

EDUARDO SHIGUEYUKI UEMURA

**ESTUDO COMPARATIVO "IN VITRO" DA RESISTÊNCIA AO
CISALHAMENTO DE DISCOS METÁLICOS DE NÍQUEL-
CROMO, COM OU SEM TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE,
UNIDOS À DENTINA BOVINA COM QUATRO CIMENTOS**



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

Orientadora: Profa Titular Maria Amélia Máximo de Araujo

São José dos Campos

1999

70223

U5a

1389

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, 1993. 63p.

UEMURA, E. S., *Estudo comparativo "in vitro" da resistência ao cisalhamento de discos metálicos de Níquel-Cromo, com ou sem tratamento de superfície, unidos à dentina bovina com quatro cimentos*. São José dos Campos, 1999. 136p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Dedico este trabalho à minha esposa Rosana, ao meu filho Leonardo e aos meus pais Jorge e Nair. Obrigado pelo incentivo, apoio e compreensão, peço desculpas pelos momentos ausentes.

Agradeço à Profa Titular Maria Amélia Máximo de Araújo, exemplo de dedicação ao ensino e à pesquisa, por sua orientação segura, clara e objetiva. Pela dedicação e compreensão que me dispensou, minha eterna gratidão.

Agradeço ao Prof. Dr. João Vieira de Moraes, exemplo de dedicação à Odontologia, pela iniciação à carreira acadêmica, pelos conselhos, apoio e ensinamentos recebidos.

A Deus

....que, incomparável na sua infinita bondade, compreendeu os nossos anseios e nos deu a necessária coragem para atingirmos o nosso objetivo, pedimos forças para sempre agirmos com eficiência em nosso trabalho e acerto em nossas decisões.

AGRADECIMENTOS

Ao Diretor da Faculdade, Prof. Dr. José Eduardo Junho de Araújo e ao Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de São José dos Campos - UNESP, pela oportunidade de realização do Doutorado.

Aos colegas do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo apoio e compreensão, para que eu pudesse realizar o curso.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese e do Departamento de Odontologia Restauradora, pela gentileza que sempre tiveram comigo.

Ao Prof. Ivan Balducci, pela elaboração estatística dos resultados deste trabalho.

Ao Engenheiro Rodolfo do AMR/CTA pelo auxílio na realização dos testes na fase experimental.

À bibliotecária Angela de Brito Bellini, pela revisão e normalização do trabalho.

Ao técnico Edson S. Mihahira do laboratório de Prótese Edson.

Ao técnico Paulo S. Cardoso da Metalcord Peças usinadas Ltda.

Ao engenheiro Mário Hashiba, e à Diana M. Uemura pelo apoio e assessoria prestado.

Aos colegas de curso, Maria Filomena, Maria Antonia, Suely, George e Marcos, "amigo.... é aquela pessoa que o tempo não apaga, que a distância não esquece, que a maldade não destrói. Ser amigo não é coisa de um dia. São atos, palavras e atitudes que se solidificam no tempo."

À todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização desta tese.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1 Cimentação e agentes cimentantes.....	15
2.2 União de agentes adesivos à dentina.....	29
2.3 União de agentes cimentantes aos metais.....	48
3 PROPOSIÇÃO.....	74
4 MATERIAL E MÉTODO.....	75
4.1 Preparo dos dentes.....	75
4.2 Preparo dos discos metálicos.....	77
4.3 Técnica de cimentação.....	79
4.4 Teste de resistência das uniões ao cisalhamento.....	85
4.5 Análise das fraturas em microscopia óptica.....	86
5 RESULTADOS.....	89
5.1 Resultados da análise da fratura.....	96
6 DISCUSSÃO.....	100
7 CONCLUSÕES.....	122
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123
RESUMO.....	133
ABSTRACT.....	135

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas quatro décadas, muitas pesquisas têm sido desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adesividade de agentes cimentantes ao esmalte, à dentina, à porcelana, aos cerômeros e às ligas metálicas, com a finalidade de estabelecer a união de próteses adesivas ao esmalte e à dentina. Estas próteses podem ser unitárias, do tipo *inlay / onlay*, facetas estéticas ou próteses parciais fixas.

Sem dúvida, a primeira grande conquista foi obtida por Buonocore⁹, em 1955, com a união de materiais resinosos ao esmalte, através do condicionamento ácido. Esta descoberta, entre as maiores e mais significativas do século para a odontologia, revolucionou as bases e conceitos da profissão, fazendo com que esta se tornasse mais preventiva e conservadora. O segundo grande passo nesta linha, da Odontologia Adesiva, foi o desenvolvimento dos adesivos dentinários, o que ampliou consideravelmente o seu campo de aplicação não só na área de dentística restauradora como também na prótese.

