro resina-modificado (CIV-RM). Este material híbrido apresenta uma melhora das características antes descritas como limitantes ao uso dos CIV, ou seja, um melhor resultado estético, menor tempo de presa, maior tempo de trabalho e maior resistência física e mecânica (Mathis & Ferracane⁴², 1989; Hinoura et al.²⁷, 1991; Mitra⁵⁶, 1991; Mount⁵⁸, 1994; Sidhu & Watson⁷⁷, 1995).

O uso clínico recomendado inicialmente para o CIV era em restaurações de classe V (particularmente em lesões cervicais sem cárie), em pequenas cavidades de classe III sem envolvimento estético, como forrador de cavidades e como agente cimentante (Wilson &

Kent⁹⁹, 1972). O aprimoramento da formulação desse cimento permitiu a ampliação de suas indicações, podendo ser utilizado também em selamento de fóssulas e fissuras, restaurações de dentes decíduos, núcleos de preenchimento e restaurações laminadas (Wilson⁹⁸, 1977). As formulações fotopolimerizáveis, podem agora ser utilizadas como materiais restauradores estéticos diretos, embora ainda não possam ser utilizadas em áreas de incidência de forças oclusais (Sidhu & Watson⁷⁷, 1995; Attin et al.⁵, 1996; Kerby et al.³², 1997).

Todas essas indicações clínicas baseiam-se na sua característica fundamental: a adesão química à estrutura dental, que possibilita a sua utilização sem a necessidade de remoção de dentina sadia para a criação de retenções mecânicas (McLean & Wilson⁴⁹, 1977) e diminuição da infiltração marginal (Maldonado et al.³⁹, 1978). A adesão dos CIV é uma propriedade herdada dos cimentos de policarboxilatos, através do ácido poliacrílico que, por se tratar de uma molécula altamente polar, permite a adesão a outras moléculas polares, tais como as presentes no esmalte, dentina, ligas de platina e ouro estanhados, não se aderindo a superfícies inertes, como ouro, porcelana e platina (Hotz et al.³⁰, 1977). Esta adesão aos tecidos mineralizados

do dente faz-se basicamente através da ligação com os íons cálcio, portanto a adesão ao esmalte é maior do que à dentina (Levine et al.³⁶, 1977; Beech⁷, 1978; Lacefield et al.³⁴, 1985). O CIV parece aderir-se à dentina também através do colágeno, pois esse apresenta alguns radicais pendentos que contêm grupamentos amino e carboxílicos que podem melhorar a interação adesiva iônica e bipolar entre CIV e dentina (McLean & Wilson⁴⁸, 1977), embora não hajam evidências dessa união (Wilson & McLean¹⁰⁰, 1988). Desta forma, barreiras presentes na superfície dentária, que possam inibir um contato íntimo interfacial com a formação de uma camada intermediária, devem ser removidas antes da inserção do material (Beech⁷, 1978; Wilson et al.¹⁰¹, 1983; Geiger & Weiner²³, 1993).

Quando o preparo cavitário faz-se necessário, a superfície dentinária fica coberta por uma camada de esfregaço, a *smear layer*, composta de detritos de esmalte, dentina, sangue, saliva e microrganismos, que, embora sendo uma barreira natural a penetração de bactérias e suas toxinas para o interior da polpa, impede o íntimo contato do material com o substrato (Brännström & Johnson¹², 1974; Pashley⁶², 1984; Meryon et al.⁵⁴, 1987).

Com o intuito de melhorar a adesão do CIV a dentina, muitos estudos vêm buscando um tratamento adequado da *smear layer* previamente a inserção do material e vários tratamentos dentinários têm sido preconizados. Inicialmente foi sugerida a utilização de ácidos fortes (citríco e fosfórico), porém estes além de removerem totalmente a *smear layer*, também abrem os túbulos dentinários, dissolvendo a hidroxiapatita e diminuindo a efetividade da adesão. (Powis et al.⁶⁹, 1982; Lacefield et al.³⁴, 1985; Aboush & Jenkins¹, 1986; Hinoura et al.²⁸, 1986).

A utilização de uma substância que remova a *smear layer*, sem contudo abrir os canalículos dentinários, parece ser a maneira ideal de se melhorar a adesão. A profilaxia com pedra-pomes e taça de borracha, embora seja eficiente na remoção parcial da *smear layer*, sem a abertura dos túbulos dentinários, em certas cavidades, o acesso para sua utilização é inviável (Aboush & Jenkins¹, 1986). Aboush & Jenkins² em 1986 observaram que a efetividade da adesão com a utilização de substâncias ácidas ou pedra-pomes foi a mesma, sendo realmente influenciada pela contaminação superficial por saliva.

Vários trabalhos têm demonstrado a efetividade do ácido poliacrílico na adesão do CIV a dentina (Powis et al.⁶⁹, 1982; Barakat et al.⁶, 1988; Joynt et al.³¹, 1990; Mauro⁴⁵, 1992; Berry III & Powers¹⁰, 1994), variando-se a concentração e a forma de aplicação do ácido (ativa ou passiva). Desta forma o ácido poliacrílico foi considerado por Wilson & McLean¹⁰⁰ em 1988, como o condicionador dentinário mais eficiente e capaz de remover a *smear layer* sem contudo abrir os túbulos dentinários. Entretanto, Aboush & Jenkins² (1986); Hinoura et al.²⁸ (1986); Hewlett et al.²⁶ (1991); Mitchem & Gronas⁵⁵ (1991) e Tyas⁸⁹ (1993) contestaram o emprego do ácido poliacrílico pois verificaram não haver melhora na resistência adesiva.

Com o advento do CIV-RM, os resultados continuaram controvertidos, pois o emprego do ácido poliacrílico poderia tanto diminuir a adesão entre o substrato e a dentina (Hinoura et al.²⁷, 1991; Prati et al.⁷¹, 1992), quanto aumentá-la (Charlton & Haveman¹⁶, 1994).

Em razão da falta de consenso entre os autores sobre a necessidade do tratamento da dentina previamente a inserção do CIV e qual seria o agente específico nesta função, associadas as inovações surgidas na literatura empregando microabrasão das estruturas

dentárias (Los & Barkmeier³⁸, 1994), irradiação a laser com capacidade de modificar a morfologia dentinária e novas formulações de CIV no mercado, surgiu-nos a idéia de avaliar a resistência adesiva de um CIV-RM empregando-se pré-tratamento químico ou físico da dentina.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor elucidar o propósito do presente trabalho, a compilação dos dados bibliográficos foi dividida nos seguintes tópicos: *evolução, formulações e características dos CIV*, onde são revistos os conceitos básicos; *smear layer- tratamentos químicos e físicos*, onde são discutidos os procedimentos dispensados a esta camada; e *métodos de avaliação da interface dentina/CIV*, revendo os resultados obtidos em vários estudos e os fatores que podem interferir na adaptação e adesão dos CIV.

2.1 Evolução, formulações e características dos CIV

Wilson & Kent⁹⁹ em 1972 registraram a invenção de um novo cimento translúcido, que recebeu o nome de CIV ou ASPA, de *aluminossilicáte polyacrylate*, reservado àqueles materiais experimentais desenvolvidos no laboratório. A reação de presa deste cimento é essencialmente do tipo ácido/base, formando um sal

hidratado, quando o pó de vidro de aluminosilicato e a solução aquosa de um polímero e copolímero de ácido acrílico entram em contato. Na pasta imediatamente obtida pela mistura do pó com o líquido, presume-se que prótons (H^+) hidratados do líquido ataquem a superfície das partículas de vidro, deslocando cátions (Ca^{2+} e Al^{3+}), degradando a rede aluminosilicato em um gel de sílica hidratado. Cátions na forma simples ou complexos de fluoretos migram para as longas cadeias de íons carboxílicos, unindo-se através de ligações cruzadas, transformando a fase aquosa em gel, provocando o endurecimento do cimento e transformando-o em uma massa amorfa. Pelo fato da interface matriz/partícula formar-se durante a reação, ela será auto-ajustável, tornando-se resistente aos ciclos térmicos e mecânicos. A intenção inicial foi desenvolver este cimento para ser utilizado em dentes anteriores nas lesões de erosão/abrasão e, posteriormente, como agente de cimentação e para forramento de cavidades.

McLean & Wilson⁴⁸, 1977, realizaram um estudo para avaliar as formulações e propriedades dos CIV. Salientaram que o desenvolvimento desse material teve como objetivo combinar as melhores propriedades do cimento de silicato, resina composta e

cimento de policarboxilato. Basicamente o CIV era composto por um pó de vidro de alumínio cálcio silicato e um líquido de ácido poliacrílico. Modificações nos tempos de trabalho e presa, propriedades manipulativas, opacidade e resistência, com a utilização de diferentes vidros e formulações poliácidas, variando sua concentração e viscosidade e adição de agentes quelantes de baixo peso molecular, foram necessárias para que este material tivesse aceitabilidade clínica.

Avaliando as propriedades físicas do CIV, os autores comentaram que este material adere-se ao esmalte, à dentina, ao ácido inoxidável, ao estanho, à platina e ao ouro revestidos por óxidos de estanho, devido, provavelmente, à reação entre vários grupos carboxílicos (COOH) livres que formam pontes de hidrogênio e promovem um molhamento do substrato, permitindo um íntimo contato do material com a superfície, determinando a adesão em um primeiro estágio. É também provável que, com o endurecimento do CIV, as pontes de hidrogênio sejam substituídas por uniões metalo-iônicas, que unem o material firmemente ao substrato. Em geral, a adesão parece resultar de interações iônicas e bipolares, devido a natureza polar do

CIV e do substrato. Embora a translucidez dos CIV seja similar à dos cimentos de silicato, sua estética deixa a desejar quando comparados com as resinas compostas. Dessa forma, o CIV não deve ser usado em áreas de grande envolvimento estético.

Dando continuidade aos seus estudos McLean & Wilson⁴⁹, 1977, publicaram um trabalho sobre as aplicações clínicas do CIV. Recomendaram a utilização do ASPA IV restaurador em selamento de fóssulas e fissuras oclusais, restauração de cavidade de classe I incipiente, restaurações de dentes decíduos, restaurações de cavidades de classe III lingual, restaurações de cavidades de classe V sem envolvimento estético, reparo de margens de restaurações e restaurações de erosão/abrasão sem preparo cavitário. Com o desenvolvimento de um CIV com partículas mais finas, o ASPA IV A, pôde-se utilizá-lo também para cimentação de peças protéticas e base de restaurações. Os autores ressaltaram a importância futura do CIV no campo da prevenção e odontologia conservadora, principalmente devido as suas propriedades de biocompatibilidade, adesividade e efeito cariostático.

Ainda em 1977, McLean & Wilson⁵⁰ publicaram um terceiro trabalho sobre a utilização do CIV em lesões de erosão, sem a necessidade de preparo cavitário, preservando estrutura dental e vitalidade pulpar. Realizaram 276 restaurações que foram observadas por um período de três anos, para avaliar, principalmente, a adesão do CIV a dentina, bem como a alteração de cor, descoloração marginal e o contorno da superfície. A avaliação clínica revelou que das restaurações que se perderam, a maioria foi no período de seis meses, e as que se mantiveram em posição, permaneceram por longo período de tempo, sendo que a taxa de fracasso foi de 9% em três anos.

Wilson et al.¹⁰¹, em 1983, relataram a interação entre íons poliacrilatos e a hidroxiapatita, utilizando técnica de espectroscopia infravermelha. Afirmaram que quando um CIV, recém-preparado, é colocado sobre a superfície dentária, seja esmalte ou dentina, íons fosfato da superfície dental são deslocados pelas cadeias de poliacrilatos. Cada íon fosfato é deslocado juntamente com íons cálcio, resultando na formação de uma camada intermediária adesiva, rica em íons cálcio e fosfato, que adere firmemente à estrutura dental.

Em 1989, Mathis & Ferracane⁴², no intuito de melhorar as propriedades mecânicas dos CIV, agregaram uma pequena porcentagem do líquido resinoso, usado nas resinas compostas do comércio, ao líquido dos CIV e produziram um material híbrido contendo flúor, que deveria aderir à dentina, sendo mais forte, menos quebradiço e menos sensível à dessecação na cavidade oral do que os CIV convencionais. Analisaram a resistência à tração, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura e resistência à compressão deste material híbrido. Além disso, a solubilidade em água, adesão à dentina e rugosidade de superfície também foram testadas *in vitro*. Para o teste de adesão à dentina foram utilizados dez dentes humanos hígidos, estocados em água deionizada por uma semana. Os dentes foram embutidos em resina acrílica e a superfície dentária desgastada até expor a dentina. A superfície dentinária foi polida com lixas d'água granulações 120 e 320, e receberam tratamento com ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos. Um tubo de vidro (3mm de altura X 6,5mm de diâmetro) foi colocado sobre a dentina e o material híbrido inserido dentro dele. Os corpos de prova (CP) foram estocados, imediatamente, a 37°C em 100% de umidade por 1 hora e então submetidos ao teste de

resistência adesiva ao cisalhamento. Os resultados dos vários testes sugerem que as propriedades iniciais (primeira hora), do material híbrido excedem as dos CIV convencionais, exceto a adesão à dentina que foi similar a ambos. Os autores aferiram que além da melhoria nas propriedades mecânicas, a estética desse novo material é melhor que a do CIV convencional e a susceptibilidade à desidratação e trincas superficiais diminuída. O material, entretanto, ainda demonstrou ter menor resistência que os compósitos.

Mount⁵⁷, em 1991, propôs-se a comprovar a formação da camada ion enriquecida entre CIV e estrutura dentária *in vivo*. Com este propósito ele avaliou duas restaurações de CIV que estiveram na cavidade oral por dois e cinco anos, e que, por problemas periodontais, a exodontia tinha sido indicada. As restaurações tinham sido feitas em condições clínicas rotineiras utilizando-se pedra-pomes e água e depois o ácido poliacrílico a 10% por 10 segundos como tratamento prévio a inserção do CIV, que em um dente foi o Ketac-Fil (ESPE) e no outro o Ketac-Silver (ESPE). Após as extrações os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual para que a interface dente/material restaurador fosse observada ao microscópio eletrônico de varredura

(MEV). As imagens revelaram uma camada de CIV firmemente aderida ao esmalte e a dentina, com pequenas porosidades visíveis. Não houve sinal de infiltração marginal ou quebra da união ao longo da interface. O desenvolvimento dessa camada dependerá do preparo da superfície dentinária, da manutenção cuidadosa do balanço hídrico durante a manutenção do cimento e da espera de um período de tempo adequado para a manutenção do cimento previamente ao teste.

Lin et al.³⁷, em 1992, investigaram os mecanismos de adesão do CIV à dentina, por meio de técnicas químicas e físicas. Determinaram mecanicamente a resistência de união do material, analisaram a morfologia da superfície por meio do MEV e microscópio confocal, e mediram as trocas químicas nos locais de fratura da união, por meio de espectroscopia fotoeletrônica ao raio X e espectrometria de massa iônica secundária. Foram utilizados neste estudo dentes bovinos, e os CIV Glass Ionomer Liner (3M), convencional, e Vitrebond (3M Dental Products), fotopolimerizável, utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Os autores verificaram que o CIV fotopolimerizável possui uma adesão maior nas partículas do interior do seu corpo (coesão), que poderia melhorar a adesão à

superfície dentinária. Observaram também que o CIV fotopolimerizável apresenta uma retenção micromecânica, observada na microscopia, através da penetração do cimento nos canaliculos, o que não acontece com os CIV convencionais, que aderem à lama dentinária não penetrando nos canaliculos dentinários.

Rusz et al.⁷³, em 1992, compararam as propriedades adesivas de um CIV convencional, ChemFil II (De Trey Dentsply) com sete cimentos híbridos experimentais, quanto a união à dentina e a uma resina composta (Silar, 3M). Os CIV experimentais variaram quanto aos componentes: HEMA (2 hidroxietil metacrilato); BIS-GMA (bisfenol A glicidio metacrilato); TEGDMA (N-p-toluidilglicina glicidil metacrilato); SPTs (sulfato de sódio p-tolueno); DHEPT (N,N-dihidroxietil p-tolueno); BPO (peróxido de benzoila); ácido poliacrílico, álcool polivinil e gelatina; e quanto a concentração destes, incorporados ao pó de ChemFil II. Segundo a metodologia empregada, os autores puderam observar que, em geral, as modificações feitas no CIV não apresentaram efeitos adversos ou melhora na resistência adesiva à dentina; entretanto a união do CIV modificado com a resina composta apresentou melhores resultados quando o CIV não foi

condicionado com ácido fosfórico a 37% por 10 segundos previamente a inserção da resina. Concluíram que esses protótipos de cimentos híbridos representam uma possível nova geração de CIV.

Leinfelder³⁵, em 1993, fez uma retrospectiva do CIV desde a sua introdução até os dias atuais. Na década de setenta, esse material não foi bem aceito, pois embora tivesse a capacidade de liberar flúor, clinicamente soltava-se facilmente das áreas cervicais e apresentava um aspecto branco e quebradiço. Ultimamente tem sido largamente utilizado como agente cimentante, embora alguns casos de sensibilidade pós-operatória tenham sido relatados. O maior aprimoramento desse cimento foi a criação do sistema fotoativado. O primeiro material fotoativado que surgiu foi o Vitrebond (3M Dental Products) com capacidade de adesão duas a três vezes maior do que os convencionais. O autor salientou ainda que embora o CIV seja um material relativamente novo no mercado, tem sofrido constante atenção dos pesquisadores, e sua popularidade tem aumentado consideravelmente.

O ácido poliacrílico tem sido freqüentemente avaliado *in vitro* quanto a sua efetividade na retenção dos CIV à dentina, e os

resultados têm sido bem variados. Desta forma, Tyas⁸⁹ em 1993 avaliou a performance clínica de restaurações com CIV quanto a utilização do pré-tratamento dentinário com ácido poliacrílico. Quarenta lesões de erosão/abrasão foram selecionadas, sendo que a metade das amostras não recebeu o tratamento com ácido poliacrílico e a outra metade foi tratada com ácido poliacrílico a 25% por 10 segundos. Após este procedimento os dentes foram restaurados com o CIV Ketac-Fil (ESPE). Após um ano as restaurações foram avaliadas quanto a perda parcial ou total do material e pigmentação das margens. O autor observou que todas as restaurações que receberam pré-tratamento dentinário estavam presentes e que apenas uma restauração sem condicionamento tinha sido perdida parcialmente. Portanto não houve forte evidência de que o ácido poliacrílico deva ser um condicionador dentinário de escolha para as restaurações de CIV, entretanto estas observações foram feitas num curto espaço de tempo.

Em 1995, Mount⁵⁹ relatou várias propriedades físicas e biológicas desejáveis dos CIV, tais como a contínua liberação de flúor na cavidade oral, bem como a capacidade de absorver flúor quando a concentração do ambiente for maior do que a sua. A presença de flúor,

ainda ajuda a inibir a formação da placa bacteriana. A adesão à estrutura dentária tem papel primordial na prevenção da microinfiltração bacteriana. O cimento tem também se mostrado tão biocompatível, que já foi usado como um substituto de osso, e parece não ter mais a necessidade de se colocar uma sub-base sob as restaurações de CIV. Sugeriu ainda que o CIV pode ser utilizado como material restaurador temporário, como substituto do cimento de óxido de zinco e eugenol, em grandes lesões de cárie.

Tendo em vista o crescimento da popularidade do CIV na dentística restauradora, e do pouco conhecimento sobre as propriedades físicas dos novos materiais, resina modificados, foi que Attin et al.⁵, em 1996, propuseram-se a estudar a resistência flexural, resistência à compressão, módulo de elasticidade e microdureza superficial e desgaste causado pela escovação de quatro CIV-RM: Fuji II LC (GC Dental); Ionosil-Fil (DMG); Vitremer (3M Dental Products) Dental Products); Photac-Fil (ESPE), e de duas resinas compostas poliácido modificadas (RC-PM): Dyract (De Trey Dentsply) e Variglass VLC (De Trey Dentsply), comparando-os com uma resina composta híbrida (Blend-a-lux, Blendax) e um CIV convencional

(ChemFil Superior, De Trey Dentsply). Os resultados revelaram que os valores de resistência à compressão, resistência flexural, módulo de elasticidade e microdureza superficial dos CIV-RM e das RC-PM foram similares àqueles do CIV convencional. A resina composta híbrida exibiu o maior valor de microdureza superficial e contraditoriamente a menor resistência ao desgaste causado pela escovação. Os demais materiais mostraram uma marcada diminuição na dureza em profundidade excedendo a 2mm. Concluíram que as propriedades físicas dos CIV-RM e dos compósitos poliácidos modificados são inferiores quando comparados a uma resina composta, exceto ao desgaste causado pela escovação; e adicionaram que os materiais testados deveriam ser aplicados em incrementos menores que 2mm, em cavidades pequenas, sem bisel no ângulo cavo-superficial e sem incidência de forças oclusais.

Uma avaliação, após dez anos, do desempenho clínico de restaurações de lesões de erosão feitas com dois CIV convencionais, Ketac-Fil (ESPE) e Chem-Fil (ESPE), e uma resina composta, Cervident (SSWhite), foi realizada por Matis et al.⁴³, 1996. Todas as restaurações foram realizadas sem preparo cavitário. Em dez

anos foram perdidas 17% das restaurações de Ketac-Fil, 11% das de Chem-Fil e 83% das restaurações de resina composta. Os autores concluíram que a longevidade clínica dos CIV em restaurações de classe V é muito aceitável e parece ser igual ou superior a de outros materiais restauradores diretos, devendo ser o material de escolha na restauração de lesões de erosão/abrasão.