Embora os adesivos dentinários chamados de "primeira geração" não fossem eficientes, as pesquisas conduziram a uma evolução destes produtos odontológicos, cada vez com melhores propriedades físicas, mecânicas e biológicas. Deste modo, adesivos dentinários de sucessivas gerações, vêm sendo lançados no comércio.

Para adesão de resinas ou cimentos resinosos ao esmalte, como o número de variáveis é relativamente pequeno, seu resultado nos dias atuais é previsível e confiável, mas a adesão de resinas ou cimentos resinosos à dentina, dado ao número muito maior de variáveis envolvidas, tem demonstrado, como observado na literatura, grande variabilidade nos valores de união (Tao & Pashley⁶⁷, 1988; Pashley et al.⁵¹, 1993; Plasmans et al.⁵⁴, 1993; Takemori et al.⁶⁶, 1993; Lee & Lin³⁷, 1997). As maiores

resistências de união, conseguidas com tratamento dentinário prévio com condicionadores ácidos e *primers* para formação da camada híbrida, podem produzir fraturas coesivas de dentina nos testes mecânicos de tração e cisalhamento, sugerindo altos valores de resistência adesiva proporcionados pelos sistemas adesivos.

Na literatura encontramos diversos trabalhos em que os valores de adesão de agentes de união ou agentes de cimentação resinosos à dentina não puderam ser precisamente medidos, porque as fraturas nos testes de tração e cisalhamento nem sempre foram adesivas no agente de união ou no cimento mas também coesivas na dentina ou mistas (Eick et al.¹⁶, 1993 ; Oilo & Austrheim⁴⁸, 1993; Van Meerbeek et al.⁷⁴, 1993; Burrow et al.¹⁰, 1994; Gonçalves²⁰, 1994; Kitasako et al.³⁰, 1995; Triolo Junior et al.⁷², 1995; Silva⁶², 1997).

Tradicionalmente os agentes cimentantes têm como objetivos selar a união dente-restauração, ser insolúvel em meio bucal, promover retenção e estabilidade, ser compatível com os tecidos pulpaes e proporcionar um bom assentamento final da prótese cimentada.

Existem na atualidade cinco categorias de cimentos dentários utilizados na cimentação de próteses parciais fixas ou unitárias, sendo eles os cimentos de: fosfato de zinco; policarboxilato de zinco; óxido de zinco e eugenol; ionômero de vidro; e resinosos. Enquanto o cimento de fosfato de zinco, de óxido de zinco e eugenol e o de policarboxilato de zinco mantiveram no tempo suas características originais com mínimas modificações, observa-se uma contínua reformulação dos agentes cimentantes mais atuais, ou sejam, os cimentos de ionômero de vidro (CIV), ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) e os cimentos resinosos.

Apesar do aperfeiçoamento técnico constante dos novos cimentos adesivos, cada categoria de cimento ainda tem as suas indicações, contra indicações, vantagens e desvantagens.

Embora o cimento de fosfato de zinco seja o mais conhecido e usado universalmente, apresenta alguns inconvenientes como baixo PH inicial, solubilidade relativamente alta e não apresenta adesividade às estruturas dentais e às ligas metálicas, mesmo assim, este produto continua a ser largamente empregado para a cimentação definitiva de próteses fixas, devido à facilidade de manuseio e boa performance em casos selecionados.

É de fato conhecido, que os cimentos de fosfato de zinco, óxido de zinco e eugenol e policarboxilato de zinco não garantem um selamento permanente devido a sua solubilidade nos fluidos bucais. Deste modo, o espaço criado na interface restauração/preparo, pode constituir-se num reservatório para microorganismos que liberam produtos tóxicos. Por sua vez, estas toxinas podem causar inflamação gengival, cáries ou lesões pulpares inflamatórias. Os novos agentes cimentantes, CIV, CIVMR e cimentos resinosos, foram desenvolvidos com a capacidade de estabelecer uma adesão química ou mecânica com as estruturas dentárias, atenuando os inconvenientes acima citados.

Com relação à retenção, tradicionalmente, a resistência ao deslocamento de uma coroa metálica fundida é conseguida principalmente pelos princípios mecânicos dos preparos cavitários: altura, diâmetro, configuração e conicidade do preparo e pelo embricamento mecânico dos agentes cimentantes na interface dente/restauração, segundo Shillingburg et al.⁶¹ (1988), Rosenstiel et al.⁵⁶ (1988) e Saito⁵⁸ (1989). No entanto, razões diversas como a morfologia atípica do dente, insuficiente remanescente dentário e mesmo dificuldades operacionais do profissional, podem em muitos casos dificultar a realização de preparos dentais de finalidade protética com características intrínsecas de retentividade, o que indicaria desvitalização do dente para a construção de um núcleo. Esta prática, ainda hoje eleita por muitos profissionais, em muitos casos, não encontra respaldo frente à filosofia preventiva e conservadora atualmente aceita. Deste modo, sob o ponto de vista da

retenção, os cimentos adesivos estariam especialmente indicados para preparos atípicos, no sentido de proporcionar retentividade do agente cimentante tanto à dentina como à liga metálica, evitando maiores perdas de estrutura dentária pela utilização de retentores intra dentinários ou intra radiculares.

O cimento de ionômero de vidro, desenvolvido por Wilson & Kent⁷⁸ (1972), apresenta vantagens consideráveis em relação aos outros agentes cimentantes existentes como: biocompatibilidade, liberação de flúor, coeficiente de expansão térmica linear semelhante à estrutura dentinária e adesividade. Este produto foi posteriormente modificado com a adição de resina e segundo McLean et al.⁴¹ (1994), Mitra⁴² (1991) e Mount⁴⁴ (1994), apresenta melhora de algumas das características antes descritas e outras limitantes ao seu uso, ou seja, um melhor resultado estético, menor tempo de presa, maior tempo de trabalho e maior resistência física e mecânica, favorecendo seu uso como material restaurador, ou em forma de cimento para cimentação de *inlays*, *onlays*, coroas unitárias e próteses parciais fixas.

Entretanto, na cimentação de próteses à dentina por intermédio de um cimento resinoso adesivo ou CIVMR, existe não somente a dificuldade de adesividade à dentina como também ao metal.

Quanto aos estudos sobre a retentividade de agentes cimentantes às estruturas metálicas, observamos que na década de setenta os pesquisadores se preocuparam exclusivamente com a retenção mecânica destes agentes à estrutura metálica e mais recentemente com uma ligação química. Segundo McConnell⁴⁰ (1993) os trabalhos sobre união de agentes cimentantes às ligas metálicas tiveram início com Rochette⁵⁵ em 1973, que uniu infra-estruturas metálicas perfuradas ao esmalte com resina composta. Devido ao grande número de insucessos, foi desenvolvido o método de ataque eletrolítico da superfície interna da liga metálica.

Segundo Imbery et al.²⁶ (1992), o ataque eletrolítico produzia retenções micromecânicas, mas este processo apresentava problemas e limitações, pela sua variabilidade quanto ao tipo de ácido, concentração, tempo de condicionamento e densidade de corrente. Desta forma, variações na qualidade do ataque resultavam num menor controle do sucesso clínico. Assim, para superar as deficiências associadas ao ataque eletrolítico, desenvolveram-se novos métodos para produzir macrorretenções. Entretanto, próteses com estas características resultavam em restaurações com sobrecontorno, além de mostrar adaptação deficiente ao respectivo preparo dentário.

A seguir apareceram trabalhos sobre ataque por imersão química, que mostraram valores de adesão maiores do que o ataque eletrolítico convencional. No final da década de oitenta, foi introduzido o método de silanização da liga metálica (Silicoater-Kulzer), que promove a formação de óxidos na liga metálica, o que proporciona adesão química do cimento resinoso ao metal. Laufer et al.³⁶ em 1988 demonstraram, em testes de tração, que os resultados obtidos pela silanização foram superiores ao método do ataque eletrolítico.

Atualmente, para as ligas básicas, segundo McConnell⁴⁰ (1993) e Breeding & Dixon⁸ (1996), é recomendado exclusivamente a utilização do jateamento por óxido de alumínio para a promoção de retenções mecânicas na superfície interna do retentor.

Para as ligas nobres, Breeding & Dixon⁸(1996) demonstraram que estas não podiam ser eletroatacadas, e assim deveriam receber um tratamento por estanhagem da superfície interna, antes da cimentação.

As melhorias no tratamento de superfícies das ligas metálicas continuam, assim como as pesquisas no campo dos cimentos adesivos, o que faz crer que sua utilização na prótese dentária seja num futuro próximo, cada vez maior.

A importância de trabalhos experimentais sobre a utilização dos cimentos resinosos e de cimentos de ionômero de vidro no campo da

Prótese Dentária na cimentação de ligas metálicas à dentina, despertou-nos a idéia de testar a resistência adesiva à dentina e ao metal de alguns agentes de cimentação.