Uno et al.⁹⁰, 1996, propuseram-se a comparar os efeitos do tempo de estocagem em água nas características mecânicas de quatro CIV-RM: Photac-Fil (ESPE); Fuji II LC (GC Dental); Vitremer (3M Dental Products) e Dyract (De Trey Dentsply) com aqueles de um CIV convencional, Ketac-Fil (ESPE), e uma resina composta, Pekafill (Bayer AG). Foram preparados espécimes cilíndricos de 6mm de diâmetro por 3mm de altura, desses materiais e armazenados em água deionizada a 37°C, por 1 hora, 24 horas, uma semana, um mês, três meses e seis meses antes da determinação da resistência tensil diametral e profundidade da deformação superficial após serem submetido a uma carga de 1N e depois da remoção da carga. A resistência tensil diametral foi menor para o CIV convencional e maior para a resina composta, os CIV-RM ficaram num posto intermediário

entre os dois materiais referidos. Os valores de resistência tensil diametral foram maiores para o tempo de estocagem de 24 horas, tenderam a diminuir em uma semana e permaneceram estáveis até o final das mensurações em seis meses. Os materiais mostraram uma tendência a um leve aumento na profundidade de deformação sob a carga e depois da remoção da carga com o aumento do tempo de estocagem. Essas propriedades mecânicas indicam a posição intermediária dos CIV-RM, entre o CIV convencional e a resina composta; e o tempo de estocagem por seis meses teve pouco efeito adverso sobre as propriedades mecânicas desses materiais.

Kerby et al.³², 1997, ressaltam a importância de se conhecer a química e as propriedades físicas dos novos CIV fotopolimerizáveis, para as diversas aplicabilidades clínicas desses materiais. Eles realizaram um estudo para comparar a resistência a compressão e a resistência tensil diametral em 1, 24 horas e sete dias de três CIV-RM: Vitremer (3M Dental Products); Fuji II LC (GC Dental America); Photac-Fil (ESPE), uma resina composta - poliácido modificada (Variglass, LD Caulk/Dentsply), uma resina

autopolimerizável para construção de núcleos (Prosthodont, Lee Pharmaceuticals), utilizando a fotopolimerização ou não.

Os resultados desse estudo mostraram que os valores da resistência à compressão dos CIV-RM, no tempo de sete dias, aproximaram-se dos valores obtidos com a resina composta e amálgama; e que tanto os CIV-RM quanto o compósito poliácido modificado, apresentaram valores de resistência tensil diametral de duas a três vezes maiores do que aqueles relatados na literatura dos CIV tipo II convencionais. Variglass e Photac-Fil demonstraram nenhuma e pobre reação de presa sem fotopolimerização, respectivamente. Entretanto, esse estudo também mostrou que a resistência inicial (1 hora) dos CIV-RM e do compósito poliácido modificado foi considerada inadequada para uso em áreas de grande estresse oclusal, quando comparada com a de outros materiais como a resina composta e o amálgama. Clinicamente, os autores sugerem que quando houver necessidade de utilização de incrementos maiores que 2mm, os cimentos com ativação tripla devem ser preferidos (Vitremer e Fuji II LC).

2.2 Smear layer - tratamentos químicos e físicos

2.2.1 Tratamentos químicos

Brännström & Johnson¹², em 1974, avaliaram através do MEV os efeitos de várias substâncias de limpeza e de soluções desmineralizantes quando aplicadas sobre a dentina. Observaram que as soluções desmineralizantes além de produzirem a limpeza da superfície dentinária, abriam e alargavam a entrada dos canaliculos dentinários, que estavam obliterados pela deposição de detritos produzidos durante o preparo cavitário. Esse efeito foi considerado indesejável, pois os *plugs* que ocluem os canaliculos dentinários podem impedir a penetração de bactérias. Dentre as soluções testadas, a que melhor apresentou resultado de agente limpador, sem contudo provocar a abertura dos canaliculos dentinários, foi a solução microbicida com fluoreto de sódio a 3%. Os autores sugerem que a limpeza da cavidade com soluções microbicidas, previamente a inserção de materiais para forramento, cimentação e restauração, deve ser feita rotineiramente, para livrar a superfície das bactérias.

Em 1984, Pashley⁶² apresentou algumas considerações sobre a *smear layer*, através de uma extensa revisão da literatura. Relatou que, quando a dentina é cortada com instrumentos manuais ou rotatórios, a matriz orgânica de colágeno mineralizada é fragmentada, espalhando-se sobre a superfície dentinária, formando uma camada de lama dentinária, conhecida como *smear layer*. Ao MEV, essa camada apresenta-se amorfa, relativamente lisa e sem traços característicos, estando seus constituintes abaixo da resolução desse microscópio. A espessura da *smear layer* pode variar dependendo de como a dentina foi cortada (seca ou irrigada), da quantidade e composição da solução irrigadora, do tamanho e da forma da cavidade e do tipo de instrumento empregado. O principal tópico abordado nesse estudo foi a necessidade ou não da remoção da *smear layer* previamente a conduta restauradora. No caso dos CPC e do CIV que possuem a capacidade de aderir quimicamente à estrutura dental, a remoção da *smear layer* se faz necessária, já que a união do cimento com a *smear layer* é fraca. Em contrapartida, a *smear layer* reduz a permeabilidade dentinária mais efetivamente do que qualquer verniz cavitário. Assim, o autor concluiu que a *smear layer* ocupa uma posição estratégica na odontologia

restauradora, e que ambos pontos de vista, quanto a sua remoção ou não, estão corretos, já que quando se utiliza um material não adesivo à estrutura dental, ela funciona como uma barreira natural à passagem de fluidos, e quando da utilização de materiais adesivos, ela interfere na adesão e adaptação destes.

Para avaliar a efetividade de vários agentes removedores de *smear layer*, Meryon et al.⁵⁴, em 1987, observaram através do MEV, a ação destes quando aplicados, sob condições similares, em cavidades preparadas tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Os agentes removedores utilizados neste estudo foram: ácido fosfórico a 37%, ácido poliacrílico a 25%, ácido cítrico a 50%, ácido láctico a 50%, água oxigenada a 3%, EDTA a 10%, Tubulicid vermelho e Tubulicid azul. *In vitro*, onde foram utilizados dentes humanos, todos os condicionadores ácidos e o EDTA apresentaram-se efetivos na remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários. *In vivo*, onde foram utilizados animais de laboratório, o EDTA teve o maior efeito na remoção da *smear layer*, bem como na abertura e alargamento dos orifícios dos túbulos dentinários. Os autores concluíram que as diferenças nos resultados pode ser devida a

utilização de dentes de diferentes espécies, e que *in vivo*, a presença do fluido dentinário poderia agir como uma substância tampão, limitando a ação de substâncias ácidas.

Uma avaliação clínica de quatro anos feita por Van Dijken⁹¹ em 1990, para analisar o efeito do pré-tratamento dentinário na retenção de restaurações de lesões de abrasão/erosão, foi feita utilizando-se um adesivo de esmalte, quatro diferentes adesivos dentinários, e um CIV, sem que o esmalte circundante fosse atacado. Os materiais utilizados foram: Concise Enamel Bond/Concise (3M Dental Products); Scotchbond/Silar (3M Dental Products); Cleafil bonding system (Kurary Co.); Cervident Adhesion Promotor/Cervident (SSWhite); Dentin Bonding Agent/Miradapt (J&J) e Fuji (G-C Dental). A limpeza da dentina foi realizada de quatro formas diferentes: a) com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos; b) com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos; c) com hipoclorito de sódio a 5% por 20 segundos; e d) com Tubilicid-blue (Dental Therapeutics Ltda) por 60 segundos. Os materiais restauradores foram inseridos e as restaurações avaliadas de seis em seis meses por quatro anos. O autor observou que nenhum dos sistemas adesivos resinosos utilizados mostrou grau aceitável de

retenção de acordo com os critérios da ADA, e que todas as restaurações com CIV ficaram retidas após pré-tratamento com Tubilicid e hipoclorito de sódio a 5% durante seis meses, porém aceitação completa da ADA, ou seja, três anos de retenção, somente foi obtida após o pré-tratamento com hipoclorito de sódio a 5%.

Matos et al.⁴⁴, em 1995, realizaram um estudo para avaliar qual substância seria mais efetiva na limpeza da superfície dentinária recoberta pela camada de esfregaço (*smear layer*). Foram preparados vinte discos de dentina humana hígida, divididos em dois grupos: dez foram preparados com ponta diamantada e outros dez, com broca carbide, ambos em alta rotação refrigerada. Um espécime de cada grupo foi mantido sem tratamento, para compor o grupo controle. As outras nove amostras restantes de cada grupo foram tratadas com: peróxido de hidrogênio 3%, líquido de Dakin, solução de lauril sulfato de sódio (Tergentec), flúor acidulado, flúor neutro, ácido fosfórico a 10% e 32% e ácido maleico 10%. Os espécimes foram observados ao MEV com aumento padronizado de duzentos e mil vezes, sendo as fotomicrografias analisadas comparativamente. As amostras tratadas com substâncias não desmineralizantes sofreram algum tipo de

alteração superficial do esfregaço, sem, expor a abertura dos túbulos dentinários. Nas amostras tratadas com soluções ácidas, houve remoção total, em maior ou menor grau, do esfregaço, havendo exposição da abertura dos canaliculos dentinários. Os autores concluíram que a escolha de um ou outro tratamento a ser feito previamente à restauração está diretamente relacionado com o tipo de procedimento restaurador a ser realizado.

2.2.2 Tratamentos físicos

A palavra *LASER* é um acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*. Todos os lasers têm elementos similares fundamentais (Gonzalez et al.²⁵, 1996; Mercer⁵², 1996):

- a) um agente emissor de luz, que pode ser um sólido, um líquido ou um gás;
- b) uma fonte de energia, que irá estimular átomos ou moléculas do agente emissor de luz;

c) um ressonador óptico, que nada mais é do que um arranjo de espelhos capaz de amplificar os efeitos do laser e garantir a qualidade única que o distingue de outros tipos de luz: coerência, colimação e monocromatismo.

A utilização do laser na Odontologia tem sido investigado desde a década de 1960 (Ster⁸², 1964). Inicialmente essa tecnologia foi usada para remoção de cárie em esmalte e dentina, usando o laser de Rubi. Em seguida, vários tipos de lasers foram surgindo, como Argônio, CO₂, Neodímio (Nd:YAG), Holmio, Erbío, Hélio-Neônio, entre outros, com comprimentos de onda, intensidades e frequências variadas, podendo ser utilizados nas diversas áreas da Odontologia (Featherstone²⁰, 1996; Mercer⁵³, 1996).

Os efeitos danosos causados a polpa dental pelo uso do laser de Rubi, levou Adrian³, em 1977, a pesquisar outro tipo de laser, o de Neodímio. Utilizou dentes de macacos *Rhesus* que, após anestesia, tiveram a região de 2mm acima da margem gengival exposta ao laser (6,772 J/cm² e pulso de 7ms.). Os dentes foram extraídos após dois dias, e as polpas analisadas ao microscópio óptico. Pôde-se

observar uma necrose focal de odontoblastos e uma leve hemorragia limitada a área pulpar em contato com os túbulos dentinários expostos ao laser. Em comparação com seu estudo prévio, utilizando o laser de Rubi, o autor concluiu que, o laser de Neodímio causou menor injúria a polpa dental, podendo vir a ser uma forma de tratamento dos tecidos duros do dente.

O uso da irradiação laser como um meio de alterar a natureza química e estrutural da superfície dentinária, e o efeito dessa ação na resistência adesiva ao cisalhamento de sistemas adesivos foi proposto por Cooper et al.¹⁷, em 1988. Neste estudo foi utilizado o laser de CO₂. Os autores observaram que a irradiação laser como pré-tratamento dentinário, produziu mudanças morfológicas na dentina, com a formação de projeções fungiformes. A resistência adesiva aumentou cerca de 300% em relação à dentina não tratada com o laser. Esse aumento na resistência adesiva deveu-se, principalmente, a adesão mecânica entre o compósito e as irregularidades superficiais da dentina.

O efeito do laser de CO₂ de ondas contínuas na estrutura e na permeabilidade da *smear layer* foi avaliado, *in vitro*, por Pashley et al.⁶⁴, em 1992. Foram preparadas fatias de dentina de 0,3 e

0,6mm de espessura a partir de terceiros molares humanos não erupcionados, estocados em solução salina isotônica contendo 0,2% de azida sódica a 4°C por menos de um mês. A *smear layer*, criada pelo corte das fatias, foi removida por mergulho dos espécimes em EDTA 0,5M com pH 7,4, por dois minutos. Uma nova *smear layer* foi preparada a partir de lixa de papel abrasivo 320 umedecida e por pressão digital. A permeabilidade de cada fatia de dentina foi mensurada por condutância hidráulica, antes e depois da aplicação do laser. Foram utilizados três níveis diferentes de energia: 11, 113 e 566J/cm². A exposição com a menor energia laser aumentou a permeabilidade dentinária, devido a perda parcial da *smear layer* superficial e *smear plugs*. O nível de energia intermediária também aumentou a permeabilidade dentinária pela formação de crateras, tornando a dentina mais delgada. A maior energia laser produziu uma vitrificação completa da superfície das crateras, com selamento dos túbulos dentinários. Entretanto, houve também uma remoção completa da *smear layer* num halo de 100µm de largura ao redor de cada cratera, aumentando a permeabilidade da dentina peri-cratera ao mesmo tempo que dentro da cratera, a permeabilidade era reduzida. Os

autores salientaram que o uso combinado da MEV e mensurações de permeabilidade fornecem informações complementares à avaliação dos lasers na dentina.

White et al.⁹⁶, em 1993, realizaram uma avaliação clínica, de três anos, da vitalidade pulpar e das restaurações de dentes que tiveram as lesões de cárie removidas com o emprego do Nd:YAG laser (100mJ/pulso, 10Hz). Todos os dentes tratados, que retornaram para controle, permaneceram com vitalidade e assintomáticos, com restaurações clinicamente aceitáveis. Com o sucesso desse tratamento, os autores vislumbraram um futuro promissor para a utilização da energia laser em substituição aos métodos convencionais.

Os efeitos do uso do laser nos tecidos dentários foram avaliados por Wigdor et al.⁹⁷, em 1993, onde utilizaram dentes humanos recém extraídos para analisar, *in vitro*, as mudanças morfológicas causadas na dentina e dentes de cães, *in vivo*, para poder observar as mudanças histológicas da polpa, frente à aplicação dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG. Os autores compararam essas mudanças com a utilização convencional de broca carbide em baixa velocidade (10.000rpm), para remoção de tecido dentário (grupo

controle). Ao MEV, puderam observar que o laser de CO₂ causou rachaduras na dentina e os túbulos dentinários não estavam evidentes; com a aplicação do laser de Nd:YAG, a dentina intertubular tinha uma aparência derretida, e os túbulos dentinários estavam evidentes, mas com tamanhos variados, e o laser de Er:YAG não causou nenhuma mudança morfológica evidente na dentina, sendo que a aparência desta estava bem semelhante ao grupo controle. Ao exame histológico, houve clara evidência de um efeito térmico na dentina causada pelo calor dos lasers de CO₂ e Nd:YAG, onde houve destruição da camada odontoblástica e infiltrado inflamatório intenso, típico de uma pulpíte irreversível. Os autores concluíram que nessas condições experimentais o laser de Er:YAG foi o que causou menor injúria a polpa, com resultados similares a utilização de instrumentos rotatórios, indicando este laser como um possível substituto das brocas no corte de tecidos dentais.

Em virtude da liberação de calor da interação do laser com a superfície dentária, White et al.⁹⁵, em 1994, investigaram a difusão desse calor através de diferentes espessuras dentina, após aplicação do laser de Nd:YAG pulsado, quantificando a temperatura

intra-pulpar. Utilizaram dentes humanos extraídos que tiveram o canal radicular preparado para adaptação de um termômetro internamente, sendo que as paredes dentinárias do canal foram cobertas com uma pasta condutora térmica (Omegatherm 201-Omega Engineering) para maximizar a transferência de temperatura. A superfície dentinária foi aplainada com lixa d'água 600 e a *smear layer* foi removida com solução de EDTA a 0,5M por 2 minutos. Uma área de 2 mm² de dentina foi exposta a pulsos do Nd:YAG por meio de uma fibra óptica. A potência variou de 0,3 a 3,0W com frequências de 10 e 20Hz. Os resultados mostraram que a temperatura intra-pulpar aumentou em função da potência, frequência e tempo de aplicação do laser, e diminuiu em função da maior espessura do remanescente dentinário (0,2 a 2,0mm). Os autores concluíram que o uso do laser de Nd:YAG, com potência, frequência e tempo adaptados à espessura da dentina poderiam não causar danos irreversíveis à polpa, pelo aumento não significativo da temperatura intra-pulpar.

Cernavin¹⁵, em 1995, comparou, por meio de MEV, os efeitos da irradiação dos lasers de Nd:YAG e Ho:YAG sobre a dentina e o esmalte de dentes humanos recém-extraídos. A aplicação do

Ho:YAG ($4160\text{J}/\text{cm}^2$; 1,5W; 0,5Hz; duração do pulso: $420\mu\text{s}$) produziu uma clara perfuração na dentina com menos tecido fundido ao redor do que o laser Nd:YAG ($50000\text{ J}/\text{cm}^2$; 1,5W; 10Hz; duração de pulso: $70\mu\text{s}$), que produziu uma dentina mais fundida e recristalizada. O autor proferiu que foi possível cortar tanto o esmalte quanto a dentina com os dois lasers, sendo que o laser de Ho:YAG pareceu ser mais controlável. Relatou ainda a necessidade de mais estudos, diversificando as potências e frequências dos lasers utilizados nessa pesquisa.

Kinney et al.³³, em 1996, verificaram a capacidade dos lasers de Nd:YAG e Ho:YAG de produzir mudanças morfológicas na dentina, ao ponto de torná-la resistente à desmineralização por um ácido-gel. O laser Nd:YAG foi utilizado com uma energia de $167\text{mJ}/\text{pulso}$ ($207\text{J}/\text{cm}^2$), com uma duração do pulso de $120\mu\text{s}$ e uma frequência de 10Hz. Nestas condições, foi observado um crescimento de apatita, com significativa recristalização, porém sem a formação de β -tricálcio fosfato. Essa camada superficial mostrou-se resistente a desmineralização, mas não impediu a penetração do ácido, e desmineralização da dentina sub-superficial. Já o grupo do laser de

Ho:YAG recebeu uma irradiação de 67mJ/pulso ($83\text{J}/\text{cm}^2$), com pulsos de 250 μs de duração e frequência 15Hz. Não houve evidência de ressecristalização da apatita. Os autores sugeriram que uma camada resistente à desmineralização, talvez poderia ser criada através de outros lasers, com comprimentos de onda, pulsos e densidades de energia diferentes.

Gonçalves²⁴, em 1997, avaliou os efeitos do pré-tratamento dentinário com irradiação laser, condicionamento ácido e hipermineralização, na resistência de união do sistema adesivo Scotchbond Multi-uso Plus 3M (3M Dental Products) frente ao teste de cisalhamento. Foram utilizados incisivos bovinos, que tiveram a dentina da fase vestibular exposta. Os espécimes foram divididos em dois grupos: a) grupo controle, imerso em água destilada e conservado em geladeira a 4°C até o descongelamento; b) mineralizado, imerso em solução hipermineralizante por 14 dias. Cada grupo foi subdividido em três sub-grupos, conforme o pré-tratamento da dentina: F- conforme o fabricante; AL- condicionamento ácido mais *primer* mais adesivo e aplicação de laser; LA- aplicação de laser mais condicionamento ácido mais *primer* e adesivo. Foram confeccionados cilindros de resina

composta sobre as superfícies tratadas e a resistência adesiva testada em máquina Instron. Os maiores valores de resistência foram obtidos para as interações controle/AL, mineralizado/F e mineralizado/AL, sugerindo que o tratamento da dentina com laser após a aplicação do sistema adesivo é promissor na criação de um novo substrato e na obtenção de maiores valores de resistência adesiva.

Schaller et al.⁷⁵, em 1997, avaliaram, *in vitro*, a permeabilidade dentinária após aplicação do laser de Nd:YAG. Utilizaram discos de dentina de dentes humanos recém-extraídos. O laser de Nd:YAG pulsado foi utilizado, para o tratamento das superfícies dentinárias, com um sistema de fibra óptica em três potências distintas: a) 60mJ a 10pps; b) 90mJ a 10pps; e c) 120mJ a 16pps. Após aplicação do laser, as superfícies dentinárias dos três grupos foram condicionadas com ácido fosfórico a 32% por 60 segundos. As mudanças morfológicas da dentina após o uso do laser foram analisadas em MEV, e observaram o efeito crateriforme causado pelo Nd:YAG. Houve uma diminuição da permeabilidade dentinária das amostras tratadas com laser quando comparado com o grupo que não recebeu o laser. Os resultados revelaram que o laser de Nd:YAG

foi capaz de causar modificações na superfície dentinária, causando um aumento da resistência ao ácido, entretanto não houve um completo selamento dos túbulos dentinários.