Considerando os trabalhos citados na literatura, estamos conscientes que para testar a efetividade de um agente cimentante adesivo à dentina e ao metal, é necessário padronizar o tipo de preparo, e esta normatização pode levar a uma fragilidade da estrutura dental remanescente com conseqüente fratura, mascarando os valores de resistência adesiva. Deste modo propomos testar esta efetividade numa área dentinária plana e de pequenas dimensões.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com a finalidade de otimizar a leitura e metodizar a Revisão da Literatura, preferimos dividi-la em três tópicos: cimentação e agentes cimentantes, união de agentes adesivos à dentina e união de agentes cimentantes aos metais.

2.1 Cimentação e agentes cimentantes

Wilson & Kent⁷⁸ (1972) descreveram um novo sistema de cimento translúcido, baseado na reação entre pó de vidro de aluminossilicato e soluções aquosas de polímeros e copolímeros do ácido poliacrílico. O sistema recebeu o nome poliacrilato de aluminossilicato (ASPA). O desenvolvimento surgiu a partir da observação das desvantagens dos cimentos existentes. Segundo os autores, o cimento de óxido de zinco e eugenol, embora "suave" para a polpa, era hidroliticamente instável e não tinha valor cosmético, e as propriedades mecânicas dos cimentos de silicato, fosfato de zinco e silico-fosfato dependiam da proporção entre água e ácido fosfórico no líquido. Os autores sintetizaram um vidro que, quando finamente triturado com partículas de menos de 50 µm, permitiam a sua reação com soluções de ácido poliacrílico a 40 ou 50%. Estes cimentos segundo os autores, exibiam uma grande resistência à ácidos fracos e resistência ao manchamento.

Koyano et al.³³ (1978) procuraram encontrar a técnica de cimentação mais efetiva para restaurações fundidas. Compararam a espessura do filme de cimento resultante da cimentação em dois tipos de cavidades sob várias pressões: estáticas e dinâmicas. As cavidades

representavam preparos para *inlays* e coroas em uma liga de Cu-Zn experimental. Para a obtenção do padrão de cera, foi colocado um anel espaçador de 1,0mm no topo da cavidade. Este padrão foi fundido em uma liga de Cu-Zn e limpo por meio de ultra-som. Para a cimentação foi utilizado o cimento de fosfato de zinco (Crown-Bridge-Inlay Cement-GC) com as seguintes técnicas de pressão para cimentação: a) uso de pressão estática com pesos de 1, 2, ou 4kg; b) uso do marteleto gravitacional, feito com agulha de Vicat de 280g solto de uma altura de 1 e 2cm, repetido por dez vezes em 20s, e mantido sob pressão estática de 1kg por 15min; c) uso do marteleto de mola, com graduação automática no controle "forte", repetido por dez vezes em 20s e mantido em pressão estática de 1kg por 15min; d) uso do vibrador vertical, usado para condensação de amálgama, aplicado com carga de 1 e 2kg por 5s a 2.300 rpm, repetida por três vezes em 20s, seguido por pressão estática de 1kg por 15min; e) uso do vibrador horizontal, com carga de 2 e 4kg por 15s, seguido por pressão estática de 1kg por 15min; f) combinação de pressões estáticas e dinâmicas. Para os espécimes maiores foi aplicado uma pressão estática de 4kg por 10s, seguida da aplicação do marteleto gravitacional, ou vibrador vertical ou horizontal, e depois foi mantida uma pressão estática de 1kg para o grupo do marteleto e de 2kg para os outros grupos, e mantida por 15min. A determinação da espessura do filme de cimento foi feita através da comparação sob microscópio, calculando-se a diferença entre as distâncias entre a margem cervical das fundições e o limite cervical da cavidade, antes e após a cimentação. Os autores concluíram que: a) a pressão dinâmica produziu filmes mais finos do que pressão estática; b) o filme de cimento foi menor com pressão vibratória do que com marteleto; c) a combinação da pressão estática, seguida da dinâmica produziu filmes mais finos do que qualquer uma das técnicas de pressão individuais; d) a melhor técnica para uso clínico seria o assentamento da fundição por meio de pressão digital seguida da aplicação de vibração horizontal, sob pressão manual.

Moore et al.⁴³ (1985) avaliaram a abertura marginal de coroas totais cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Fleck's-Mizzy Inc.). Para isso prepararam cilindros metálicos de 9mm de diâmetro, com desgaste da porção coronária em 5°, desgaste oclusal de 3mm de profundidade, parede axial de 7mm e dois sulcos axiais de 0,75mm de profundidade por 6mm de altura em lados opostos. Estas matrizes foram pintadas com duas camadas de espaçador (Protex-M) até 1mm da linha de término marginal, somente na porção axial. As coroas foram enceradas diretamente sobre estas matrizes, e fundidas com a liga Firmilay (Jelenko, Inc.). Após o polimento, foram realizadas cinco marcas ao redor da margem de cada coroa, estabelecendo pontos de referência para as medidas, realizadas com o microscópio de Gaertner, antes e após a cimentação. As coroas foram cimentadas com pressão digital até 1mm da posição de assentamento final e depois colocadas na máquina Instron até chegarem a menos de 0,4mm da posição de assentamento final. Neste ponto, a máquina manteve a força máxima de 700N até que se completassem os 15min do início da manipulação do cimento. Um estudo paralelo examinou a alteração vertical na cimentação, medida por um micrômetro linear digital. Os autores concluíram que houve uma abertura marginal pós-cimentação significativamente maior tanto na largura quanto na altura.

Mitra⁴² (1991) realizou um estudo com objetivo de determinar as propriedades físicas e a adesão à dentina do Vitrebond-3M, e o comparou com um material convencional, o 3M Glass Ionomer Liner (3MGI). Os valores médios de resistência ao cisalhamento das uniões à dentina bovina (após 24h) em água destilada foram determinados como sendo 12 ± 3 MPa para o Vitrebond Liner/Base, enquanto para o 3MGI, a resistência média de união foi de 4 ± 2 MPa. O modo de falha foi coesivo na dentina ou no CIV. Após ciclagem térmica, a união do Vitrebond Liner/Base à

dentina mostrou-se estável. Estudos de adesão sobre a dentina humana também mostraram altos valores de união. Foram determinadas as resistências à tração, imediatamente depois da fotopolimerização, depois da estocagem em água por 24h, e depois de uma semana, um mês e sete meses. Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes nos valores das resistências de união obtidas imediatamente depois da fotopolimerização e após extensa estocagem.

Gorodovsky & Zidan²² (1992) fizeram testes de tração sobre coroas em liga de ouro cimentadas em preparos de coroas totais com cimentos de fosfato de zinco (Fleck's-Mizzy Inc.), CIV (Ketac-Cem-ESPE), resina composta (Comspan-Caulk Dentsply), resina composta Comspan com adesivo dentinário (Prisma Bond-Caulk Dentsply) e cimento resinoso (Superbond C&B). As coroas tiveram suas superfícies internas tratadas com óxido de alumínio (Al_2O_3) e foram limpas com detergente em aparelho de ultra-som por 10min. A pressão de cimentação foi de 10libras (lb) por 8 a 10min e a estocagem em água desmineralizada (deionizada) a 37° C por sete dias. Os piores resultados foram para os cimentos de fosfato de zinco (3,08MPa) e CIV (2,12MPa), praticamente iguais, sendo que os cimentos de resina composta (4,21MPa), resina composta com adesivo (4,01MPa) e cimento resinoso Superbond (6,40MPa) mostraram maior retentividade. O cimento resinoso Superbond apresentou uma média de valores de retenção duas vezes maior que os cimentos de fosfato de zinco e CIV. Os autores observaram também as margens das coroas cimentadas no microscópio eletrônico de varredura (MEV) e notaram que as margens das coroas cimentadas com CIV foram inferiores em relação à integridade.

Tjan & Li⁷⁰ (1992) avaliaram *in vitro* a retenção de coroas totais em liga de ouro cimentadas a preparos feitos em dentes naturais extraídos, com cimento resinoso Panavia EX-Kuraray, comparativamente às de

coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Fleck's-Mizzy Inc.) e com um cimento resinoso tradicional (Comspan- Caulk Dentsply). Também foi avaliado o efeito destes agentes cimentantes sobre o assentamento das coroas. O cimento Panavia Ex exibiu a maior média de resistência à tração (83,7Kgf), duas vezes superior àquele exibido pelo cimento de fosfato de zinco (48,0 Kgf). Entretanto, a diferença média de retenção das coroas cimentadas com o cimento Comspan e com o cimento de fosfato de zinco não foi estatisticamente significativa. Ambos os cimentos resinosos usados neste estudo proporcionaram melhor assentamento que o cimento de fosfato de zinco. As coroas cimentadas com Panavia Ex exibiram significativamente os valores mais altos de retenção.

Johnson et al.²⁷ (1993) num estudo clínico extenso, avaliaram o potencial do cimento de fosfato de zinco (Fleck's-Mizzy Inc.) e do CIV (Ketac-Cem - ESPE) de produzirem sensibilidade e necrose pulpar. Os resultados mostraram, de modo geral, que não existe associação entre o uso de CIV e aumento de sensibilidade pulpar, e que as complicações endodônticas foram pequenas. Os relatos dos pacientes mostraram sensibilidade significativamente maior para o cimento de fosfato de zinco, tanto imediatamente após a cimentação, como duas semanas depois. Entretanto, nas observações de três meses, não houve diferença quando à sensibilidade entre os dois grupos, e esta não diferiu quando comparada à situação pré tratamento. Deste modo os autores concluíram que para a cimentação de próteses parciais fixas, poderia ser usado tanto o cimento de fosfato de zinco como o CIV.