2.3 Métodos de avaliação da interface dentina/CIV

2.3.1 Infiltração marginal

Com os bons resultados de adesão obtidos com o Vitrebond (3M Dental Products), Watson⁹³ em 1990 fez um estudo em microscopia confocal para avaliar alguns fatores que poderiam afetar a adaptação deste CIV a estrutura dentária, através da penetração de corantes e visualização de fendas nas interfaces dente/CIV e CIV/resina composta. Ele utilizou terceiros molares hígidos e recém-extraídos, onde foram realizados preparos cavitários de classe V com margem cervical em dentina, e dividiu-os em grupos variando-se a técnica de restauração: a) o CIV foi inserido como base, estendendo-se sobre o esmalte até metade de sua espessura, condicionamento ácido do esmalte e aplicação do sistema adesivo Scotchbond 2/P-50 (3M

Dental Products); b) o CIV foi inserido até a junção amelo-dentinária, condicionamento ácido do esmalte e aplicação do sistema adesivo Scotchbond 2/P-50 (3M Dental Products); c) a dentina foi condicionada com Scotchprep (3M Dental Products) por 60 segundos, o CIV inserido e o esmalte condicionado para aplicação do sistema adesivo Scotchbond 2/ P-50; d) o CIV foi inserido de uma só vez preenchendo toda a cavidade, como material restaurador, com condicionamento da dentina com Scotchprep, proporcionamento pó/líquido 1:1, e fotopolimerizado por 30 segundos; e) o CIV foi inserido de uma só vez preenchendo toda a cavidade, como material restaurador, com condicionamento da dentina com Scotchprep, proporcionamento pó/líquido 3:1, e fotopolimerizado por 30 segundos; f) o CIV foi inserido de uma só vez preenchendo toda a cavidade, como material restaurador, sem condicionamento da dentina com Scotchprep, proporcionamento pó/líquido 1:1, e fotopolimerizado por 30 segundos; g) o CIV foi inserido de uma só vez preenchendo toda a cavidade, como material restaurador, sem condicionamento da dentina com Scotchprep, proporcionamento pó/líquido 3:1, e fotopolimerizado por 30 segundos. Todas as amostras foram mantidas em condições

ambientais por 24 horas, e então seccionadas para visualização ao microscópio da interface dente/restauração. O autor concluiu que quando o CIV associado a P-50 foi estendido para o esmalte, houve um risco de fratura das margens do esmalte; que a adaptação do Vitrebond foi excelente quando o ácido maleico (Scotchprep) foi usado como condicionador de dentina; que um aumento da proporção pó/líquido diminui a contração de polimerização do CIV, mas também diminui sua resistência; e que o Vitrebond é muito susceptível à desidratação, exibindo considerável infiltração, devendo, portanto, ser protegido após os procedimentos operatórios.

Preocupados com o número reduzido de trabalhos que comprovem a adesão do CIV à dentina *in vivo*, e que os estudos *in vitro* sempre relatam que a adesão do CIV à dentina é pobre, Mason & Ferrari⁴¹, em 1994, fizeram um estudo comparativo utilizando dentes humanos *in vivo* e *in vitro*, avaliando a adesão do Vitrebond (3M Dental Products) através do teste de infiltração marginal com azul de metileno a 2% e a formação de fendas entre o CIV e a dentina. Observaram que os dentes restaurados *in vivo* não mostraram nenhum sinal de infiltração entre o CIV e a dentina, o que não ocorreu com os

dentes restaurados *in vitro*. O exame ao MEV da interface dente/material revelou a formação de fendas de vários tamanhos nas amostras feitas *in vitro*, e nenhuma fenda naquelas feitas *in vivo*. Os autores concluíram que o CIV é capaz de aderir a dentina vital. Este fenômeno poderia ser atribuído a presença do fluido tubular na dentina vital, capaz de reduzir a desidratação do CIV durante o período de presa. É evidente o papel da água no processo de solidificação do CIV e na manutenção de sua estabilidade dimensional. Desta forma, o uso do CIV em condições *in vivo*, é mais favorável do que em condições *in vitro*.

Ainda em 1994, Sim & Sidhu⁸⁰ também interessados com a condição da interface dente/material restaurador, avaliaram a influência do pré-tratamento dentinário na formação de fendas marginais entre o dente e um novo CIV, o Fuji II LC (GC International). Neste intuito, realizaram preparos cavitários em dentes humanos, onde as margens estariam totalmente em dentina. Os dentes foram divididos em dois grupos onde no primeiro, a dentina receberia pré tratamento com ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos ativamente, e o segundo grupo não receberia nenhum tratamento. Após

a inserção do CIV, os espécimens foram submetidos a termociclagem e em seguida estocados em uma solução corante de fucsina básica a 0,5% a 37°C por 24 horas, para facilitar a mensuração das fendas marginais. Frente aos resultados os autores resumiram que o CIV utilizado neste estudo nem sempre foi capaz de selar as margens do preparo cavitário, fendas mensuráveis ocorreram na interface dente/restauração, com ou sem pré-tratamento dentinário, mas as superfícies dentinárias tratadas com ácido poliacrílico apresentaram fendas de menor tamanho, embora essa redução nas fendas não tenha sido estatisticamente significativa.

Araújo et al.⁴, 1995, avaliou o grau de infiltração marginal entre a resina composta/CIV e entre CIV/dentina. Os CIV utilizados foram Vitrabond (3M Dental Products) e Ketac-Bond (ESPE), inseridos como forramento em cavidades de classe V, preparadas em molares humanos íntegros e previamente condicionados com ácido poliacrílico a 25% por 10 segundos. A resina composta foi inserida sobre os CIV, submetido ou não ao condicionamento ácido. Os espécimes sofreram ciclagem térmica mergulhados no corante fluoresceína sódica a 2%. Observaram que o Vitrebond, quando

submetido ao condicionamento ácido previamente a inserção da resina composta, não apresentou infiltração marginal, embora na interface CIV/dentina houvesse infiltração. Com o Ketac-Bond a infiltração marginal sempre esteve presente. Concluíram que na interface CIV/dentina houve penetração do corante independente do material empregado.

Pachuta & Meiers⁶¹, em 1995, investigaram o efeito do tratamento da superfície dentinária na microinfiltração de restaurações de classe V, utilizando o CIV-RM, Fuji II LC (GC America). Foram preparadas cavidades classe V em quarenta molares humanos, livres de cárie, estocados em azida sódica a 0,2%. Os dentes foram divididos em cinco grupos onde receberam os seguintes pré-tratamentos dentinários: a) sem tratamento; b) ácido poliacrílico por 20 segundos; c) *primer* ProBond (Caulk/Dentsply) por 30 segundos e secagem; d) ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos lavagem por 30 segundos e em seguida aplicação do *primer* ProBond por 30 segundos e secagem com breves jatos de ar; e) aplicação do *primer* ProBond por 30 segundos e do adesivo ProBond fotopolimerizado por 20 segundos.

Após a inserção do CIV-RM, os dentes foram estocados em água destilada a 37°C por 24 horas. Os dentes foram então termociclados em 1000 ciclos de 5°C e 55°C, e selados, exceto a restauração e 1mm ao redor dela, para a imersão em fucsina básica a 0,5% por 24 horas. Os espécimes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual para análise da infiltração do corante, e da interface dente/restauração ao MEV. O exame revelou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os pré-tratamentos dentinários quanto a infiltração tanto em esmalte como em dentina, e a análise ao MEV indicou excelente adaptação entre o CIV-RM e dentina para todos os grupos.

2.3.2 Testes de resistência adesiva

Hotz et al.³⁰, 1977, realizaram um estudo para avaliar a adesão do ASPA IV a diferentes substratos, tais como: esmalte, dentina, metais nobres e porcelana. Para o estudo específico de adesão a dentina, esta recebeu tratamento, previamente a inserção do CIV, com H₂O₂ a 20 volumes, ácido cítrico a 50 %, solução a 10% de acetil

acetato de alumínio, ou solução remineralizadora idealizada por Beech et al. em 1973. Após o teste de resistência adesiva, observaram que o pré-tratamento mais efetivo foi com o ácido cítrico a 50% produzindo falhas adesivas/coesivas, e que os outros pré-tratamentos produziram falhas do tipo adesiva e com valores significativamente menores. Os autores concluíram que a adesividade a dentina é efetivamente menor do que aos outros substratos, onde a falha foi puramente coesiva, e que o CIV adere a ligas metálicas e não a superfícies inertes como de metais nobres e porcelana.

Levine et al.³⁶, também em 1977, cientes de que os CIV possuem a propriedade única de aderir ao esmalte e a dentina, que esta adesão se faz através da interação iônica dos ânions dos grupos carboxílicos com cátions cálcio, e a adesão é maior ao esmalte por possuir maior concentração de cálcio, propuseram-se a avaliar se dois componentes de soluções mineralizantes: a) *potassium dihydrate phosphate* e b) *disodium hydrogen phosphate* aplicados sobre a dentina seriam capazes de aumentar a resistência adesiva do CIV, ASPA (ADI), e do CPC, Durelon (ESPE). Uma solução preparada com partes iguais de a e b, foi aplicada por 30 segundos, 3 minutos, ou 30

minutos sobre a dentina, previamente a inserção do CIV ou CPC. Após 24 horas, os CP foram submetidos à máquina teste, e os resultados obtidos revelaram que a aplicação dessa solução mineralizante, por 3 minutos aumentou a resistência adesiva dos cimentos na dentina, em mais de 100%, sendo similar àqueles resultados obtidos no esmalte.

Coury et al.¹⁸, em 1982, mediram a força necessária para cisalhar o CIV pré-capsulado ASPA (LD Caulk) de superfícies planas de esmalte, dentina ou uma superfície composta de esmalte e dentina. Utilizaram para tanto, trinta dentes recém-extraídos, livres de cárie, os quais foram limpos com pedra pomes e água e armazenados em solução salina isotônica, a 37°C, por uma semana. Os espécimes foram preparados deixando-se uma superfície plana de esmalte, esmalte e dentina e apenas dentina. Todas as superfícies foram alisadas com abrasivos em água para simular uma situação clínica de dentes abrasionados e erosionados. Como recomendado pelo fabricante, antes da inserção do CIV, as superfícies foram limpas com pasta profilática de zircato (LD Caulk) e Prelim (LD Caulk), solução de ácido cítrico a 50%, lavados e secos. Após uma semana, os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento numa máquina Instron. Houve

uma diferença estatisticamente significativa na força necessária para deslocar o CIV da superfície de esmalte (média de 3,8MPa), quando comparada com as outras duas superfícies. Já quanto a força necessária para deslocar o CIV das superfícies de dentina e esmalte/dentina não houve diferença significativa (2,5MPa e 2,4MPa, respectivamente).

Os autores observaram que o ácido cítrico a 50% pode produzir a formação de *tags* de cimento no esmalte atacado, o que promove a retenção mecânica do CIV ao dente. Esse estudo não determinou se houve adesão química entre o CIV e a estrutura dentária como alegou o fabricante.

Powis et al.⁶⁹, em 1982, avaliaram a efetividade de vários condicionadores de superfície, de diferentes pesos moleculares e grupos funcionais, na resistência adesiva de um cimento de ionômero de vidro ao esmalte e à dentina. Utilizaram dentes extraídos limpos, armazenados em água destilada. As soluções usadas para o condicionamento do esmalte e dentina incluíram reagentes orgânicos polifuncionais, capazes de formar complexos metálicos, outros reagentes com colágeno, e ainda soluções anti-microbianas. O CIV usado foi o ASPA IV (Laboratory of the government chemist, London).

Uma secção do dente foi embutida em bloco de resina acrílica deixando esmalte ou dentina expostos , onde então foi cimentado um botão lingual. Após 24 horas os CP foram submetidos ao teste de resistência adesiva tensil. Foi observado que a falha adesiva na interface cimento/dente ocorria quando a resistência de união era menor que 3,5MPa, e que a falha coesiva no cimento ocorria quando a resistência era maior que 3,5MPa. Concluíram que os mais efetivos condicionadores de superfície possuíam alto peso molecular e uma multiplicidade de grupos funcionais capazes de uma ligação hidrogênica, como as soluções contendo ácido poliacrílico, ácido tânico ou Dodicin (agente microbicida), que asseguram efetiva limpeza e molhamento da superfície do substrato. Os quelantes de baixo peso molecular, tais como o ácido cítrico e EDTA, dissolvem o colágeno e rompem as superfícies tanto do esmalte quanto da dentina, sendo, portanto, menos efetivos na adesão.

Lacefield et al.³⁴, 1985, estudaram, *in vitro*, a resistência adesiva do CIV Fuji II (GC Dental) em 233 superfícies dentárias, sendo 69 em esmalte, 107 em dentina, 57 em cimento. Todas as superfícies preparadas foram condicionadas com ácido cítrico

a 50% ou ácido fosfórico a 37%, empregando bolinhas de algodão por 1 minuto, lavagem com água destilada e secagem. Houve um grupo controle onde nenhum tratamento das superfícies dentárias foi realizado previamente à inserção do CIV. Após 24 horas, foi medida a resistência adesiva em uma máquina Instron. Os autores concluíram que a resistência adesiva do Fuji II é significativamente maior ao esmalte do que à dentina, que por sua vez é maior do que ao cimento; que o tratamento das superfícies não alterou significativamente a adesão do CIV; e que a relativa baixa resistência adesiva do CIV ao esmalte, dentina e cimento sugere que os resultados clínicos de restaurações de classe V com CIV são imprevisíveis.

Aboush & Jenkins¹, em 1986, afirmaram que, embora algumas propriedades dos CIV ainda requeiram melhorias, sua capacidade de se unir quimicamente à dentina e ao esmalte permanece como uma das suas principais vantagens na prática clínica. Diante deste pressuposto, propuseram-se a avaliar quantitativamente a resistência adesiva a tração de CIV restauradores ao esmalte e a dentina, incluindo aqueles de presa rápida, e estabelecer se esta resistência seria afetada por pré-tratamentos da dentina previamente à

inserção do material. Utilizaram dentes humanos hígidos que, para o teste de adesão a dentina, tiveram a superfície oclusal desgastada até a exposição dentinária. As superfícies dentinárias receberam os seguintes tratamentos: a) alisamento com um novo papel abrasivo de granulação 180; b) alisamento com pedra verde cilíndrica montada em peça de mão; c) alisamento com broca fissurada; d) limpeza com água e pedra pomes por 10 segundos; e) limpeza com pó limpador e jato de água do aparelho Prophy-Jet C200 (Dentsply) por 10 segundos; f) limpeza com solução de ácido cítrico a 50% por 30 segundos. A topografia da superfície dentinária preparada por esses procedimentos foi observada ao MEV. Os procedimentos a, b e c exibiram superfície coberta por riscos e sulcos, variando na profundidade e largura, mas não abriram os canalículos dentinários. O tratamento d removeu mais dos debris superficiais sem contudo abrir os túbulos dentinários. O tratamento e tornou a superfície esburacada e alguns túbulos apareceram desobstruídos. Com o tratamento f os debris desapareceram completamente e os túbulos estavam abertos. Os CIV testados foram: ChemFil (Dentsply), ChemFil II (Dentsply), Fuji II (GC-Dental), Fuji II-F (GC-Dental), Ketac-Fil (ESPE) e Aspa (Dentsply). Os materiais de

presa rápida tiveram a resistência adesiva medida 15 minutos e 24 horas após o início da mistura. Observaram que o aumento na rugosidade da superfície produziu um efeito adverso na adesão, enquanto que a limpeza da superfície dentinária com pedra pomes ou jato de pó de limpeza e água do Prophy-Jet C200 produziram condições mais favoráveis para a união do cimento anidro ChemFil ao esmalte e a dentina que foi significativamente maior do que a do Fuji II, Ketac-Fil e Aspa. Observaram ainda que após 15 minutos da mistura a resistência de união dos materiais de presa rápida alcançou mais do que 80% de seus valores em 24 horas, e que o uso do ácido cítrico é de valor clínico incerto.

Aboush & Jenkins² (1986) investigaram o efeito do ácido poliacrílico a 25% na adesão do CIV, ChemFil II (Dentsply), ao esmalte e a dentina, bem como a capacidade desta solução de limpar a superfície dentinária que foi exposta à saliva por 1 minuto ou dez dias. Compararam estes resultados com aqueles obtidos após a utilização de uma solução de ácido cítrico a 50% ou a aplicação de pedra pomes com taças de borracha. As medidas de resistência à tração mostraram que o pré-tratamento do esmalte e da dentina, com o ácido poliacrílico,

sem contaminação com saliva, melhorou a adesão, entretanto este aumento não foi estatisticamente significativo. Quando as superfícies dentinárias foram expostas à saliva, a adesão foi quase que totalmente inibida sem um pré-tratamento dentinário, mas quando se realizou o pré-tratamento com ácido poliacrílico, ácido cítrico ou pedra pomes, os valores da resistência adesiva equipararam-se àqueles obtidos com as superfícies descontaminadas.

Em 1986, Hinoura et al.²⁸ propuseram-se a investigar a influência de vários agentes limpadores de dentina na resistência adesiva dos cimentos de ionômero de vidro e carboxilato. Utilizaram a superfície oclusal de molares humanos, onde a dentina foi exposta e aplainada com lixa d'água granulação 400. Nesta superfície os seguintes tratamentos foram aplicados: a) nenhum tratamento; b) ácido poliacrílico a 40% por 15 segundos; c) água oxigenada a 3% por 30 segundos de forma ativa; d) ácido cítrico a 50% por 15 segundos; e) pedra pomes com taça de borracha em baixa rotação. Os materiais utilizados foram dois CIV, GC Lining Cement (GC-Dental), Fuji II (GC-Dental), um cimento de policarboxilato, Durelon (ESPE-Premier), e uma resina como grupo controle Silux/Scotchbond (3M Dental

Products), que foram aplicados no interior de moldes (6mm X 4mm) sem pressão. A resistência adesiva a tração foi medida depois de 24 horas e de sete dias sendo que só neste último grupo realizou-se a termociclagem. Os autores observaram que nenhum dos tratamentos de superfície melhorou a resistência adesiva a dentina dos cimentos em 24 horas ou em sete dias com termociclagem.

Vários estudos têm sido dirigidos no intuito de avaliar os fatores que influenciam a resistência adesiva do CIV a dentina. Walls et al.⁹², em 1988, propuseram-se a estudar a influência das condições de estocagem dos dentes antes do teste de adesão, se há diferença na resistência medida em dentina de dente decíduo e de dente permanente, se a termociclagem influencia na adesão, e se a resistência adesiva varia com tipos de CIV diferentes. Os materiais usados foram Ketac-Fil (ESPE), Ketac-Silver (ESPE) e Chemfill II (De Trey Dentsply). As condições de estocagem avaliadas foram as seguintes: a) dentes estocados em formalina neutra; b) dentes estocados em formalina neutra por no mínimo quatro semanas, e depois de expostas as superfícies dentinárias, mais quatro semanas em água destilada a 37°C; c) dentes estocados em água destilada com cristais de timol a

37°C por no mínimo quatro semanas; d) dentes *frescos*, colocados em solução salina e usados uma hora após extração. Os autores concluíram que as características de adesão são significativamente afetadas pelas condições de estocagem. O período pós-extração é importante. Melhores resultados são conseguidos utilizando-se dentes com no máximo um mês após a extração, houve marcada variabilidade na adesão ocorrida entre dentina *fresca* e CIV, a resistência adesiva a tração da dentina de dentes permanentes foi maior que a da dentina de dentes decíduos e os valores de resistência adesiva variaram entre os CIV testados, sendo o maior valor encontrado com o Chemfill II (média 4,65MPa).

Barakat et al.⁶ (1988) avaliaram algumas condições *in vitro*, que poderiam afetar a adesão dos CIV Ketac-Bond (ESPE-Premier), Cement/Liner (Parkell) e Glasionomer Base Cement (Shofu Dental), à dentina, tais como: o pré-tratamento dentinário com duas concentrações diferentes de ácido poliacrílico (10 e 25%) ou sem nenhum tratamento prévio; modos de condicionamento (ativo ou passivo); condições de estocagem (37°C por 24 horas ou termociclagem). Para tanto foram utilizados dentes humanos, recém-

extraídos, hígidos, embutidos em resina com a face vestibular ou lingual na superfície. As superfícies dentinárias foram expostas, preparadas com lixa d'água granulação 600 e armazenadas em água destilada até o experimento. Foram, então condicionadas com ácido poliacrílico a 10% ou 25%, de forma passiva e ativa e microfotografadas ao MEV. Após a inserção do CIV numa área de dentina com 5mm de diâmetro, metade das amostras foram estocadas a 37°C por 24 horas e a outra metade foi submetida a cem ciclos de 3 minutos em cada banho de água a 5 e 55°C. Nestas condições, os autores observaram que o condicionamento ácido de forma ativa aumentou a resistência adesiva, e de uma maneira geral a termociclagem diminuiu a resistência adesiva. Este estudo sugere que o condicionamento dentinário ativo com ácido poliacrílico a 10% é preferível ao condicionamento passivo.

Diante do pressuposto por vários autores que consideram que a remoção da *smear layer* aumenta significativamente a resistência adesiva do CIV à dentina, McInnes-Ledoux et al.⁴⁷, em 1989, interessaram-se em investigar se a utilização do Caridex (National Patent Dental Products), um sistema removedor químico-

mecânico de cárie que não produz *smear layer*, afetaria a adesão dos CIV Ketac-Bond (ESPE-Premier) e Shofu Glasionomer Base Cement (Shofu Dental) à dentina. Eles utilizaram, neste estudo, noventa dentes humanos com lesões cariosas, divididos em grupos, variando a maneira de remoção da cárie: a) remoção convencional da cárie com brocas e pré-tratamento do remanescente dentinário com ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos; b) remoção da cárie com Caridex e sem pré-tratamento dentinário; c) remoção da cárie com Caridex e pré-tratamento do remanescente dentinário com ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos. Após estes procedimentos, um dos CIV foi inserido, os CP estocados em umidade a 37°C por 24 horas e depois levados a máquina de teste. Os resultados revelaram que não houve diferença significativa entre os três grupos, e o Shofu Glasionomer Base apresentou maior resistência adesiva do que o Ketac-Bond.