Kern et al.²⁹ (1993) avaliaram em 12 pacientes a influência dos cimentos de fosfato de zinco (Phosphacap-Vivadent) e CIV (Ketac-Cem Maxicap-ESPE) sobre a adaptação marginal de *copings* para coroas telescópicas. Em cada um dos pacientes foram cimentados dois *copings*.

Depois dos ajustes internos com Fit Checker, seguido do tratamento da superfície interna dos *copings* com jato de óxido de alumínio de 50 μ m, um dos *copings* foi cimentado usando cimento de fosfato de zinco e o outro com CIV. O método de avaliação foi o de obter-se moldagens dos *copings* em posição, antes e depois das cimentações. As moldagens foram realizadas em silicona com moldeiras individuais seguido da construção dos respectivos modelos com resina epóxica. Os modelos foram montados num suporte de alumínio e aplicada uma camada de ouro de 200 Å, para que os desajustes marginais pudessem ser observados sob microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que as discrepâncias marginais médias para os *copings* cimentados com fosfato de zinco foram de 30,2 μ m, e, para os cimentados com CIV, de 32,2 μ m. Após as cimentações a discrepância marginal média aumentou significativamente para 84,6 μ m no grupo do cimento de fosfato de zinco e para 46,8 μ m no grupo do CIV. A discrepância marginal entre os cimentos após as cimentações também foi significativa a nível de $p < 0,01$. As conclusões foram: a) o CIV produziu menor (14,6 μ m) desajuste marginal que o cimento de fosfato de zinco (56,2 μ m); b) a variação do desajuste marginal produzido pelo cimento de fosfato de zinco foi maior (10,3 a 176,9 μ m) que a variação do desajuste produzido pelo CIV Ketac-Cem (0,2 a 31,2 μ m), o que fez com que os resultados obtidos com o cimento Ketac-Cem Maxicap fossem mais previsíveis do que com o cimento de fosfato de zinco-Phosphacap.

White⁷⁵ (1993) fez uma extensa revisão a respeito dos agentes cimentantes e discutiu em profundidade as propriedades destes materiais. O autor fez considerações em relação à resistência, módulo de elasticidade, deformação plástica, solubilidade e estabilidade, espessura do filme de cimento, tempo de trabalho, integridade marginal, assentamento e microinfiltração, PH e sensibilidade, translucidez,

liberação de fluoreto, adesão e retenção. Além disso, fez um estudo minucioso dos seguintes agentes cimentantes: cimentos de fosfato de zinco, CIV, resina composta, híbridos de resina composta e de ionômero de vidro. O autor concluiu que não se deve eleger um agente cimentante para todos os casos clínicos, e que, embora os cimentos adesivos modernos sejam melhores, estes apresentam técnicas mais sensíveis em relação ao cimento de fosfato de zinco.

White & Kipnis⁷⁶ (1993) investigaram o efeito dos novos agentes de cimentação adesivos sobre a adaptação marginal de restaurações fundidas. Foram realizados preparos dentários padronizados (altura do preparo=4mm e conicidade=6°) em premolares humanos recém extraídos. As coroas foram fundidas com uma liga básica (Rexillum III-Jeneric). Depois do ajuste das fundições aos preparos coronários com detector Fit Checker-GC Corp., determinaram a extensão das aberturas marginais. A seguir, as coroas foram cimentadas com um dos seguintes cimentos: CIV (Ketac Cem - ESPE); cimento de policarboxilato (Durelon - ESPE); resina de micropartículas (Den Mat) com adesivo dentinário de união (Tenure - Den Mat); resina composta com éster fosfatado (Panavia Ex - Kuraray) e cimento de fosfato de zinco (Fleck's - Mizzy Inc.). As fundições foram cimentadas e as aberturas marginais novamente medidas. Os autores concluíram que os vários agentes cimentantes testados mostraram diferenças estatisticamente significantes no assentamento marginal das coroas metálicas cimentadas aos preparos. O CIV exibiu a menor película, seguido pelo cimento de fosfato de zinco, de policarboxilato e finalmente pelos cimentos resinosos, que exibiram as maiores espessuras.