White et al.⁹⁴, em 1989, também propuseram-se a estudar a influência da *smear layer* na adesão à dentina, através do teste de resistência adesiva, de um CIV: Fuji II F (G-C Dental), e de uma resina composta, Silar (3M), com diferentes adesivos dentinários: Gluma (Bayer), Scotchbond LC (3M) e Prisma Universal Bond (Caulk-

Dentsply). Utilizaram as superfícies dentinárias das faces vestibular ou lingual de molares humanos, que foram aplainadas com lixa d'água de granulação 600. Para a avaliação da influência da *smear layer* os seguintes pré-tratamentos dentinários foram realizados:

a) Fuji II F:

- água destilada por 60 segundos;
- ácido poliacrílico a 25% por 30 segundos e lavagem;
- ácido tânico a 25% por 30 segundos;
- EDTA a 17% por 15 segundos;

b) Silar/Gluma:

- água destilada por 60 segundos,
- EDTA a 17% por 15 segundos;

c) Silar/Scotchbond:

- água destilada por 60 segundos,
- EDTA a 17% por 15 segundos,
- solução remineralizante descrita por Levine³⁶ em 1977, por três dias;

d) Silar/Prisma Universal Bond:

- os mesmos descritos para Silar/Gluma.

Ao MEV, os autores puderam observar a formação da *smear layer* após a utilização da lixa d'água e que não foi possível observar nenhuma morfologia subjacente; e, ainda que a *smear layer* foi prontamente removida com a aplicação do EDTA, ácidos poliacrílico e tânico. Foram então aplicados os materiais sobre a dentina tratada e, posicionado, sobre eles, um botão ortodôntico para a realização dos testes de tração, após 24 horas de armazenamento em água a 37°C. Os resultados mostraram que para o CIV, as médias em MPa foram as seguintes: água destilada - 4,5 ($\pm 0,9$); EDTA - 3,1 ($\pm 1,5$); ácido poliacrílico - 4,2 ($\pm 1,3$) e ácido tânico - 4,0 ($\pm 1,4$). Ao MEV observou-se que a fratura foi parte coesiva e parte adesiva. Segundo os autores, apesar do tratamento com EDTA ter apresentado valores inferiores aos demais, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, ou seja a remoção da *smear layer* não influenciou o resultado adesivo. Acrescentaram que a remoção rotineira da *smear layer* é contra-indicada já que um bom desempenho clínico dos CIV pode ser conseguido sem a sua remoção.

Visando comparar a resistência adesiva ao cisalhamento de um CIV fotoativado, o Vitrebond (3M Dental Products), com dois

CIV convencionais, Ketac-Bond (ESPE) e GC Lining Cement (GC Dental), à dentina, Holtan et al.²⁹ (1990) trabalharam com 99 terceiros molares humanos, íntegros. Eles se preocuparam em dividir os dentes em duas metades e utilizar todas as combinações possíveis de três materiais para duas metades de um dente, para que as diferenças nas estruturas dentárias não influenciassem os resultados. Cada metade foi montada no centro de cilindros de alumínio através de resina com a face dentinária voltada para superfície. Esta superfície dentinária foi preparada com lixa d'água 600, e após isso, anéis de teflon com 5mm de diâmetro e 3mm de altura foram posicionados sobre ela. Os CIV foram aplicados sobre a dentina de acordo com as instruções dos fabricantes. Após a presa inicial, as superfícies dos CIV convencionais foram atacadas com ácido fosfórico a 37% por 30 segundos, lavadas e secas. O Vitrabond não foi atacado previamente a colocação do sistema adesivo. Aplicou-se o *primer* Scotchprep (3M), o adesivo dentinário Scotchbond 2 (3M) e a resina Silux Plus (3M) de acordo com as recomendações do fabricante. Os CP foram para a máquina de teste 24 horas depois. Com os resultados obtidos, os autores concluíram que o CIV fotoativado tem uma adesão significativamente

maior que os CIV convencionais usados neste estudo. Notaram também diferenças de adesão entre os CIV convencionais, sendo o Ketac-Bond mais adesivo que o GC Lining Cement.

Frente a premissa de que a remoção prévia da *smear layer* com ácido poliacrílico melhora a resistência adesiva do CIV à dentina, Joynt et al.³¹ (1990) resolveram avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento dos CIV Ketac-Bond (ESPE), G-C Lining Cement(G-C Dental) e 3M Glass Ionomer (3M Dental Products) após o pré-tratamento dentinário com três concentrações diferentes de ácido poliacrílico. Eles utilizaram molares humanos, onde o esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária aplainada. As amostras foram divididas em quatro grupos de trinta espécimes cada. Um grupo (controle) não recebeu tratamento e os outros receberam tratamento com ácido poliacrílico em diferentes concentrações: 10% por 20 segundos de forma ativa, 25% por 10 segundos de forma passiva, e 40% por 10 segundos de forma passiva. Cada grupo foi subdividido para receber os três CIV manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. Os CP foram estocados por 24 horas em 100% de umidade a 37°C, termociclados 1800 vezes e levados à máquina de teste. Os

resultados revelaram uma diferença significativa na força requerida para cisalhar os CP. Para todos os CIV, o pré-tratamento com ácido poliacrílico a 10% propiciou maior adesão, principalmente quando comparado com o grupo controle e tratamento com ácido poliacrílico a 40%. Os autores concluíram que esses resultados podem ser devidos a técnica ativa de remoção da *smear layer* e da menor concentração do ácido poliacrílico, e que, de uma maneira geral, o pré-tratamento dentinário resultou numa maior resistência adesiva ao cisalhamento do que o não tratamento.

McCaghren et al.⁴⁶, 1990, pesquisaram a resistência adesiva ao cisalhamento do Vitrebond (3M Dental Products) em esmalte e dentina de dentes humanos variando-se as condições de estocagem. Imediatamente antes do teste, as superfícies foram polidas com lixa d'água 600. O CIV foi manipulado, transferido para a área demarcada de 3mm de diâmetro com mais ou menos 1mm de espessura e fotopolimerizado por trinta segundos. A superfície do CIV foi tratada com Scotchprep Dentin Primer (3M Dental Products) seguido por Scotchbond 2 Adhesive (3M Dental Products) e resina composta fotopolimerizável P-30 (3M Dental Products). Quinze minutos após a

cura, os CP foram armazenados em uma das cinco condições de estocagem e levados à máquina de teste: a) resistência adesiva ao cisalhamento determinada imediatamente, ou seja, 15 minutos após a cura; b) CP estocados em água destilada a 37°C por 24 horas; c) CP estocados a 37°C por 24 horas, e submetidos a termociclagem; d) CP estocados em água destilada a 37°C por quatro semanas; e) CP estocados em água destilada a 37°C por quatro semanas, e submetidos a termociclagem no último dia. Após o teste em máquina Instron, os resultados revelaram que a resistência adesiva ao cisalhamento após 15 minutos da cura foi significativamente menor do que nas outras condições de estocagem tanto para esmalte quanto para dentina, e que entre as condições b, c, d e e não houveram diferenças significativas. Os autores explanaram que a duração de estocagem (por 24 horas ou quatro semanas) e a ciclagem térmica não tiveram efeitos adversos na resistência adesiva ao cisalhamento do Vitrebond, tanto no esmalte quanto na dentina.

Peutzfeldt & Asmussen⁶⁷, ainda em 1990, também se basearam nos estudos de Powis et al.⁶⁹ em 1982, onde o ácido poliacrílico é recomendado como o condicionador de escolha para o

pré-tratamento dentinário, e se propuseram a investigar se a concentração da solução ácida, a duração do condicionamento e a espessura da *smear layer* influenciariam o efeito do pré-tratamento dentinário sobre a resistência adesiva ao cisalhamento, bem como a aparência da superfície dentinária ao MEV estaria relacionada a essa adesão. Sessenta dentes humanos foram divididos em dois grupos, um cuja dentina recebeu acabamento com lixa d'água 220, e outro que recebeu acabamento com lixa d'água 500. Cada grupo então foi subdividido em cinco subgrupos que receberam os seguintes pré-tratamentos: a) nenhum tratamento; b) ácido poliacrílico a 10% por 10 segundos; c) ácido poliacrílico a 10% por 30 segundos; d) ácido poliacrílico a 25% por 10 segundos; e e) ácido poliacrílico a 25% por 30 segundos. O CIV utilizado foi o Ketac-Fil (ESPE). As amostras foram estocadas por 24 horas a 37°C e testadas numa máquina Instron numa velocidade de 1,0 mm/min. Os resultados obtidos mostraram que a variação na textura da superfície melhorou a adesão com a lixa 220. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a concentração ácida usada e a duração do condicionamento, sugerindo que, com a *smear layer* de uma certa espessura, o condicionamento teve um efeito

positivo na efetividade da resistência adesiva. Não houve correlação entre a aparência ao MEV e o resultado adesivo. Finalizando, os autores salientam que este trabalho não deu razões para se aplicar o ácido poliacrílico por mais de 10 segundos e que o uso do ácido a 10% ou 25% é indiferente.

Hewlett et al.²⁶ (1991) observaram a resistência adesiva ao cisalhamento de três CIV restauradores: Ketac-Fil (ESPE), Shofu II (Shofu) e Fuji II (GC-Dental) à dentina previamente tratada com ácido poliacrílico variando-se a concentração, tempo e método de aplicação (ativo ou passivo). Utilizaram 55 molares humanos recém-extraídos e estocados em solução salina a 37°C. Os dentes foram seccionados e embutidos em resina acrílica autopolimerizável, deixando as superfícies planas de dentina proximal e oclusal expostas. As superfícies dentinárias foram progressivamente acabadas com lixas d'água granulações 180, 240, 320, 400 e 600 por 10 segundos, para se produzir uma *smear layer* padronizada. Houve um grupo controle onde nenhum tratamento da dentina foi realizado previamente a inserção dos CIV. Quatro concentrações diferentes de ácido poliacrílico foram aplicados sobre a dentina seguindo as instruções dos fabricantes: a

10% (GC Dentin Conditioner- GC Dental), por 20 segundos ativamente; a 25% (Ketac Conditioner- ESPE), por 10 segundos passivamente; a 40% (líquido do Durelon- ESPE), por 10 segundos passivamente; a 48% (líquido do CIV Shofu- Shofu), por 15 segundos ativamente. Fotomicrografias de MEV mostraram a morfologia da superfície dentinária produzida por cada tratamento. Os CIV foram inseridos, matriciados por um cilindro plástico de 3,175mm de diâmetro. Os CP foram estocados em solução salina a 37°C por 24 horas e então termociclados (100 ciclos em banhos de 5° e 50°C). Após o teste em máquina Instron, os autores observaram que o maior valor médio (4,9MPa) foi obtido com a combinação do ácido poliacrílico a 48% e Ketac-Fil, e a menor média (1,9MPa) com a combinação ácido poliacrílico a 25% e Shofu II. Entretanto relataram que um breve pré-tratamento ativo (20 segundos), com ácido poliacrílico a 10%, promoveu uma melhor combinação da resistência adesiva ao cisalhamento e a oclusão dos túbulos dentinários, independentemente do material utilizado. Concluíram que a remoção da *smear layer* não parece ter melhorado significativamente a resistência adesiva ao cisalhamento dos materiais à dentina.

Em 1991, Hinoura et al.²⁷ propuseram-se a investigar a influência do pré-tratamento, do tempo de fotopolimerização e o efeito do aumento do intervalo de tempo entre a mistura e a fotopolimerização na resistência adesiva à dentina dos CIV Vitrabond (3M Dental Products), XR Ionomer (Kerr/Sybron) e Fuji Lining LC (G-C Dental). Usaram, para tanto, incisivos bovinos, montados em blocos de resina e com as raízes removidas. Os dentes foram estocados em água destilada a 0°C, até receberem acabamento com lixa d'água 600 para expor uma área de 4mm de diâmetro. Para determinar o efeito do pré-tratamento, as superfícies dentinárias expostas receberam: a) nenhum tratamento (*smear layer* intacta); b) tratamento com ácido poliacrílico a 10% (Dentin Conditioner- G-C Dental) por 20 segundos; c) tratamento com EDTA (Gluma 2- Bayer) por 30 segundos; d) tratamento com Scotchprep (3M Dental) por 30 segundos. Quanto ao efeito do tempo de irradiação, nenhum tratamento dentinário foi usado nas amostras e a exposição a luz, um minuto após a mistura do cimento, variou de 5, 10, 20, 30, 40 ou 60 segundos. O intervalo de tempo entre a mistura e a fotopolimerização variou de 1, 3, 5, 10, 20, 30, ou 60 minutos. Após o experimento as amostras foram

armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas, antes do teste adesivo. Os autores observaram que a maior resistência adesiva foi obtida nas superfícies dentinárias tratadas com Scotchprep. Isso pode ser atribuído a maior afinidade entre Vitrabond, Fuji Lining LC e Scotchprep que contêm HEMA na composição. Por outro lado, o tratamento com ácido poliacrílico a 10% apresentou valores baixos de adesão para todos os cimentos. A resistência adesiva aumentou com a maior exposição a luz fotopolimerizadora, sendo que um tempo maior que 20 segundos não aumentou significativamente esta resistência. Relataram também que quanto maior o intervalo de tempo entre o início da mistura e a fotopolimerização, menor a resistência adesiva, portanto os CIV fotoativados devem ser polimerizados logo após a inserção na cavidade.

Mitchem & Gronas⁵⁵, em 1991, também realizaram um trabalho para avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento de quatro CIV: Shofu II (Shofu); 3M Liner (3M Dental Products); GC Dentin Cement (GC Dental) e Ketac Bond (ESPE-Premier), e um sistema adesivo: Scotchbond 2/P30 (3M Dental Products), à dentina, cujas variáveis eram a remoção ou não da *smear layer*, presença de fluido

nos canaliculos dentinários, sob pressão fisiológica ou não e dentina seca. Foram utilizados terceiros molares humanos recém-extraídos, mantidos em água destilada e timol à temperatura ambiente. A superfície vestibular foi desgastada até a exposição da dentina. Na superfície lingual foi preparado um canal até a câmara pulpar, onde foi encaixado um tubo, que permitiu a introdução de fluido. Para a condição seca, o tubo funcionou como um dreno para a umidade. Na condição dentina com fluido, porém sem pressão, foi introduzida água na câmara pulpar, e esta foi selada com resina acrílica. A pressão fisiológica foi produzida por conexão de um frasco intravenoso ao tubo intrapulpar, contendo água, e ajustado à uma altura de 34cm, para proporcionar uma pressão de 25 mmHg. Os dentes, então divididos em cada condição descrita anteriormente, ainda foram subdivididos quanto ao pré-tratamento dentinário recebido com ácido poliacrílico a 10% ou 40%, ou nenhum tratamento. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e inseridos em moldes cilíndricos de teflon sobre a dentina. Os CP foram estocados a 37°C por 24 horas. Os resultados obtidos pelos esforços de cisalhamento revelaram que os CIV não foram afetados pelas variáveis citadas, o

mesmo não acontecendo com o sistema adesivo, que teve sua resistência adesiva bastante reduzida pela presença de umidade.

Já Mitra⁵⁶ em 1991, além de variar as condições de estocagem previamente ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento do Vitrabond (3M Dental Products), comparou os resultados obtidos com aqueles de um CIV convencional, o 3M Glass Ionomer Liner (3M Dental Products). O autor armazenou os CP a 37°C por 24 horas, quatro semanas, seis meses e dez meses, e em um grupo realizou termociclagem. Após o teste de cisalhamento, observou que a resistência adesiva ao cisalhamento do Vitrabond na dentina bovina foi de 12 ± 3 MPa, enquanto que para o CIV convencional foi de 4 ± 2 MPa, independentemente das condições de estocagem. Relatou ainda que a melhor adesão do Vitrabond, paralelamente às suas superiores propriedades físicas, sugerem sua utilização como material de base. As falhas encontradas, no teste de resistência, eram do tipo coesivas na dentina ou no CIV.

Prati et al.⁷⁰, em 1991, afirmaram que a presença do fluido pulpar na dentina vital, sob pressão, pode ter influência na união do CIV e de adesivos dentinários que requerem a remoção do *smear*

layer. Os autores propuseram-se a avaliar este efeito, bem como a influência da profundidade dentinária e do tempo de armazenagem dos espécimes na resistência adesiva ao cisalhamento de três CIV: CG Lining Cement (GC Dental), Zionomer (DenMat) e Vitrebond (3M Dental Products); e cinco sistemas adesivos: Clearfil PhotoBond (Kuraray); Gluma Bond Primer (Bayer Dental); Scotchbond DC (3M Dental Products); Metafil Bonding Liner (Sun Medical) e Scotchbond 2 (3M Dental Products). Foram utilizados dentes humanos que tiveram a superfície vestibular desgastada até a exposição da dentina (dentina superficial), ou desgastada até 0,5 a 0,9mm da câmara pulpar (dentina profunda). Para a simulação do fluido dentinário e pressão hidrostática foi introduzida uma cânula na câmara pulpar conectada a um tubo com uma coluna de solução salina que proporcionava uma pressão de 36cmH₂O. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e aplicados sobre a dentina, superficial ou profunda, com ou sem pressão do fluido pulpar. O teste de resistência adesiva ao cisalhamento foi realizado cinco minutos ou 24 horas após o endurecimento ou a polimerização dos materiais. Observaram que não houve efeito da pressão pulpar no GC Lining após 24 horas de

armazenagem, apesar da resistência de união deste cimento ter sido um pouco mais baixa. Para o Ziommer, um CIV fotoativado, a resistência foi significativamente mais alta do que para o GC Lining, embora, a exemplo do que ocorreu com o GC Lining, também tenha sido mais baixa na presença da pressão pulpar. Para o Vitrebond não houve diferença significativa quanto o tempo de armazenagem e apresentou valores de resistência adesiva ao cisalhamento, em dentina profunda e na presença de pressão pulpar, mais altos. Os adesivos dentinários foram mais susceptíveis a profundidade da dentina e pressão hidrostática, apresentando resultados adversos.

A dificuldade de comparação entre os dados dos testes de resistência adesiva de um determinado trabalho com outro, em decorrência das diferentes metodologias, fez com que Fowler et al.²¹, em 1992, avaliassem e comparassem três variáveis: a) os testes de tração e cisalhamento; b) os aparatos utilizados; c) substratos dentários, humano e bovino, a fim de obter resultados mais precisos e uma metodologia padronizada. Utilizaram amostras de esmalte e dentina, provenientes da superfície oclusal de dentes humanos e da superfície vestibular de incisivos bovinos. Os materiais selecionados

foram o Scotchbond 2 (3M Dental Products) e os CIV Ketac-Fil (ESPE-Premier) e Vitrebond (3M Dental Products). Fazendo uma combinação das variáveis analisadas e frente aos resultados obtidos, os autores concluíram que nenhuma variável apresentou diferenças estatisticamente significantes. Porém, o teste de resistência adesiva ao cisalhamento apresentou maior facilidade técnica e produziu mais fracassos adesivos verdadeiros. O desenho dos aparatos utilizados pareceu afetar os valores obtidos. E quanto ao substrato dentário, em relação ao esmalte humano ou bovino, a resistência adesiva foi perfeitamente comparável. Já em relação à dentina, houve uma tendência de maiores valores de resistência adesiva com amostra bovina.

Mauro⁴⁵, em 1992, realizou um estudo *in vitro* para analisar a influência de duas concentrações de ácido poliacrílico (12,5% e 40%), duas formas de aplicação (ativa e passiva) e dois tempos diferentes (15 e 30 segundos), na resistência adesiva ao cisalhamento do CIV convencional Chelon Fil (ESPE-Premier). Noventa terceiros molares tiveram suas superfícies dentinárias expostas, preparadas com lixa d'água 600 e divididos em grupos, sendo

um controle e os demais combinando-se as concentrações do ácido poliacrílico, com forma de aplicação e os dois diferentes tempos. Após a aplicação do CIV, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C, por 24 horas, e submetidas ao teste. Os resultados mostraram que a resistência adesiva após o pré-tratamento dentinário com ácido poliacrílico a 12,5%, aplicado de forma ativa por 15 segundos, foi maior do que com os outros pré-tratamentos e controle. O autor sugeriu que a utilização do ácido poliacrílico em baixa concentração, aplicado de forma ativa, é a melhor maneira de se tratar a superfície dentinária previamente à restauração com o Chelon Fil.

Pesquisando também o efeito do ácido poliacrílico na resistência adesiva ao cisalhamento de um CIV, só que fotopolimerizável, o Vitrebond (3M Dental Products), Pimenta et al.⁶⁸, em 1992, utilizaram vinte terceiros molares humanos que tiveram a dentina oclusal preparada com lixas de granulação 150, 320 e 600. Os espécimes foram divididos em dois grupos: a) controle, sem pré-tratamento dentinário; b) superfície dentinária tratada com ácido poliacrílico a 25% por 15 segundos de forma ativa. Os CP foram confeccionados, e após 24 horas em água destilada a 37°C, o teste de

união foi realizado. Frente à análise estatística dos resultados, os autores concluíram que o tratamento da dentina com ácido poliacrílico não aumentou significativamente a força de união ao cisalhamento do Vitrebond.

Em 1992, Prati et al.⁷¹ avaliaram a influência de nove pré-tratamentos sobre a resistência ao cisalhamento de um CIV fotopolimerizável o Vitrabond (3M Dental Products) e observaram ao MEV a morfologia das superfícies dentinárias tratadas. Utilizaram trinta molares humanos estocados em solução salina isotônica à temperatura ambiente, por não mais que um mês. Os dentes foram montados em moldes de resina acrílica quimicamente ativada. As superfícies vestibulares foram desgastadas com broca diamantada 206 em alta rotação refrigerada e a dentina superficial, logo abaixo da junção amelo-dentinária, foi exposta com discos abrasivos (Sof-Lex-3M). As superfícies dentinárias receberam um dos seguintes tratamentos: a) solução salina por 2 minutos (grupo controle); b) hipoclorito de sódio a 3% por 1 minuto; c) ácido pirúvico a 10% por 1 minuto; d) ácido poliacrílico gel a 10% por 10 segundos; e) ácido maleico a 10% e glicina a 10% por 1 minuto; f) glicina a 10% por 1

minuto; g) ácido maleico a 10% por 1 minuto; h) ácido tânico a 25% por 1 minuto; i) EDTA por 1 minuto; j) soluções de oxalato por 2 minutos. Após os tratamentos, o CIV foi aplicado na dentina através de uma matriz de Teflon (4mm X 4mm) e fotopolimerizado por 120 segundos. As amostras foram estocadas numa cuba umidificadora a 37°C por 24 horas e os testes de resistência adesiva ao cisalhamento foram realizados numa máquina Instron. Quando comparados com o grupo controle, os pré-tratamentos dentinários que aumentaram a resistência adesiva (> 6 MPa) foram e, f, g, h, i e j sendo este último grupo (j), aquele que apresentou maior resistência(> 10 MPa). Os pré-tratamentos com hipoclorito de sódio, ácido pirúvico e ácido poliacrílico diminuíram os valores de resistência adesiva ao cisalhamento quando comparados ao grupo controle. Os autores concluíram que a remoção da *smear layer* com soluções ácidas ou quelantes nem sempre produziu um aumento na resistência adesiva.

Burgess et al.¹⁴ (1993) compararam a resistência à tração diametral e à compressão, o módulo compressivo, a resistência de união à dentina e a resina composta, as fendas marginais entre a base e o preparo cavitário de classe V e a liberação de flúor de três CIV

indicados para forramento: o Fuji Lining LC (GC Dental), o Ketac Bond (ESPE Premier) e o Vitrebond (3M Dental Products).

Para o teste de resistência adesiva ao cisalhamento utilizaram trinta dentes humanos sem cárie que ficaram armazenados em água destilada. A superfície vestibular de cada dente foi nivelada e recebeu um acabamento com lixas abrasivas de números 200 a 600. Observaram que a resistência adesiva ao cisalhamento do Vitrebond à dentina iguala-se bem com aquela relatada por Prati⁷⁰ (1991), mostrando que para os CIV fotoativados foi significativamente maior do que a resistência do Ketac Bond. Na proporção pó/líquido indicada, os cimentos para forramento parecem umedecer suficientemente bem a dentina, para eliminar a necessidade de um condicionador. Entretanto, se forem utilizadas proporções maiores, a resistência pode ser melhorada pelo condicionamento da dentina. As melhorias relatadas neste estudo, referentes as propriedades físicas dos materiais fotoativados, tornam-os ideais para a utilização clínica.

Em 1993, Davis et al.¹⁹ testaram a resistência adesiva ao cisalhamento de três CIV fotoativados, Vitrebond (3M Dental Products), Geristore (Den-Mat Corp.) e Zionomer (Den-Mat Corp)

comparados com um CIV convencional o Ketac Bond (ESPE-Premier). Utilizaram molares humanos cujas superfícies dentinárias foram planificadas e lixadas, criando-se uma lama de dentina com broca nº 56 em velocidade convencional. Sobre a superfície dentinária posicionaram um molde de borracha cilíndrica com 3mm de diâmetro onde foi inserido o CIV. Os espécimes foram estocados a 37°C 12 e 24 horas em 100% de umidade e submetidos a termociclagem. Verificaram que quatro espécimes do Vitrebond falharam antes do teste e este material apresentou média de resistência mais baixa (1,43MPa), quando comparado aos outros materiais testados- Ketac Bond (3,27MPa), Ziommer (2,84MPa) e Geristore (6,05MPa). Os autores consideram que é difícil explicar esses resultados heterogêneos e admitem que possam ser atribuídos à variação do tempo de armazenagem dos dentes, embora todos tenham sido testados dentro de seis meses após a extração.

Procurando avaliar se a indicação do uso do material, forramento ou restauração, interfere na força adesiva dos CIV a dentina, Bell & Barkmeier⁹, em 1994, realizaram um estudo, *in vitro*, com os seguintes materiais restauradores: Chelon-Fil (ESPE); Fuji II

LC (GC Dental); Ketac-Fil (ESPE), Lining LC (GC Dental); Photac-Bond (ESPE); Vivaglass Liner (Vivadent); Variglass (Dentsply); Vitrebond (3M Dental Products). Utilizaram a superfície dentinária de molares humanos preparadas com lixa d'água 600. Os materiais foram usados de acordo com as instruções dos fabricantes. A resistência adesiva ao cisalhamento foi determinada após 24 horas em uma máquina Instron. Frente aos resultados obtidos, os autores concluíram que os CIV fotopolimerizáveis têm maior resistência adesiva que os sistemas químicos, independente se indicados para forramento ou restauração.

Para avaliar se o tipo de dentina, coronária ou radicular influenciaria na adesividade de um CIV forrador, Ketac-Bond (ESPE-Premier) e outro cimentante, Ketac-Cem (ESPE-Premier), bem como o pré-tratamento dentinário dessas superfícies com ácido poliacrílico em diferentes concentrações, Berry III & Powers¹⁰ (1994) utilizaram terceiros molares humanos hígidos, estocados em formol a 10%. Os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e na junção esmalte-cimento, obtendo-se, de cada dente, dois segmentos coronários e dois radiculares que foram embutidos em resina, num total

de sessenta pares de amostras. Estas amostras foram divididas em três grupos de vinte pares, para que as superfícies dentinárias expostas recebessem os seguintes tratamentos prévios a inserção do CIV: a) nenhum tratamento; b) aplicação passiva do ácido poliacrílico a 40% por 20 segundos (líquido do Durelon- ESPE-Premier); c) aplicação passiva do ácido poliacrílico a 25% por 20 segundos (Ketac Conditioner- ESPE-Premier). Dentro de cada grupo, dez pares receberam o CIV Ketac-Bond (ESPE) e os outros dez pares, o Ketac-Cem (ESPE). Todas as amostras foram estocadas a 37°C por 24 horas antes do teste de resistência adesiva ao cisalhamento. Sob essas condições *in vitro* os autores concluíram que, considerando-se o tipo de superfície dentinária, a adesividade foi maior na dentina radicular; os valores de resistência adesiva da dentina radicular e coronária foram maiores para o Ketac-Bond; e que o pré-tratamento dentinário, não importando em qual concentração do ácido, melhorou essa adesividade.

Bourke et al.¹¹ (1994) procuraram determinar a resistência adesiva à dentina de dois CIV-RM, o XR Ionomer (Kerr) e o Vitrebond (3M Dental Products), 10 minutos após a

fotopolimerização, e se a espessura de material fotoativado afetaria essa adesão. Espécimes de dentina foram preparadas a partir de terceiros molares humanos hígidos, armazenados em solução salina, a uma temperatura de 2 a 5°C por pelo menos um mês. As superfícies dentinárias foram planificadas com lixas d'água 180 e 800. Os CIV foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e aplicados sobre a dentina matriciados por cilindros de 5mm de diâmetro interno e com altura de 0,5, 1,0, 1,5, e 2,0mm. A superfície do CIV foi fotopolimerizada por 30 segundos para todas as espessuras, após 60 segundos do início da mistura. Os resultados mostraram que para o Vitrebond a resistência adesiva foi significativamente maior para os espécimes de 0,5 mm, e que a resistência do XR Ionomer foi menor do que a do Vitrebond em todas as espessuras. Observaram , então, que o aumento na espessura de CIV tem efeito marcante na resistência de união do Vitrebond, mas tem pouco efeito para o XR Ionomer. Os autores relataram ainda que os baixos valores de resistência adesiva encontrados neste estudo, deve-se ao fato de que o teste foi realizado 10 minutos após a mistura do material, e que, neste período, o único mecanismo de adesão viável é via HEMA/poliacrilato durante a

fotopolimerização, pois a reação ácido-base dos CIV continua por mais 24 horas, proporcionando as propriedades físicas finais do cimento endurecido. Concluíram que para aqueles CIV-RM, cuja espessura, afeta a resistência adesiva, a inserção de forma incremental deve ser preferida.

Frente a diversidade de recomendações quanto ao tratamento dentinário prévio a inserção dos CIV fotoativados, Charlton & Haveman¹⁶, em 1994, avaliaram o efeito do pré-tratamento da superfície dentinária na resistência adesiva ao cisalhamento de dois CIV, Fuji II LC (G-C Dental) e Variglass (LD Caulk). Utilizaram noventa molares humanos, estocados em formalina a 10%. Previamente a inserção de cada CIV, a dentina de um grupo não recebeu qualquer tratamento, de outro grupo recebeu condicionamento com ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos ativamente (GC Conditioner- G-C Dental America), e do terceiro grupo recebeu a aplicação do *primer* (Prisma Universal Bond 3 Primer- LD Caulk), que foi deixado sobre a dentina por 30 segundos e depois seco “gentilmente” com breves jatos de ar. Os corpos de prova foram termociclados por 500 ciclos, armazenados em água destilada a 37°C por uma semana e depois

submetidos ao teste de cisalhamento. Foi observado que o Fuji II LC mostrou uma média de resistência adesiva à dentina tratada com o ácido poliacrílico a 10% significativamente maior (9,9MPa) do que a dentina tratada com *primer* (3,3MPa) ou não tratada (1,4MPa). Para o Variglass, a maior média foi obtida para a dentina tratada com o *primer* (6,4MPa), do que aquela tratada com ácido poliacrílico (5,7MPa) ou não tratada (4,6MPa). Concluiu-se que a melhor maneira de se conseguir boa adesividade com esses materiais é seguir as recomendações dos fabricantes.

Pawlus et al.⁶⁵, em 1994, propuseram-se a avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento de CIV-RM e compará-la a de um CIV convencional. As superfícies dentinárias de molares humanos foram preparadas com lixas d'água de granulação 240, 400 e 600. Os CIV-RM Fuji II LC (GC Dental), Geristore (Den-Mat Corp), Photac-Fil (ESPE) e Vitremer (3M Dental Products), foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes, e aplicados no interior de cápsulas de gelatina sobre a superfície dentinária. Os espécimes foram estocados em água por 48 horas e termociclados. As médias em MPa de resistência adesiva ao cisalhamento obtidas foram Fuji II LC ($6,1 \pm$

2,4); Vitremer ($5,9 \pm 2,9$); Geristore ($4,3 \pm 2,3$); Ketac-Fil ($1,1 \pm 0,7$); Photac-Fil ($0,7 \pm 0,3$). Os resultados revelaram que o Fuji II LC, Vitremer e Geristore tiveram maior resistência adesiva a dentina que o Photac-Fil e Ketac-Fil.

Friedl et al.²², em 1995, determinaram a resistência de união de quatro CIV híbridos: Fuji II LC (GC Dental); Variglass (LD Caulk-Dentsply); Vitremer (3M Dental Products); e Photac Fil (ESPE); um cimento convencional: Ketac Fil (ESPE); e um cermet: Ketac Silver (ESPE). Para tanto, trabalharam nas seguintes condições: dentina superficial (2,0-2,5mm sobre a câmara pulpar), dentina profunda (0,5-1,0mm sobre a câmara pulpar); dentina seca e dentina úmida. Para simular a umidade da dentina, colocaram, na câmara pulpar, uma bolinha de algodão molhada. Portanto, trabalharam em quatro situações: dentina superficial seca; dentina profunda seca; dentina superficial úmida e dentina profunda úmida. A média e desvio padrão para cada produto foi determinada para cinco réplicas de cada profundidade e condições. Os materiais mostraram resistência de união significativamente mais altas em dentina superficial do que em dentina profunda e a umidade não demonstrou nenhuma interferência entre

eles, tanto em dentina superficial quanto em dentina profunda. Os materiais Fuji II LC, Variglass e Vitremer apresentaram resistência de união mais altas do que os cimentos convencionais (Ketac Fil e Ketac Silver), enquanto que o Photac Fil não foi significativamente diferente dos cimentos convencionais. Dos CIV híbridos, o Photac Fil é o que possui composição química mais semelhante aos convencionais. A ligação nas interfaces entre o Fuji II LC, o Variglass e a superfície de dentina tratada mostrou *tags*, mas nenhuma camada híbrida distinta. Isso pode ser explicado pela maior porcentagem de HEMA nas composições químicas, o que melhora a capacidade de molhamento da superfície. Somente o Fuji II LC não mostrou diferença significativa entre dentina superficial e profunda, e na presença de umidade, ele teve os valores de união significativamente mais altos do que qualquer outro material em dentina superficial e profunda, seca e úmida. Concluíram que a resistência adesiva não somente depende do pré-tratamento dentinário, mas também da proporção CIV/resina do material.

O intuito do trabalho de Swift Junior et al.⁸⁴, em 1995, foi medir e avaliar comparativamente a força de adesão à dentina de

cinco CIV-RM, e um convencional. As marcas comerciais testadas foram: Fuji II LC (GC Dental); Geristore (Den-Mat Corp); Photac-Fil Aplicap (ESPE-Premier); Variglass VLC (LD Caulk/Dentsply); Vitremer (3M Dental Products) e Ketac-Fil Aplicap (ESPE-Premier), que foi usado como grupo controle. Foram utilizados sessenta molares humanos que tiveram a superfície oclusal desgastada até a dentina. Trataram, então, a superfície dentinária de acordo com as recomendações do fabricante de cada material, e aplicaram o CIV confinado numa matriz. Após 48 horas de estocagem em água destilada, os espécimes foram termociclados e levados à máquina de teste. As médias de resistência adesiva variaram de 1,4MPa (Photac-Fil) a 12,3MPa (Fuji II LC). Os CIV-RM mostraram valores de resistência adesiva ao cisalhamento mais elevados do que o CIV convencional, exceção feita ao Photac-Fil.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito desta pesquisa foi avaliar quantitativamente a resistência adesiva ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro resina modificado a dentina bovina, e estabelecer uma relação entre pré-tratamento dentinário e resistência adesiva.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

Os materiais utilizados neste estudo, seus respectivos nomes comerciais, lotes e fabricantes, estão relacionados no Quadro 1.

Quadro 1-Materiais utilizados, nomes comerciais, lotes e fabricantes, respectivamente.

MATERIAIS	NOME COMERCIAL	LOTE	FABRICANTE
CIV-RM	Vitremer	19950605	3M Dental Products
ácido poliacrílico a 11,5%	Vidrion condicionador de dentina	00R	SSWhite
ácido maleico a 10%	Scotchbond Multi-purpose- ácido gel	920928	3M Dental Products
Laser Nd: YLF			IEAv-IPEN (SJC)-(SP)

Vitremer: é um CIV-RM de ativação tripla, ou seja, possui a reação ácido-base dos CIV convencionais, a polimerização foto iniciada pelos radicais livres de metacrilato e a polimerização dos radicais livres de metacrilato na ausência de luz. É indicado para uso em restaurações estéticas e construção de núcleos. Composto de um pó, um líquido, um *primer* e um glaze (3M- Perfil técnico⁸⁸):

- a) o pó é composto de um vidro de silicato de flúor-alumínio radiopaco, e de um sistema catalisador de oxi-redução que fornece a polimerização do metacrilato na ausência de luz. Contém também pequenas quantidades de pigmentos para que tenha uma certa variedade de cores e melhor estética;
- b) o líquido é uma solução aquosa de ácido policarboxílico modificado, contém também o copolímero do Vitrebond (3M Dental Products), água, HEMA e fotoiniciadores;
- c) o *primer* é um líquido fotopolimerizável, composto do polímero do Vitrebond, HEMA, etanol e fotoiniciadores. Seus componentes são similares

aos do líquido, variando nas quantidades, e com menor viscosidade. Tem um pH ácido e a função de modificar a *smear layer* e umedecer adequadamente a superfície dental para facilitar a adesão do CIV.

d) o glaze é uma resina fotopolimerizável, cuja função é recobrir a restauração após acabamento final, para acertar qualquer irregularidade superficial, se necessário.

Laser de Nd:YLF (Neodymium: Yttrium Lithium Fluor

4) pulsado, aplicado com potência de 250 mJ/pulso, frequência de 0,3Hz e com pulsos de 100µs de duração.

4.2 Confeção dos corpos de prova

Neste estudo foram empregados quarenta incisivos bovinos hígidos, extraídos imediatamente após o abate, limpos, armazenados em água destilada e congelados em freezer a -18°C (Figuras 1 e 2).

Previamente à utilização dos dentes, as raízes foram seccionadas no terço médio, com auxílio de um disco de carborundum, e desprezadas. Este procedimento foi necessário para proporcionar aos dentes dimensões compatíveis a base da máquina de teste, facilitando também a remoção da polpa dental (Figura 3).

Após a extirpação das polpas os condutos radiculares foram irrigados com água destilada e secos com breves jatos de ar. O orifício radicular foi obliterado com cera utilidade (Horus - Herpo Produtos Dentários Ltda), para evitar uma penetração de resina acrílica durante o embutimento, que pudesse alterar a dentina (Figura 4).

Os dentes foram embutidos em blocos de resina acrílica incolor ativada quimicamente, com o auxílio de um molde confeccionado em silicona pesada, Rodhorsil (Clássico Artigos Odontológicos-Ind. Bras.), mantendo-se a face vestibular na superfície do bloco, de tal forma que a região cervical fosse tangenciada por um plano paralelo à bancada de trabalho. Durante a presa inicial da resina, o molde foi submergido em água destilada gelada para dissipar o calor da reação. Depois de permanecerem por 20 minutos na água, CP foram

separados dos moldes e possuíam as seguintes dimensões finais: 24mm de largura por 34mm de comprimento (Figuras 5 e 6).

A seguir, as superfícies dentárias foram desgastadas por meio de lixa d'água de carbeto de silício de granulação 80 (3M do Brasil), adaptada a máquina recortadora de gesso (Kohl Bach S.A.-Ind. Bras.), sob refrigeração com água, para completa remoção do esmalte e exposição de uma área da dentina superior a 6mm de diâmetro (Figura 7).

As superfícies dentinárias expostas foram regularizadas com lixas d'água de granulação 600 (3M do Brasil) manualmente sempre em presença de água, com movimentos circulares, por um período de 20 segundos, para que a *smear layer* resultante fosse uniforme. (Pashley et al.⁶³, 1995).

A seguir, as superfícies dentinárias foram limpas com pedra pomes e água, com o auxílio de escova de Robinson, montada em micromotor de baixa velocidade, por 10 segundos, para a remoção de possíveis detritos. Após a limpeza, as superfícies foram lavadas com jatos de ar-água por 10 segundos, seguidos de breves e descontínuos jatos de ar para que não se ressecasse a dentina.

A área de atuação do pré-tratamento foi delimitada por uma fita adesiva (3M) com perfuração padronizada em 6mm de diâmetro, fixada sobre a região da dentina exposta de cada CP (Figura 8).

Os CP foram divididos em quatro grupos, conforme o tratamento dentinário:

- a) grupo I (controle): a dentina recebeu o tratamento preconizado pelo fabricante, ou seja, aplicação do *primer* com um pincel, por 30 segundos, seco com ar e fotopolimerizado por 20 segundos;
- b) grupo II: a dentina recebeu um pré-tratamento dentinário com ácido poliacrílico a 11,5% por 20 segundos, lavagem com jato de ar-água, e breve secagem, tomando-se o cuidado de não ressecar a dentina, e em seguida o *primer* foi aplicado como especifica o fabricante;
- c) grupo III: os procedimentos empregados foram os mesmos do grupo anterior, variando-se apenas a

solução ácida: ácido maleico a 10% por 15 segundos;

- d) grupo IV: os CP foram protegidos com uma matriz de alumínio, com perfuração central de 6mm de diâmetro, com a finalidade de delimitar a área dentinária de atuação do laser. Em seguida, aplicou-se a irradiação do laser de Neodímio (10 pulsos com energia de 250mJ/pulso), e aplicação do *primer* como descrito no grupo I.

Na sequência, uma matriz bipartida de teflon, com perfuração central de 5mm de diâmetro por 4mm de altura, foi sobreposta aos CP e imobilizada sobre aquela área limitada pela fita adesiva para os pré-tratamentos dentinários, onde então o CIV foi inserido (Figuras 9 e 10).