Wilson⁷⁹ (1993) construiu uma coroa de bronze usinada e troquéis em aço inoxidável, também usinados, com 0, 10, 20, 30 e 40µm de alívio interno. A coroa foi conectada a um medidor de esforços, preenchida com

um fluido de silicone (Dow Corning-Hemlock) e colocada em vários troquéis, simulando cimentações com cimento de fosfato de zinco. O espaço entre a coroa e os troquéis variaram, como também variaram as forças de assentamento (25, 50, 75 e 100N). Com o aumento da carga, aumentava a deformação da coroa e diminuía o tempo de assentamento. Aumentando o alívio interno, diminuía o tempo de assentamento, mas isto não afetava o esforço registrado na margem, para uma dada carga. Foram mensuradas força de assentamento, tempo para atingir o completo assentamento e esforço na margem da coroa. O autor concluiu que o aumento na força de cimentação, aumentava tanto a velocidade do assentamento da coroa total como também a deformação da coroa. Um maior alívio interno no espaço para o cimento também aumentava a velocidade de assentamento da coroa total, de modo que a combinação de aumento do alívio e uso de pequena força de assentamento permitiu assentamento rápido e completo, com pouca deformação da coroa.

Mount ⁴⁴ (1994) fez uma revisão histórica sobre o CIV. Descreveu o modo de reação ácido/base de presa do cimento, onde o ácido ataca a superfície das partículas de pó, libertando íons cálcio e alumínio que desenvolvem adesão baseada em difusão entre o pó e o líquido. Para o autor, uma grande vantagem deste cimento seria a liberação de íons fluoreto durante a reação ácido/base, e como estes não são essenciais na formação da matriz estão livres para se mover tanto para dentro quanto para fora do cimento. O autor discutiu ainda biocompatibilidade, classificação dos tipos de CIV, e a modificação química dos novos cimentos de polimerização *dual*. Para o autor, o CIV tem se firmado como um material muito útil, e no futuro, as pesquisas continuarão a melhorar as suas propriedades físicas e facilidade de uso clínico.

McLean et al. ⁴¹ (1994) propuseram uma nomenclatura para os CIV dentais. Segundo os autores o próprio termo cimento de "ionômero de

vidro" não seria correto, pois o termo foi dado pela Dupont Company para descrever sua faixa de polímeros contendo uma pequena proporção de grupos ionizáveis, geralmente da ordem de 5 a 10%; o que não se aplica aos componentes do CIV. Por esta razão foi sugerido o termo cimento de polialquenoato de vidro, porém este termo não se tornou popular entre os clínicos. O desenvolvimento do CIV original de Wilson & Kent foi significativo, mais recentemente os CIV híbridos com resina composta foram introduzidos à odontologia e isto levou a uma confusão em relação a uma nomenclatura, os termos fotopolimerizável, *dual cure*, resina reforçado, ou resina modificado, foram utilizados. Reconhecendo a confusão que se desenvolveu ao redor do termo ionômero de vidro, os autores ofereceram a seguinte definição para o CIV: um cimento que consiste de um vidro básico e um polímero ácido, que toma presa através de uma reação ácido base entre seus componentes. Os autores preferiram o termo ionômero de vidro modificado por resina, pois além da reação ácido base original existia ainda uma reação de polimerização.

Wilson⁸⁰ (1994) investigou o efeito do alívio em coroas cimentadas sobre troquéis metálicos. O espaçamento dos troquéis variou em intervalos de 10µm até 50µm. Os troquéis foram cimentados nas coroas com força de 25N com cimento de fosfato de zinco ou com um fluido de silicone. O desajuste entre o bordo da coroa e a margem do troquel foi medido antes da cimentação. Inicialmente, simulando um agente cimentante, foi usado um fluido de silicone de viscosidade de 10,6 Pa/seg com tempo de assentamento de 2,1s para 50µm de espaçamento até 168s quando sem espaçamento. Em geral, as discrepâncias de assentamento variaram de 368µm, sem espaçamento, até 29µm (desvio padrão de 1µm), com 50µm de espaçamento. Os resultados mostraram que a provisão de espaço para o cimento facilitava substancialmente o assentamento das coroas durante a cimentação. As conclusões do autor foram: a) o experimento foi conduzido com um aparelho especialmente

construído para registrar de modo preciso o desajuste entre coroas artificiais e respectivos troquéis, juntamente com a duração do tempo de cimentação; b) tanto para a silicona fluida como com o cimento de fosfato de zinco, um aumento no espaçamento melhorou substancialmente o tempo de assentamento das coroas durante o processo de cimentação; c) um espaçamento menor que 40µm não possibilitou a coroa de atingir o seu melhor assentamento. O assentamento incompleto da coroa aumentou a discrepância marginal, o que poderia trazer conseqüências clínicas adversas; d) com o cimento de fosfato de zinco, a existência de espaços oclusais e axiais de pelo menos 40µm permitiram assentamento rápido das coroas, com pequena força de cimentação; nestes casos a discrepância foi menor que 30µm.