O CIV foi preparado de acordo com as instruções do fabricante, ou seja, proporção pó/líquido de 2,5/1 em peso, o que equivale a quantidades iguais de colheres de pó para gotas de líquido. O pó foi incorporado ao líquido em duas etapas, pois a mistura resultante é bastante espessa, e encontramos certa dificuldade de

manipulação de uma só vez, mas o tempo de manipulação de 45 segundos foi respeitado. Embora o fabricante recomende a aplicação do CIV em dose única, neste estudo a inserção foi feita de forma incremental, em duas porções, pois por ser um material espesso e uma cavidade relativamente grande (5mm de diâmetro e 4mm de altura), a inclusão de bolhas de ar poderia ocorrer mais facilmente. As duas porções inseridas foram fotopolimerizadas por 40 segundos. Aguardou-se 4 minutos, contados desde o início da mistura da segunda porção para que a reação de autopolimerização se processasse, e então, as duas partes da matriz foram cuidadosamente separadas e removidas (Figura 11).

Os CP foram colocados em cubas umidificadoras, devidamente identificados e mantidos a 37°C por 24 horas.

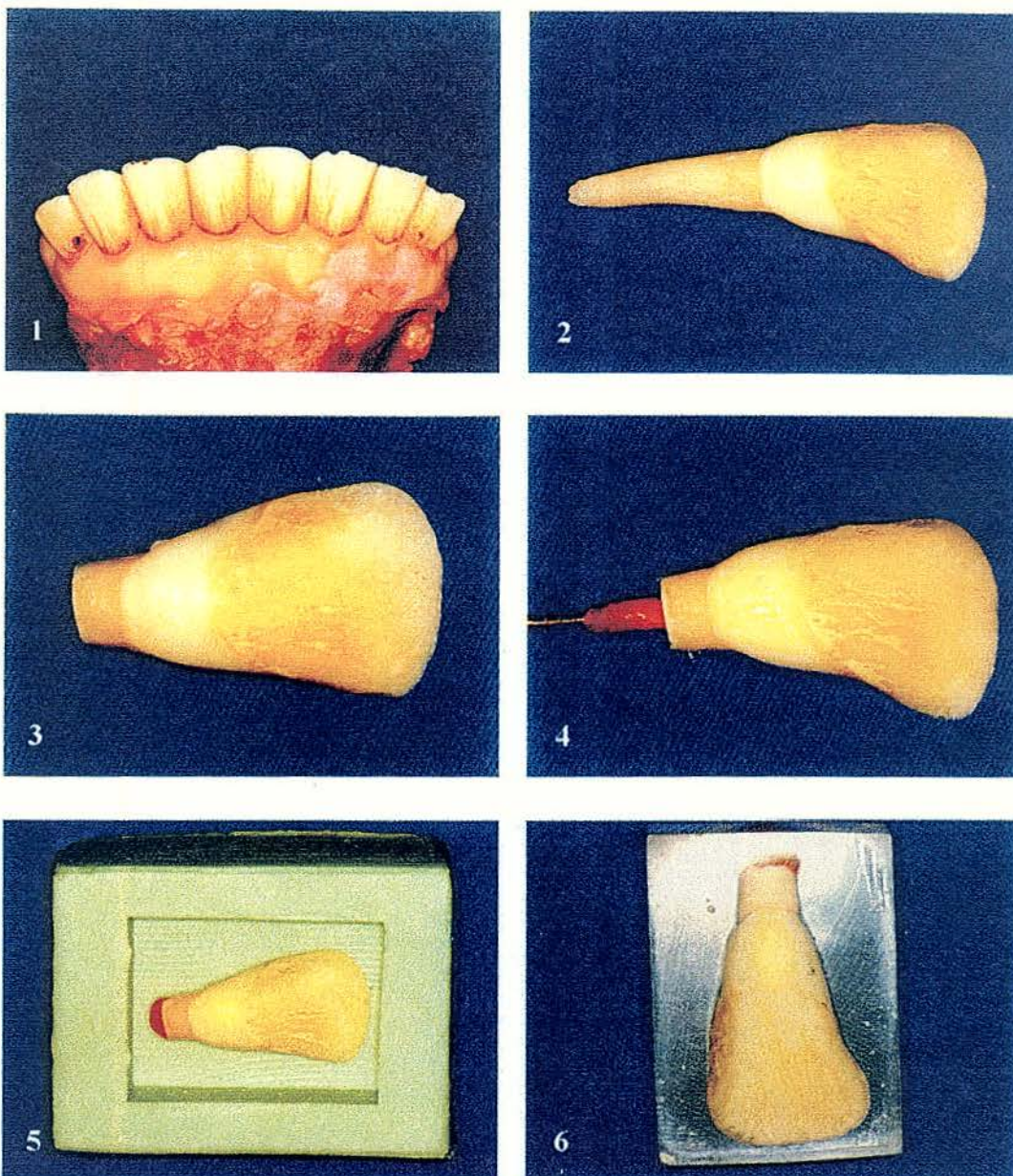


FIGURA 1 - Mandíbula bovina.

FIGURA 2 - Dente bovino extraído.

FIGURA 3 - Secção da raiz.

FIGURA 4 - Extirpação da polpa dental.

FIGURA 5 - Molde de silicona pesada para embutimento.

FIGURA 6 - Dente embutido na resina acrílica.

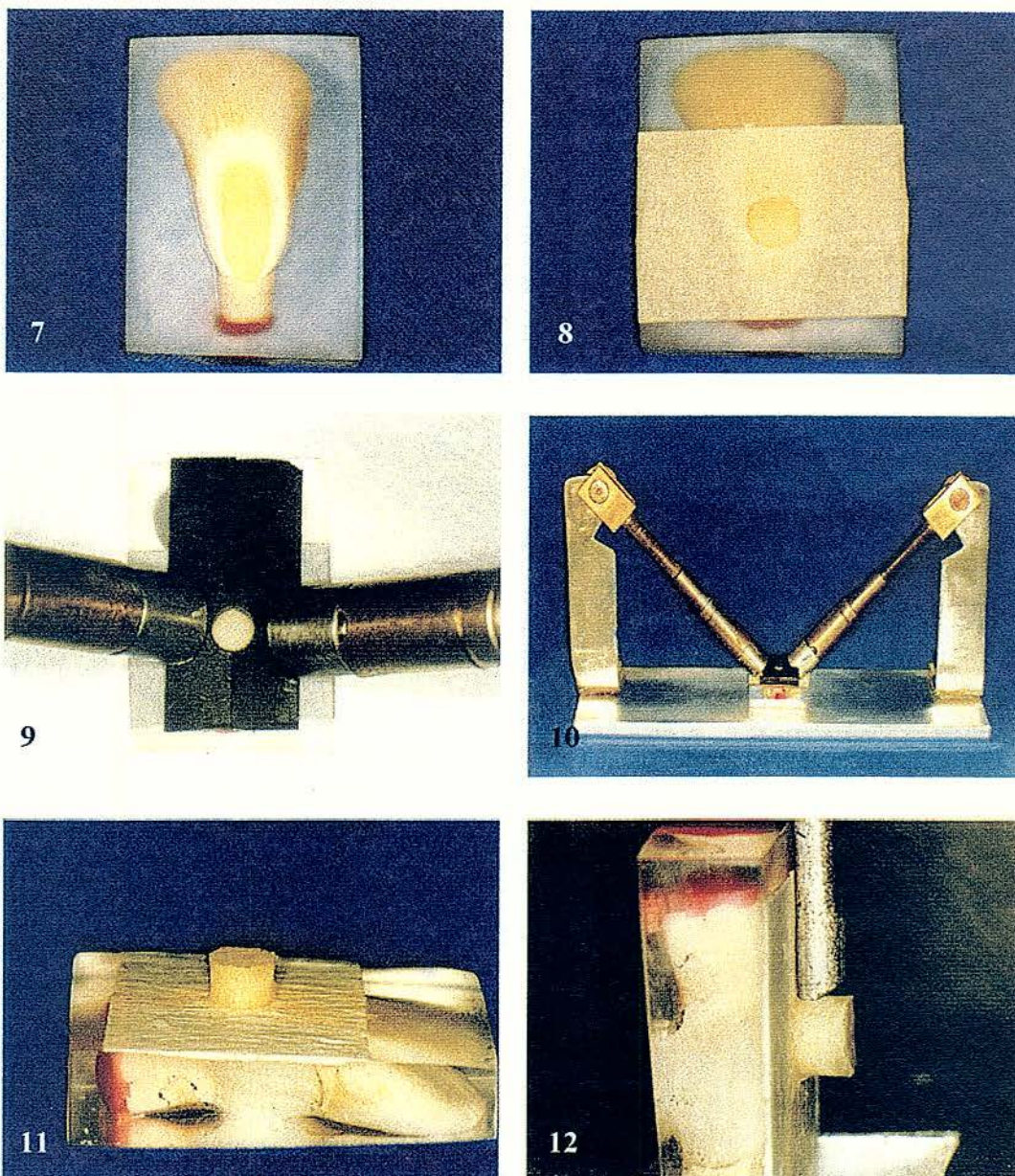


FIGURA 7 - Superfície vestibular desgastada até exposição dentinária.

FIGURA 8 - Delimitação da área de dentina que receberá os pré-tratamentos.

FIGURA 9 - Matriz de teflon bipartida posicionada.

FIGURA 10 - Imobilização da matriz.

FIGURA 11 - Corpo de prova concluído.

FIGURA 12 - Teste de resistência ao cisalhamento.

4.3 Teste de resistência ao cisalhamento

Os CP foram submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento numa máquina Instron modelo 4301. No entanto, previamente ao teste, tiveram que ser fixados, um a um, em uma base metálica, confeccionada especialmente para posicioná-los na máquina, afim de que a força de cisalhamento incidisse o mais próximo possível da interface dentina/CIV.

Essa força de cisalhamento foi exercida por uma haste em forma de meia cana, com extremidade biselada, fixada à parte superior móvel da máquina Instron, a uma velocidade de 0,5mm/min (Figura 12).

Os valores da resistência adesiva aos esforços de cisalhamento foram obtidos em Kgf, sendo transformados e expressos em MPa, conforme a seguinte fórmula:

$$\text{Kgf/mm}^2 = \frac{F(\text{força em kgf})}{A(\text{área em mm}^2)} \quad \text{onde } A = \frac{\pi d^2}{4}$$

$$1 \text{ MPa} = 0,102 \text{ Kgf/mm}^2$$

4.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Tendo em vista a grande contribuição obtida, com a utilização do MEV, na observação da superfície dentinária submetida à ação de diversos agentes físicos e químicos, adicionou-se, neste estudo, fotomicrografias das superfícies dentinárias que receberam ou não tratamento prévio, bem como de cada grupo, após o teste de cisalhamento, com a finalidade de analisarmos os mesmos qualitativamente.

Para tanto, os CP foram introduzidos num aparelho para metalização de amostras para MEV da marca Balzers, modelo SCD 050, e observados num microscópio eletrônico de varredura da marca JEOL, modelo JSM 5300.

Foram realizadas fotomicrografias em aumentos de 3000x e 3500x.

5 RESULTADOS

Os valores obtidos nas mensurações dos esforços de cisalhamento encontram-se representados na Tabela 1.

Tabela 1- Valores obtidos nas mensurações dos esforços de cisalhamento (Kgf e MPa)

CP	GRUPO I		GRUPO II		GRUPO III		GRUPO IV	
	Kgf	MPa	Kgf	MPa	Kgf	MPa	Kgf	MPa
1	7,69	3,92	7,02	3,58	9,14	4,66	4,79	2,44
2	7,61	3,88	7,14	3,64	9,09	4,63	4,83	2,46
3	6,78	3,45	5,03	2,56	6,15	3,13	5,92	3,02
4	12,46	6,35	4,99	2,54	11,15	5,68	6,80	3,46
5	9,15	4,66	5,36	2,73	11,42	5,82	7,58	3,86
6	11,02	5,62	6,21	3,16	5,72	2,91	9,30	4,74
7	12,42	6,33	5,44	2,77	10,56	5,38	6,09	3,10
8	9,97	5,08	5,87	2,99	8,76	4,46	5,17	2,63
9	8,87	4,52	7,54	3,84	7,87	4,01	8,56	4,36
10	9,14	4,66	4,32	2,20	8,60	4,38	6,67	3,40

5.1 Análise estatística

A verificação das suposições básicas de aplicabilidade do modelo de análise de variância foram realizadas com o auxílio das estatísticas constantes da Tabela 2.

Tabela 2 - Desvio padrão, coeficiente de assimetria, coeficiente de curtose, valor do teste de Levene e valores de p.

Pré-tratamento	Desvio-padrão	Assimetria/p	Curtose/p	Levene/p
Controle	1,002	0,367 n / 0,594	2,070 n / 0,486	1,029 n / 0,391
Ácido Poliacrílico	0,542	0,278 n / 0,686	1,882 n / 0,402	
Ácido Maleico	0,978	-0,332 n / 0,686	2,379 n / 0,646	
Laser	0,784	0,580 n / 0,400	2,388 n / 0,646	

n = valor não significante.

Na Tabela 2, verificou-se que: a suposição de distribuição normal foi verificada pelos dados de cada amostra relativa à cada condição experimental, pois as hipóteses de que o coeficiente de assimetria fosse igual a zero e a de que o coeficiente de curtose fosse igual a três não foram rejeitadas para as respectivas estimativas estatísticas de cada uma daquelas amostras, porque os correspondentes valores de p foram maiores do que 0,05, e a suposição de igualdade de variâncias também foi não rejeitada pelos dados das quatro amostras porque o valor obtido no teste de Levene, com 3 graus de liberdade

para o numerador e 36 graus de liberdade para o denominador, foi não significativa ($p > 0,05$).

A aplicação do modelo estatístico de análise de variância paramétrico aos dados da tabela 1 originou a tabela 3.

Tabela 3 - Análise de variância

Fonte de Variação	Graus de Liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Fo	p
Pré-Tratamento	3	23,755	7,918	11,036 s	0,000
Resíduo	36	25,831	0,717		

s = valor *significante*

Verificou-se, na Tabela 3, que o valor observado Fo foi significativo para o fator pré-tratamento porque o correspondente valor de p foi menor do que 0,05. Assim, houve evidência amostral para se rejeitar a hipótese de que os pré-tratamentos usados tenham propiciado iguais efeitos sobre a resistência aos esforços de cisalhamento. Na Tabela 4 encontram-se os efeitos propiciados pelos pré-tratamentos, em termos de médias, aonde notou-se, a partir da diferença mínima para significância (d.m.s.) igual a 0,766 MPa, dada pelo teste de Duncan, que os grupos controle e com aplicação de ácido maleico propiciaram iguais resistências médias aos esforços de cisalhamento (4,847 MPa e 4,506 MPa, respectivamente), porém, maiores do que as

propiciadas pelos grupos com aplicação de ácido poliacrílico e com aplicação do laser que também foram estatisticamente iguais entre si (3,001MPa e 3,347MPa, respectivamente). Pode-se dizer que aquelas médias pertençam a um mesmo conjunto A e que estas a um mesmo conjunto B.

Tabela 4 - Resultado do teste de Duncan.

Pré-Tratamento	Média	Conjunto	Duncan $D_k = z_{\alpha\%} \sqrt{(QMR/r)}$
Controle	4,847 MPa	A	
Ácido maleico	4,506 MPa	A	$D_2 = 0,766^*$
Laser	3,347 MPa	B	$D_3 = 0,808^{**}$
Ácido Poliacrílico	3,001 MPa	B	

* $D_2 = 2,870 \sqrt{(0,717/10)} = 0,766$

** $D_3 = 3,017 \sqrt{(0,717/10)} = 0,808$

Podemos visualizar nossas conclusões, mediante a representação gráfica tipo *BOX and WHISKER PLOT* (Figura 13). Neste desenho esquemático são representadas cinco estatísticas descritivas de uma distribuição: os valores mínimo e máximo, o primeiro quartil, a mediana (ou segundo quartil) e o terceiro quartil. Na Tabela 5, mostramos os cinco valores referentes a cada nível do fator Pré-Tratamento.

Tabela 5 - Cinco estatísticas descritivas dos dados de cisalhamento (MPa) da Tabela 1.

Pré-Tratamento:	Controle	Ácido Poliacrílico	Ácido Maleico	Laser
Estatística:				
Mínimo	3,450	2,200	2,910	2,440
1° Quartil	3,880	2,540	3,130	2,460
Mediana	4,660	2,880	4,545	3,250
3° Quartil	5,350	3,370	5,020	3,660
Máximo	6,350	3,840	5,820	4,740

Optamos por este tipo de gráfico porque coloca em evidência a metade principal da distribuição dos valores. É, geralmente, nesta parte central (faixa inter-quartis: 25% a 75%) onde encontram-se os dados mais estáveis e mais importantes.

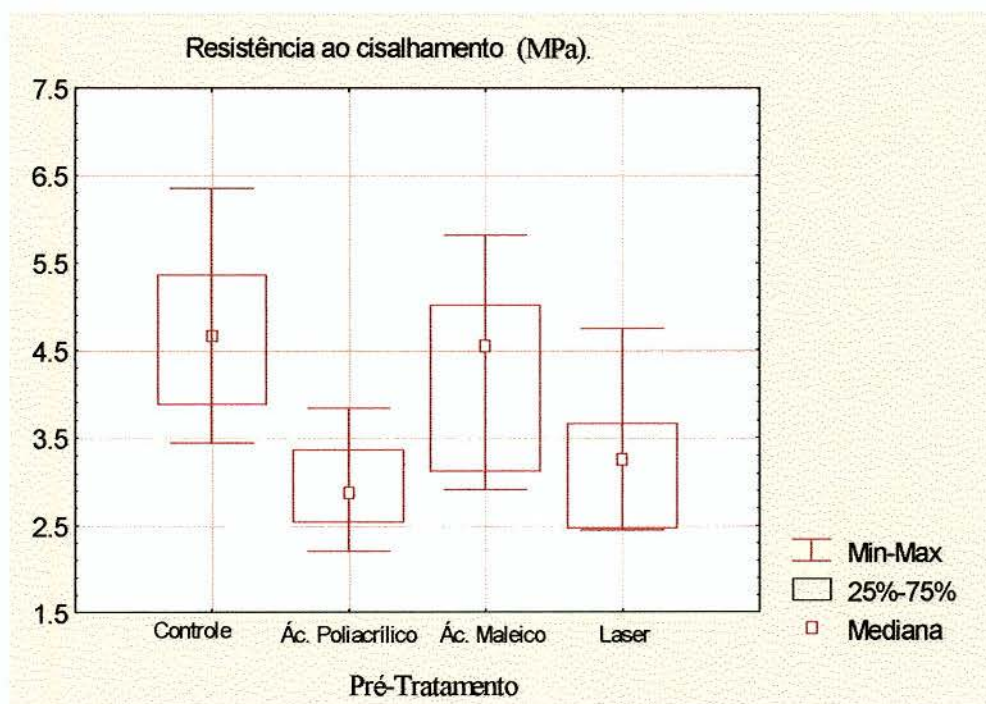


Figura 13 - Desenho esquemático tipo *BOX and WHISKER PLOT* dos dados de resistência ao cisalhamento, segundo os níveis de Pré-Tratamento.

Podemos observar:

- a) em nossos ensaios não obtivemos medidas discrepantes;
- b) os valores de resistência ao cisalhamento dos grupos I e III (controle e ácido maleico) situam-se acima dos valores obtidos para os grupos II e IV (ácido poliacrílico e laser);
- c) são próximos os valores de resistência ao cisalhamento dos grupos I e III;
- d) são próximos os valores de resistência ao cisalhamento dos grupos II e IV.

5.2 Avaliação em microscopia eletrônica de varredura

Foram selecionados corpos de prova, preparados conforme a proposta da pesquisa, para as fotomicrografias que encontram-se representadas nas Figuras de 14 a 19.

A Figura 14 representa a superfície de dentina resultante do trabalho da lixa d'água de granulação 600, onde podemos verificar um esfregaço irregular cobrindo toda a superfície do corpo de prova, obliterando os canaliculos dentinários (*smear layer*).

A Figura 15 corresponde a superfície dentinária tratada com o *primer* fornecido pelo fabricante do CIV-RM e podemos observar a remoção parcial da camada de *smear layer*, permanecendo obliterados os túbulos dentinários.

A Figura 16 representa a superfície dentinária tratada com o ácido poliacrílico 11,5% por 20 segundos, e verificamos também a remoção parcial da *smear layer* e obliteração dos túbulos dentinários.

Na Figura 17 observamos a superfície dentinária tratada com a ácido maleico a 10% por 15 segundos, onde verificamos a remoção da *smear layer*, desobstrução de túbulos dentinários e exposição dos mesmos ao ambiente externo.

A Figura 18 representa a superfície tratada com laser, exibindo um aspecto crateriforme, sugerindo uma fusão parcial da dentina, resultando em alguns túbulos abertos e outros fechados.

Na Figura 19 verificamos as superfícies fraturadas após os testes de cisalhamento e observamos que no grupo que recebeu pré-tratamento com *primer* (a) a superfície do corpo de prova apresenta-se irregular com depósitos de CIV-RM. O mesmo ocorreu com o grupo que recebeu tratamento com ácido maleico (c). Para os grupos que receberam ácido poliacrílico e laser verificamos uma superfície com poucas irregularidades, sugerindo a ausência de CIV-RM aderido.

Em todas as amostras foram observadas trincas originadas pelo sistema de vácuo empregado durante o preparo das amostras para microscopia eletrônica de varredura.

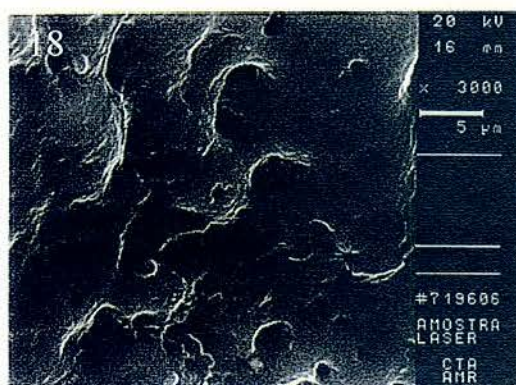
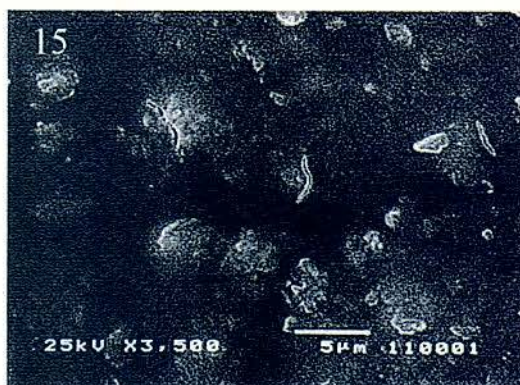
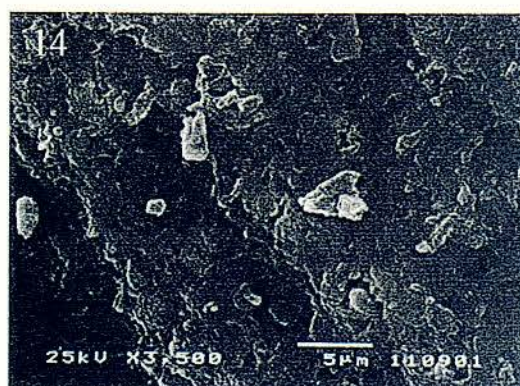


FIGURA 14 - Superfície de dentina antes dos tratamentos, presença da *smear layer*.

FIGURA 15 - Superfície de dentina tratada com o primer do Vitremer.

FIGURA 16 - Superfície de dentina tratada com o ácido poliacrílico 11,5% por 20 segundos.

FIGURA 17 - Superfície de dentina tratada com ácido maleico 10% por 15 segundos.

FIGURA 18 - Superfície de dentina tratada com laser, 10 pulsos com energia de 250mJ/pulso.

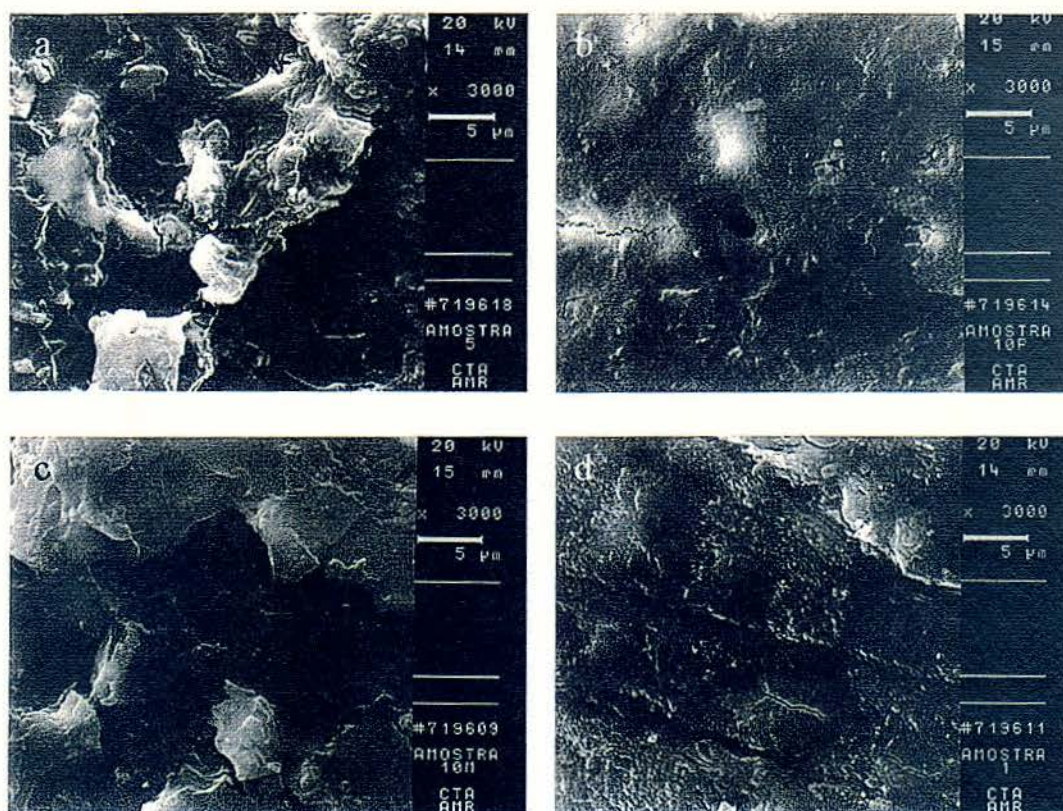


FIGURA 19 - Superfícies fraturadas, após teste de cisalhamento, a) primer; b) ácido poliacrílico; c) ácido maleico; d) laser.

6 DISCUSSÃO

Desde o advento do CIV na década de setenta, sua capacidade de aderir a vários substratos, especialmente dentina, tem sido extensivamente testada usando experimentos *in vitro* (Hotz et al.³⁰, 1977; Levine et al.³⁶, 1977; Beech⁷, 1978; Coury et al.¹⁸, 1982; Aboush & Jenkins¹, 1986; Aboush & Jenkins², 1986; Hinoura et al.²⁸, 1986; Barakat et al.⁶, 1988; Joynt et al.³¹, 1990; Hewlett et al.²⁶, 1991; Hinoura et al.²⁷, 1991; Burgess et al.¹⁴, 1993; Davis et al.¹⁹, 1993; Bell & Barkmeier⁹, 1994; Berry III & Powers¹⁰, 1994; Bourke et al.¹¹, 1994; Mason & Ferrari⁴¹, 1994; Friedl et al.²², 1995; Swift Junior et al.⁸⁴, 1995).

A dentina é um substrato com uma grande variabilidade química e física, basicamente composta, em volume, por 50% de minerais, 30% de matéria orgânica e 20% de líquidos. Estruturalmente pode ser dividida em: túbulos que contêm os processos odontoblásticos e fluidos, dentina peritubular altamente mineralizada e dentina

intertubular composta principalmente por colágeno e apatita depositada. O nível de mineralização e a estrutura da dentina pode variar de acordo com a idade do paciente, doenças que tenham lesado o órgão dentário, tempo de extração do dente e nível de profundidade da estrutura dentária (Walls et al.⁹², 1988; Marshall⁴⁰, 1993).

Baseado nos dados relatados anteriormente, quanto a variabilidade do substrato dentinário, que pode trazer resultados adversos aos testes de adesão, além da dificuldade de obtenção de dentes humanos hígidos para pesquisas *in vitro*, optamos pela utilização de dentes bovinos.

A utilização de dentes bovinos já vem sendo consagrada no meio científico, por possibilitar a utilização de dentes de animais de mesma faixa etária, frescos e que não tenham recebido estímulos agressivos como cárie e doença periodontal, garantindo ainda o controle das condições de estocagem. Há aproximadamente vinte anos atrás, Maldonado et al.³⁹ (1978) utilizaram incisivos bovinos como substrato para comparação da resistência adesiva de um CIV comercial com os cimentos de silicato e policarboxilato.

De acordo com a literatura (Nakamichi et al.⁶⁰, 1983; Saunders⁷⁴, 1988; Fowler et al.²¹, 1992; Silva et al.⁷⁹, 1996), o dente bovino é similar estruturalmente ao humano, podendo ser considerado como um possível substituto da dentina humana para os estudos laboratoriais de adesão, com a possibilidade de controlarmos as variáveis: idade do paciente, tempo e solução de armazenagem.

Soluções como formalina a 10%, salina associada ou não a microbicidas como timol a 0,02%, água destilada pura ou associada a azida sódica, mantidas à temperatura ambiente ou na geladeira (0 a 4°C), por períodos de 0 a 28 dias têm sido utilizadas nos diversos estudos laboratoriais de resistência adesiva (Beech et al.⁸, 1991; Perdigão et al.⁶⁶, 1994; Pashley et al.⁶³, 1995; Strawn et al.⁸³, 1996).

Entretanto, estudos como os de Walls et al.⁹², 1988; Strawn et al.⁸³, 1996; Tonami et al.⁸⁷, 1996, relatam que períodos de estocagem superiores a 28 dias podem promover modificações químicas no substrato, que irão afetar diretamente os resultados de resistência adesiva.

Assim, selecionamos o método de congelamento em freezer (- 18°C), por no máximo 28 dias, para a armazenagem dos dentes bovinos, sugerido por Tonami et al.⁸⁷, 1996, e utilizado também por Gonçalves²⁴, 1997, pela facilidade de aplicação e controle de possíveis alterações que pudessem ocorrer no substrato pelo emprego de substâncias químicas.

A padronização do substrato dentinário deve ser realizada quanto a localização da dentina: superficial ou profunda, já que vários trabalhos têm mostrado diferenças significativas neste aspecto, sendo que a dentina superficial apresenta valores maiores de resistência adesiva (Prati et al.⁷⁰, 1991; Friedl et al.²², 1995).

Quanto ao CIV, seu desenvolvimento tem sido marcado pela introdução dos materiais fotopolimerizáveis, com o intuito de superar os problemas de sensibilidade a umidade, baixa resistência mecânica e estética associados aos CIV convencionais, ao mesmo tempo mantendo as vantagens clínicas dos mesmos (Mathis & Ferracane⁴², 1989; Rusz et al.⁷³, 1992). Esses novos materiais são denominados *cimentos de ionômero de vidro resina-modificados* (CIV-RM), e devem apresentar uma reação de presa ácido-base, uma

adesão entre superfície dentária e cimento e uma contínua liberação de flúor, para serem considerados CIV verdadeiros (McLean et al.⁵¹, 1994).

Os CIV-RM apresentam ainda as seguintes vantagens sobre os CIV convencionais: maior tempo de trabalho; facilidade de aplicação clínica; possível acabamento e polimento na mesma sessão; melhor estética (embora ainda inferior as resinas compostas); características de resistência superiores; controle sobre o tempo de presa (Sidhu & Watson⁷⁷, 1995; Sidhu & Watson⁷⁸, 1996).

Embora a revista da literatura tenha nos mostrado uma tendência da resistência adesiva dos CIV-RM a estrutura dentária ser superior a dos CIV convencionais (Holtan et al.²⁹, 1990; Burgess et al.¹⁴, 1993; Bell & Barkmeier⁹, 1994; Pawlus et al.⁶⁵, 1994; Friedl et al.²², 1995; Swift Junior et al.⁸⁴, 1995), pouca informação tem sido dada sobre qual o mecanismo dessa adesão, e se a remoção ou não da *smear layer* poderia afetá-la.

Um estudo de espectrometria de massa iônica secundária revelou um processo de trocas iônicas entre um CIV-RM e a superfície dentinária (Lin et al.³⁷, 1992), com o desenvolvimento de

uma camada intermediária íon-enriquecida, similarmente ao que ocorre com o CIV convencional (Hotz et al.³⁰, 1977; Wilson et al.¹⁰¹, 1983; Mount⁵⁷, 1991; Geiger & Weiner²³, 1993). Entretanto a observação da interface dentina/CIV-RM, ao microscópio eletrônico de varredura, nos estudos de Lin et al.³⁷, 1992, Friedl et al.²², 1995 e Titley et al.⁸⁶, 1996, revelou a formação de pequenos *tags* no interior dos túbulos dentinários, que poderiam ser responsáveis por uma adesão micromecânica. Não foi observada a formação de uma camada híbrida distinta como ocorre com os adesivos dentinários de última geração (Perdigão et al.⁶⁶, 1994).

Dessa forma, para se conseguir uma efetiva adesão entre o CIV e a estrutura dental é necessário um contato íntimo interfacial. A *smear layer*, que se forma durante a realização do preparo cavitário, diminui a energia de superfície, reduzindo a reatividade superficial e portanto prejudicando o potencial de adesão dos materiais adesivos (Brännström & Johnson¹², 1974; Powis et al.⁶⁹, 1982; Pashley⁶², 1984; Meryon et al.⁵⁴, 1987; Perdigão et al.⁶⁶, 1994).

Para modificação ou remoção da *smear layer*, pré-tratamentos dentinários são preconizados pela literatura, com o objetivo de melhorar a união do CIV à dentina.

A princípio foram utilizados os ácidos fortes (cítrico e fosfórico), com capacidade de remover a *smear layer*, entretanto o uso dessas soluções não contribuiu para o aumento da força de união entre o CIV e a estrutura dental, provavelmente pelo efeito desmineralizante que remove cálcio e fosfato da superfície dentária, componentes essenciais para uma efetiva adesão (Powis et al.⁶⁹, 1982; Lacefield et al.³⁴, 1985; Aboush & Jenkins¹, 1986; Hinoura et al.²⁸, 1986).

A substância que se destacou como um agente de limpeza da superfície dentinária previamente a inserção do CIV, aumentando a resistência adesiva, foi o ácido poliacrílico em baixa concentração. Dependendo da concentração, forma e tempo de aplicação, o ácido poliacrílico poderá promover aplainamento superficial ou remoção total ou parcial da *smear layer*, neste último caso, mantendo os *smear plugs* (Powis et al.⁶⁹, 1982; Barakat et al.⁶, 1988; Wilson & McLean¹⁰⁰, 1988; Joynt et al.³¹, 1990; Mount⁵⁷, 1991; Mauro⁴⁵, 1992; Berry III & Powers¹⁰, 1994).

Outros estudos, no entanto, consideraram que a utilização do ácido poliacrílico não melhora a união do CIV à dentina (Aboush & Jenkins², 1986; Hinoura et al.²⁸, 1986; Peutzfeldt & Asmussen⁶⁷, 1990; Hewlett et al.²⁶, 1991; Mitchem & Gronas⁵⁵, 1991; Tyas, 1993).

Com a introdução dos CIV-RM, alguns trabalhos têm sugerido que, por possuírem monômeros na composição, o pré-tratamento dentinário deveria diferir daquele empregado aos CIV convencionais, aproximando-se daquele dispensado a sistemas adesivos com a utilização de condicionamentos ácidos, primers e/ou adesivos (Lin et al.³⁷, 1992; Charlton & Haveman¹⁶, 1994; Pachuta & Meiers⁶¹, 1995). Entretanto, se por um lado pode-se aumentar a resistência adesiva com o emprego de adesivos dentinários, por outro pode-se estar impedindo uma característica essencial dos CIV: a liberação de flúor e conseqüente absorção pela estrutura dentária (Tam et al.⁸⁵, 1995).

Assim neste estudo procuramos utilizar substâncias que proporcionassem um contato íntimo entre CIV-RM e substrato, bem como a alteração morfológica do substrato através da aplicação do

laser, para que pudéssemos avaliar os efeitos causados frente ao teste de cisalhamento.

O Vitremer é recomendado para uso com *primer*. A função do *primer* é modificar a *smear layer* e umedecer adequadamente a superfície dental para facilitar a adesão do CIV-RM. O valor médio de resistência adesiva ao cisalhamento em dentina bovina fornecido pelo fabricante em seu perfil técnico é de 5,5 MPa. Nesse estudo, quando empregado apenas o *primer* como pré-tratamento (grupo I), seguindo as especificações do fabricante, o valor médio de resistência ao cisalhamento foi de 4,847 MPa.

Os estudos de Titley et al.⁸⁶, em 1996, ao MEV, demonstraram que o líquido do Vitrebond reage quimicamente com a dentina bovina, proporcionando primariamente uma adesão química entre CIV/dentina, e sugeriram também uma retenção micromecânica. Numa visualização em MEV antes da inserção do CIV, observaram que a formação de *plugs* do líquido fotopolimerizado ocluindo os túbulos dentinários, e que estes *plugs* eram facilmente removidos por suaves jatos de ar e/ou água.

A aplicação do ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos, preconizado como pré-tratamento dentinário antes da inserção dos CIV convencionais, foi utilizado num trabalho de Hinoura et al.²⁷, em 1991, para avaliar o efeito deste na resistência adesiva de três CIV-RM: Vitrebond, XR Ionomer e Fuji Lining. Observaram que este pré-tratamento deu o menor valor de resistência adesiva para todos CIV-RM, inclusive inferior ao grupo controle onde a *smear layer* permaneceu intacta. Pimenta et al.⁶⁸, em 1992, utilizando o Vitrebond, observaram também que não houve melhora na resistência ao cisalhamento com o uso do pré-tratamento com ácido poliacrílico. Esses resultados corroboram com nossos achados já que a composição química do *primer* e do líquido do Vitremer é similar ao líquido do Vitrebond, diferindo apenas nas concentrações dos componentes.

No presente trabalho, observamos que os valores de resistência ao cisalhamento do Vitremer a dentina bovina, quando empregado o pré-tratamento com ácido poliacrílico a 11,5% por 20 segundos (grupo II), foram inferiores àqueles obtidos com aplicação do *primer* (grupo I) e ácido maleico (grupo III).

Entretanto, Charlton & Haveman¹⁶, em 1994, utilizaram o mesmo pré-tratamento, ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos, como preconizado pelo fabricante, previamente a inserção do Fuji II LC e obtiveram o maior valor de resistência adesiva ao cisalhamento, sendo que os valores de resistência adesiva da dentina tratada com Prisma Universal Bond 3 Primer e da dentina sem tratamento foram significativamente inferiores.

Resultados discrepantes entre os vários autores, quanto a indicação do pré-tratamento com ácido poliacrílico, podem estar relacionados as várias metodologias utilizadas; entretanto cada um deles contribui para a evolução e os avanços das pesquisas.

A resistência adesiva obtida no grupo III, ou seja com a utilização do ácido maleico como pré-tratamento, foi similar àquela do grupo I (somente *primer*). A aparência da dentina bovina após o pré-tratamento com o ácido maleico a 10% por 15 segundos, pode ser vista na Figura 17. Podemos observar a remoção total da *smear layer*, inclusive a abertura dos canaliculos dentinários, mostrando um bom padrão de condicionamento ácido, como também observado por Matos et al.⁴⁴, em 1995. A desmineralização da superfície dentinária pode

proporcionar um melhor molhamento superficial e facilidade de penetração do HEMA, contribuindo para um imbricamento mecânico entre as superfícies dentina/CIV. A remoção da *smear layer* pode ter proporcionado um melhor escoamento do *primer*, que contém HEMA, sobre a superfície dentinária, e a abertura dos túbulos dentinários talvez tenha contribuído para uma maior retenção mecânica do CIV-RM à dentina. Watson⁹³ (1990) e Hinoura et al.²⁷ (1991) observaram que o tratamento prévio da dentina com Scotchprep, em cuja composição encontra-se o ácido maleico, produziu a melhor adaptação do Vitrebond a estrutura dental.

Outro pré-tratamento dentinário utilizado neste estudo foi a irradiação à laser, como um meio de alterar a natureza química e estrutural da superfície dentinária, e já foi avaliado por Cooper et al.¹⁷, 1988; Pashley et al.⁶⁴, 1992; Wigdor et al.⁹⁷, 1993; Cernavin¹⁵, 1995; Kinney et al.³³, 1996; Gonçalves²⁴, 1997; Schaller et al.⁷⁵, 1997.

Ao MEV, pode-se observar o efeito crateriforme causado pela ablação da parte orgânica e água da dentina com a aplicação do laser. Conforme os estudos de Wigdor et al.⁹⁷, 1993; Cernavin¹⁵, 1995; Kinney et al.³³, 1996; Schaller et al.⁷⁵, 1997,

dependendo da potência, frequência e do tipo de laser usado a dentina intertubular pode apresentar-se com uma aparência derretida, fundida, podendo os túbulos dentinários estarem ou não evidentes.

Os valores de resistência adesiva ao cisalhamento obtidos com a aplicação do laser (grupo IV), previamente ao *primer* e CIV-RM, foram inferiores àqueles obtidos com os grupos I (controle-*primer*) e III (ácido maleico), e equipararam-se aos do grupo II (ácido poliacrílico). A recristalização da hidroxiapatita pode ter dificultado as trocas iônicas entre CIV/dentina, prejudicando o processo de adesão química do material. Parece-nos que a mudança morfológica da dentina, com aumento das irregularidades superficiais não proporcionou um imbricamento mecânico entre CIV/substrato como esperado.

Houve significância estatística para o fator pré-tratamento, pois $p < 0,05$ (Tabela 3). Assim pudemos constatar que o pré-tratamento dentinário apresentou efeitos significantes sobre a resistência ao cisalhamento, porém, baseado no teste de Duncan (Tabela 4), os grupos I (controle) e III (ácido maleico) foram estatisticamente iguais entre si, com médias 4,847 MPa e 4,506 MPa,

respectivamente, podendo ser agrupados no conjunto A; e os grupos II (ácido poliacrílico) e IV (laser) foram estatisticamente iguais entre si, com médias 3,001 MPa e 3,347 MPa, respectivamente, podendo ser agrupados no conjunto B. Portanto, os melhores resultados foram obtidos quando utilizamos os pré-tratamentos com o *primer* indicado pelo fabricante, ou ácido maleico previamente ao uso do *primer*.

Na presente pesquisa optamos também por uma representação gráfica, através do diagrama do tipo Box and Whisker Plot (Figura 13), que coloca em evidência os 50% dos valores mais importantes da amostra analisada e sua distribuição. Nesta Figura também podemos observar que o grupo controle (*primer*) e do ácido maleico agrupam os mesmos valores de resistência ao cisalhamento e situam-se acima dos valores obtidos para o grupo do ácido poliacrílico e do laser. Verificamos também que o grupo controle compacta seus valores entre 3,450 MPa a 6,350 MPa, mostrando uma tendência a superioridade em relação aos demais.

Os resultados comprovam que a aplicação apenas do *primer* foi tão efetiva quanto o emprego do ácido maleico, tornando esse resultado interessante, uma vez que pode-se desta forma eliminar

um passo operatório, sem prejuízo da retenção. Sob o ponto de vista biológico, a eliminação do condicionamento ácido também é benéfica, uma vez que substâncias ácidas não são inertes e causam aumento da permeabilidade dentinária e, conseqüentemente, o potencial de irritação pulpar. Entretanto, o *primer* também não é inerte, possuindo em sua composição componentes resinosos (HEMA) que podem causar algum grau de irritação pulpar (Ratanasathien et al.⁷², 1995; Shuster et al.⁷⁶, 1996). Desta forma a somatória de fatores irritantes poderá levar a conseqüências indesejáveis.

Outros CIV-RM podem ter comportamentos diferentes, necessitando de pré-tratamento com ácidos. Assim, mais pesquisas fazem-se necessárias abrangendo outros materiais e tratamentos da dentina, uma vez que os valores de resistência adesiva para os CIV ainda são baixos, comparativamente aos sistemas adesivos, e que nosso objetivo é realizar restaurações biologicamente compatíveis, com perfeito selamento e máxima longevidade.

7 CONCLUSÕES

Nas condições experimentais empregadas neste estudo e a análise estatística aplicada sobre os resultados obtidos, é possível concluir que:

- a) os pré-tratamentos empregados propiciaram efeitos diferentes e estatisticamente significantes sobre a resistência aos esforços de cisalhamento;
- b) o grupo controle (*primer*) e o ácido maleico propiciaram iguais resistências médias aos esforços de cisalhamento e superiores a dos grupos do ácido poliacrílico e do laser;
- c) o uso apenas do *primer* (grupo controle) mostrou um dos maiores valores de resistência aos esforços de cisalhamento, sendo, portanto, o tratamento dentinário mais adequado para o Vitremer.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ABOUSH, Y.E.Y., JENKINS, C.B.G. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br. Dent. J.*, v.161, n.5, p. 179-84, Sept. 1986.
- 2 ABOUSH, Y.E.Y., JENKINS, C.B.G. The effect of poly (acrylic acid) cleanser on the adhesion of a glass polyalkenoate cement to enamel and dentine. *J. Dent.*, v.15, n.4, p.147-52, 1986.
- 3 ADRIAN, J.C. Pulp effects of neodymium laser. *Oral Surg.*, v.44, n.2, p. 301-5, Aug. 1977.
- 4 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. Odontol. UNESP (São Paulo)*, v.24, n.1 p.69-78, Jan./June, 1995.

*Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro.
Referências Bibliográficas NBR 6023. Rio de Janeiro, 1988. 19p

- 5 ATTIN, T., VATASCHKI, M., HELLWIG, E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.*, v.27, n.3, p.203-9, Mar. 1996.
- 6 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.
- 7 BEECH, D. Adhesion in the oral environment: biophysical and biochemical considerations. *Int. Dent. J.*, v.28, n.3, p.338-47, Sept. 1978.
- 8 BEECH, D.R., TYAS, M.J., SOLOMON, A. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dent. Mater.*, v.7, n.1 p.15-17, Jan. 1991.

- 9 BELL, R.B., BARKMEIER, W.W. Shear bond strengths to dentin of glass ionomer restoratives and liners. *J. Dent. Res.*, v.73, sp. iss., p.328, 1994. (Abstract 1811).
- 10 BERRY III, E.A., POWERS, J.M. Bond strength of glass ionomers to coronal and radicular dentin. *Oper. Dent.*, v.19, n.4, p.122-6, July/Aug. 1994.
- 11 BOURKE, A.M., WALLS, A.W.G., Mc CABE, J.F. Bond strength to dentine of two light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements. *J. Dent.*, v.22, n.4, p.242-6, Aug. 1994.
- 12 BRÄNNSTRÖM, M., JOHNSON, G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *J. Prosthet. Dent.*, v.31, n.4, p.422-30, Apr. 1974.

- 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 BURGESS, J.O. et al. A comparative study of three glass ionomer base materials. *Am. J. Dent.*, v.6, n.3, p.137-41, June, 1993.
- 15 CERNAVIN, I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel. *Aust. Dent. J.*, v.40, n.2, p.79-84, Apr. 1995.
- 16 CHARLTON, D.G., HAVEMAN, C.W. Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers. *Am. J. Dent.*, v.7, n.1, p.47-9, Feb. 1994.
- 17 COOPER, L.F. et al. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v.60, n.1, p.45-9, July, 1988.

- 18 COURY, T.L. et al. Adhesiveness of glass-ionomer cement to enamel and dentin: a laboratory study. *Oper. Dent.*, v.7, n.1, p.2-6, Winter, 1982.
- 19 DAVIS, E.L. et al. Shear strength and microleakage of light-cured glas ionomers. *Am. J. Dent.*, v.6, n.3, p.127-9, June, 1993.
- 20 FEATHERSTONE, J. What is the future of lasers in dentistry? *Quintessence Int.*, v.27, n.4, p.286-91, Apr. 1996.
- 21 FOWLER, C.S. et al. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent. Mater.*, v.8, n.4, p.265-9, July, 1992.
- 22 FRIEDL, K.H., POWERS, J.M., HILLER, K-A. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. *Oper. Dent.*, v.20, n.2, p.74-80, Mar./Apr. 1995.

- 23 GEIGER, S.B., WEINER, S. Fluoridated carbonatoapatite in the intermediate layer between glass ionomer and dentin. *Dent. Mater.*, v.9, n.1, p.33-6, Jan. 1993.
- 24 GONÇALVES, S.E.P. *Pré-tratamento dentinário - efeito do condicionamento ácido, irradiação laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento de sistema adesivo Multi-Uso*. São José dos Campos, 1997. 209p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
- 25 GONZALES, C.D. et al. Potential preventive and therapeutic hard-tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon lasers in dentistry: a review. *J. Dent. Child.*, v.63, n.3, p.196-207, May/June, 1996.

- 26 HEWLETT, E.R., CAPUTO, A.A., WROBEL, D.C. Glass-ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic acid. *J. Prosthet. Dent.*, v.66, n.6, p.767-72, Dec. 1991.
- 27 HINOURA, K., MIYAZAKI, M., ONOSE, H. Dentin bond strength of light-cured glass-ionomer cements. *J. Dent. Res.*, v.70, n.12, p.1542-4, Dec. 1991.
- 28 HINOURA, K., MOORE, B.K., PHILLIPS, R.W. Influence of dentin surface treatments on the bond strengths of dentin-lining cements. *Oper. Dent.*, v.11, n.4, p.147-54, Autumn, 1986.
- 29 HOLTAN, J.R. et al. Bond strength of a lighth-cured and two auto-cured glass-ionomer liners. *J. Dent.*, v.18, n.5, p.271-5, Oct. 1990.
- 30 HOTZ, P. et al. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br. Dent. J.*, v.142, n.2, p.41-7, Jan. 1977.

- 31 JOYNT, R.B. et al. Effect of dentinal pretreatment on bond strength between glass-ionomer cement and dentin. *Oper. Dent.*, v.15, n.5, p.173-7, Sep./Oct. 1990.
- 32 KERBY, R.E., KNOBLOCH, L., THAKUR, A. Strength properties of visible-light-cured resin-modified glass-ionomer cements. *Oper. Dent.*, v.22, n.2, p.79-83, Mar./Apr. 1997.
- 33 KINNEY, J.H. et al. The threshold effects of Nd and Ho:YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. *J. Dent. Res.*, v.75, n.6, p.1388-95, June, 1996.
- 34 LACEFIELD, W.R., REINDL, M.C., RETIEF, D.H. Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.53, n.2, p.194-8, Feb. 1985.
- 35 LEINFELDER, K.F. Glass ionomers: current clinical developments. *J.Am.Dent.Assoc.*, v.124, n.7, p.62-4, Sept. 1993.

- 36 LEVINE, R.S., BEECH, D.R., GARTON, B. Improving the strength of polyacrylate cements to dentine. *Br. Dent. J.*, v.143, n.8, p.275-7, Oct. 1977.
- 37 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.
- 38 LOS, S.A., BARKMEIER, W.W. Effects of dentin air abrasion with aluminum and hydroxyapatite on adhesive bond strength. *Oper. Dent.*, v.19, n.5, p. 169-75, Sep./Oct. 1994.
- 39 MALDONADO, A., SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. *J.Am.Den.Assoc.*, v.96, n.5, p.785-91, May, 1978.

- 40 MARSHALL JUNIOR, G.W. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int.*, v.24, n.9, p.606-17, Sept. 1993.
- 41 MASON, P.N., FERRARI, M. In vivo evaluation of glass-ionomer cement adhesion to dentin. *Quintessence Int.*, v.25, n.7, p.499-504, July, 1994.
- 42 MATHIS, R.S., FERRACANE, J.L. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent. Mater.*, v.5, n.5 p.355-8, Sept. 1989.
- 43 MATIS, B.A., COCHRAN, M., CARLSON, T. Longevity of glass-ionomer restorative materials: results of a 10-year evaluation. *Quintessence Int.*, v.27, n.6, p.373-82, June, 1996.
- 44 MATOS, A.B. et al. Estudo in vitro de diversos agentes utilizados para limpeza de superfície dentinária. *RPG*, v.2, n.2, p.37-44, abr./jun. 1995.

- 45 MAURO, S.J. *Influência do ácido poliacrílico na resistência de união do cimento de ionômero de vidro à dentina*. Bauru, 1992. 125p. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 46 McCAGHREN, R.A. et al. Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin. *J. Dent. Res.*, v.69, n.1, p.40-5, Jan. 1990.
- 47 McINNES-LEDOUX, P.M., WEINBERG, R., GROGONO, A. Bonding glass ionomer cements to chemomechanically prepared dentin. *Dent. Mater.*, v.5, n.3, p.189-93, May, 1989.
- 48 McLEAN, J.W., WILSON, A.D. The clinical development of the glass ionomer cement. I. Formulations and properties. *Aust. Dent. J.*, v.22, n.1, p.31-6, Feb. 1977.

49 McLEAN, J.W., WILSON, A.D. The clinical development of the glass ionomer cement. II. Some clinical applications. *Aust. Dent. J.*, v.22, n.2, p.120-7, Apr. 1977.

50 McLEAN, J.W., WILSON, A.D. The clinical development of the glass ionomer cement. III. The erosion lesion. *Aust. Dent. J.*, v.22, n.3, p.190-5, June, 1977.

51 McLEAN, J.W., NICHOLSON, J.W., WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintecessence Int.*, v.25, n.9, p.587-9, Sept. 1994.

52 MERCER, C. Laser in dentistry: a review. Part 1. *Dent. Update*, v.23, n.2, p.74-80, Mar. 1996.

53 MERCER, C. Laser in dentistry: a review. Part 2: diagnosis, treatment and research. *Dent. Update*, v.23, n.3, p.120-5, Apr. 1996.

- 54 MERYON, S.D., TOBIAS, R.S., JAKEMAN, K.J. Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. *J. Prosthet. Dent.*, v.57, n.2, p.174-9, Feb. 1987.
- 55 MITCHEM, J.C., GRONAS, D.G. Adhesion to dentin with and without smear layer under varying degrees of wetness. *J. Prosthet. Dent.*, v.66, n.5, p.619-22, Nov. 1991.
- 56 MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner \ base. *J. Dent. Res.*, v.70, n.1, p.72-4, Jan. 1991.
- 57 MOUNT, G.J. Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. *Oper.Dent.*, v.16, n.4, p.141-8, July/Aug. 1991.
- 58 MOUNT, G.J. Glass ionomer cements: past, present and future. *Oper. Dent.*, v.19, n.3, p.82-90, May/June, 1994.

- 59 MOUNT, G.J. Some physical and biological properties of glass ionomer cement. *Int. Dent. J.*, v.45, n.2, p.135-40, Apr. 1995.
- 60 NAKAMICHI, I., IWAKU, M., FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J. Dent. Res.*, v.62, n.10, p.1076-81, Oct. 1983.
- 61 PACHUTA, S.M., MEIERS, J.C. Dentin surface treatments and glass ionomer microleakage. *Am. J. Dent.*, v.8, n.4, p.187-90, Aug. 1995.
- 62 PASHLEY, D.H. Smear layer: physiological considerations. *Oper. Dent.*, suppl. 3, p.13-29, 1984.
- 63 PASHLEY, D.H. et al. Adhesion testing of bonding agents: a review. *Dent. Mater.*, v.11, n.2, p.117-25, Mar. 1995.
- 64 PASHLEY, E.L. et al. Effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. *J. Endod.*, v.18, n.6, p. 257-62, June, 1992.

- 65 PAWLUS, M.A., SWIFT JUNIOR, E.J., VARGAS, M.A. Shear bond strengths of resin ionomer restorative materials. *J. Dent. Res.*, v.73, sp. iss., p.328, 1994. (Abstract 1812).
- 66 PERDIGÃO, J. et al. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J. Dent. Res.*, v.73, n.1, p.44-55, Jan. 1994.
- 67 PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E. Effect of polyacrylic acid treatment of dentin on adhesion of glass ionomer cement. *Acta Odontol. Scand.*, v.48, n.5, p.337-41, 1990.
- 68 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. *Rev. Odontol. Br.*, v.2, n.5, p.13-6, dez., 1992.

69 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.

70 PRATI, C., PASHLEY, D.H., MONTANARI, G. Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent. Mater.*, v.7, n.1, p.54-8, Jan. 1991.

71 PRATI, C. et al. Effects of dentin surface treatments on the shear bond strength of Vitrabond. *Dent. Mater.*, v.8, n.1, p.21-6, Jan. 1992.

72 RATANASATHIEN, S. et al. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *J.Dent. Res.*, v.74, n.9, p.1602-6, Sept. 1995.

73 RUSZ, J.E. et al. Adhesive properties of modified glass ionomer cements. *Dent.Mater.*, v.8, n.1, p.31-6, Jan. 1992.

- 74 SAUNDERS, N.P. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J. Dent.*, v.16, n.5, p.223-38, 1988.
- 75 SCHALLER, H.G., WEIHING, T., STRUB, J.R. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: na in vitro study. *J. Oral Rehabil.*, v.24, n.4, p.274-81, Apr. 1997.
- 76 SCHUSTER, G. S. et al. Biocompatibility of posterior restorative materials. *J. Can. Dent. Assoc.*, v.24, n.9, p.17-31, Sept. 1996.
- 77 SIDHU, S.K., WATSON, T.F. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. *Dent. Update*, v.22, n.10, p.429-32, Dec. 1995.
- 78 SIDHU, S.K., WATSON, T.F. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 2. Clinical aspects. *Dent. Update*, v.23, n.1, p.12-6, Feb. 1996.

- 79 SILVA, C.M. et al. Shear bond strength of na adhesive system in human, bovine and swinish teeth. *J. Dent. Res.*, v.75, sp. iss., p.393, 1996. (Abstract 3005).
- 80 SIM, T.P., SIDHU, S.K. The effect of dentinal conditioning on light-activated glass-ionomer cement. *Quintessence Int.*, v.25, n.7, p.505-8, July, 1994.
- 81 SMITH, D.C. A new dental cement. *Br. Dent. J.*, v.125, n.10, p.381-4, Nov. 1968.
- 82 STERN, R.H., SOGNNAES, R.F. Laser beam effect on dental hard tissues. *J. Dent. Res.*, v.43, n.5, p.873, Sept./Oct. 1964. (Abstract 307).
- 83 STRAWN, S.E. et al. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions-short term. *J. Dent.*, v.24, n.6, p.417-23, Nov. 1996.

- 84 SWIFT JUNIOR, E.J., PAWLUS, M.A., VARGAS, M.A. Shear bond strengths of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper.Dent.*, v.20, n.4, p.138-43, July/Aug. 1995.
- 85 TAM, L.E., DEV, S., PILLIAR, R.M. Fracture toughness of convencional or photopolymerized glass ionomer/dentin interfaces. *Oper. Dent.*, v.20, n.4, p.144-50, July/Aug. 1995.
- 86 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.
- 87 TONAMI, K. et al. Effect of storage on tensile strength of bovine dentin. *J. Dent. Res.*, v.75, sp. iss., p.288, 1996. (Abstract 2161).

- 88 3M. Produtos Dentários. *3M Vitremer*. Iônomero de vidro de ativação tripla: perfil técnico do produto. Campinas: 3M do Brasil, 1994. 34p.
- 89 TYAS, M.J. The effect of dentine conditioning with polyacrylic acid on the clinical performance of glass ionomer cement. *Aust. Dent.J.*, v.38, n.1, p.46-8, Feb. 1993.
- 90 UNO, S., FINGER, W.J., FRITZ, U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent. Mater.*, v.12, n.1, p.64-9, Jan. 1996.
- 91 VAN DIJKEN, J.W.V. The effect of cavity pretreatment procedures on dentin bonding: a four-year clinical evaluation. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, n.2, p.148-52, Aug. 1990.
- 92 WALLS, A.W.G., McCABE, J.F., MURRAY, J.J. Factors influencing the bond strength between glass polyalkenoate

(ionomer) cements and dentine. *J. Oral Rehabil.*, v.15, n.6, p.537-47, Nov. 1988.

93 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.

94 WHITE, G.J., BEECH, D.R., TYAS, M.J. Dentin smear layer: an asset or a liability for bonding ? *Dent. Mater.*, v.5, n.6, p.379-83, Nov. 1989.

95 WHITE, J.M., FAGAN, M.C., GOODIS, H.E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J. Periodontol.*, v.65, n.3, p.255-9, Mar. 1994.

96 WHITE, J.M. et al. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.124, n.7, p.45-51, July, 1993.

- 97 WIGDOR, H. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.124, n.2, p.65-70, Feb. 1993.
- 98 WILSON, A.D. The development of glass ionomer cements. *Dent. Update*, p.401-12, Oct. 1977.
- 99 WILSON, A.D., KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. *Br. Dent. J.*, v.132, n.4, p.133-5, Feb. 1972.
- 100 WILSON, A.D., McLEAN, J.W. *Glass-ionomer cement*. Chicago: Quintessence, 1988. 274 p.
- 101 WILSON, A.D., PROSSER, H.J., POWIS, D.M. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J. Dent. Res.*, v.62, n.5, p.590-2, May, 1983.

TEIXEIRA, S.C. *Efeito do pré-tratamento da dentina bovina na resistência ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro resina-modificado*. São José dos Campos, 1998. 162p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo avaliar os efeitos do pré-tratamento dentinário na resistência adesiva de um cimento de ionômero de vidro resina modificado, frente ao teste de cisalhamento. Foram utilizados quarenta incisivos bovinos, armazenados em *freezer*, por não mais que 28 dias. As superfícies dentárias foram desgastadas até exposição da dentina numa área superior a 6 mm de diâmetro. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: I - controle, com aplicação do *primer* previamente a inserção do cimento, de acordo com as instruções do fabricante; e os demais receberam os seguintes tratamentos antes da aplicação do *primer* e cimento: II - ácido poliacrílico; III - ácido maleico; IV - laser. Os corpos de prova foram mantidos em água destilada a 37°C por 24 horas, até serem submetidos aos esforços de cisalhamento em máquina Instron. Baseado na análise de variância e no teste de Duncan, as seguintes conclusões foram obtidas: os pré-tratamentos empregados propiciaram efeitos diferentes e estatisticamente significantes sobre a resistência aos esforços de cisalhamento; o grupo controle e o ácido maleico propiciaram iguais resistências médias aos esforços de cisalhamento e superiores a dos grupos do ácido poliacrílico e do laser; o uso apenas do *primer* mostrou um dos maiores valores de resistência aos esforços de cisalhamento, sendo portanto, o pré-tratamento de escolha para o Vitremer.

Palavras-chave: cimento de ionômero de vidro, resina-modificado; pré-tratamento; dentina; teste de resistência; laser.

TEIXEIRA, S.C. *Pre-treatment of bovine dentine's effect on shear bond strength of the resin-modified glass ionomer*. São José dos Campos, 1998. 162 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

ABSTRACT

This study had as objective to evaluate the effects of the pre-treatment dentin in the bond strength of a resin-modified glass ionomer, before a shear bond strength test. Forty bovine incisors, stored in freezer for not longer than 28 days, were employed. Dental surfaces were abraded so that a dentine area larger than 6 mm of diameter was exposed. The specimens were divided in four groups: I- control, with primer application previously cement insertion, in agreement with the maker's instructions; and the other received the following treatments before the application of the primer and cement: II - polyacrylic acid; III - maleic acid; IV - laser. Specimens were maintained in distilled water at 37°C for 24 hours, until they be submitted to Instron machine's shear bond strength. Based on the variance analysis and on Duncan's test, the following conclusions were obtained: the pre treatments propitiated different effects and significant statistically on the shear bond strength; the group control and the maleic acid propitiated the same medium resistances to the shear bond strength and the best than the polyacrylic acid and the laser; the use just of the primer it showed one of the largest resistance values to the shear bond strength, being therefore, the choice pre treatment for Vitremer.

Keys-words: Glass ionomer, resin modified; dentin, pre treatment; shear bond strength; laser.

Autorizo a reprodução deste trabalho

São José dos Campos, 19 de fevereiro de 1998.



SYMONE CRISTINA TEIXEIRA