Wu & Wilson⁸² (1994) construíram oito troquéis de aço inoxidável usinados simulando espaçamentos de troquéis de 0 a 80µm. Os troquéis foram assentados numa coroa usinada de bronze com cimento de fosfato de zinco (Phosphacap-Vivadent), e cimentos resinosos (Panavia EX-Kuraray e C&B Metabond-Parkell). Para determinar o espaço ótimo de cimento para o melhor assentamento de cada agente, foi medida a discrepância de assentamento depois de 60s. As conclusões foram: a) para todos os cimentos testados, o aumento quantitativo do espaçamento resultou em discrepâncias decrescentes de assentamento; b) o cimento de fosfato de zinco, para um assentamento completo, precisou de pelo menos 40µm de espaçamento, enquanto os cimentos C&B Metabond e Panavia somente precisaram de 30µm de espaçamento; c) para o cimento resinoso, quando existia um espaço adequado para o cimento, os troquéis foram assentados rapidamente na coroa, usando-se uma força pequena de assentamento (25 N).

White et al.⁷⁷ (1995) compararam, num estudo *in vivo*, as discrepâncias marginais de coroas fundidas criadas por diferentes

cimentos (de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e de ionômero de vidro modificado por resina com agente de união à dentina). Os preparos dentários foram feitos em molares humanos íntegros, comprometidos irreversivelmente por doença periodontal, e que deveriam ser extraídos. Depois de seis meses os dentes foram cuidadosamente extraídos, incluídos e seccionados, para que as discrepâncias verticais e horizontais pudessem ser medidas através de um microscópio com aumento de 300X (Yashica, Tokio, Japan), e um micrômetro (Mitutoyo, Tokio, Japan). A análise de variância revelou que todos os cimentos testados proporcionaram discrepâncias similares. Os autores concluíram que: a) um CIV modificado criou discrepâncias marginais similares à do cimento de fosfato de zinco, controle; b) um agente de união à dentina que consistia de camadas extremamente finas de monômeros ativos dissolvidos em solventes voláteis, não aumentou as discrepâncias marginais; c) as discrepâncias marginais medidas neste estudo estiveram dentro dos níveis de aceitação clínica; d) as discrepâncias marginais verticais foram consideravelmente maiores que as horizontais.

Kydd et al.³⁵ (1996) avaliaram as aberturas marginais de coroas fundidas em oito dentes extraídos que estavam na boca por vinte anos ou mais. Os resultados mostraram espessuras médias de cimento de 74 μ m, na face mesial e 57 μ m, na face distal. As médias de microinfiltração foram de 432 μ m na face mesial, e de 274 μ m na face distal. Segundo os autores, este estudo demonstrou que o cimento de fosfato de zinco foi um agente de cimentação extremamente eficiente por vinte anos ou mais. A microinfiltração na interface cimento-dente, que ocorreu em todos os corpos de prova, evidentemente não contribuiu para a falha destas coroas. Complementaram os autores que os dados obtidos não significavam que coroas totais de ouro, com aberturas marginais mínimas devessem ser desconsideradas. Entretanto, os resultados sugeriram que o cimento de fosfato de zinco pode ser um agente efetivo de cimentação

para coroas totais de ouro, em casos selecionados, por um longo período de tempo.

Wilson⁸¹ (1996) determinou os efeitos de várias forças de assentamento (2,5; 12,5 e 25 N), perfuração oclusal (com ou sem) e tipos de cimentos (fosfato de zinco Phosphacap-Vivadent e ionômero de vidro Ketac-Cem Applicap-Espe) sobre o desajuste de coroas fundidas pós cimentação. Na metodologia usou espaçamento padronizado para os cimentos (40µm) entre as coroas de ouro usinadas e os troquéis de aço inoxidável. Os resultados indicaram que somente a combinação de Ketac-Cem Applicap e perfuração oclusal produziu uma desajuste pós cimentação da coroa de menos de 20µm, com força de assentamento de 12,5 N. Com o cimento de fosfato de zinco, houve necessidade de força maior (25N) e perfuração, para obter-se assentamento comparável (19µm). O autor concluiu que a quantidade de força requerida para permitir o máximo assentamento das coroas fundidas pareceu ser específica do cimento, e era reduzida pelo procedimento de perfuração.

Ayad et al.⁶ (1997) determinaram a relação entre diferentes texturas de superfície de preparos para coroa total e a retenção das respectivas restaurações fundidas, cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Fleck's-Mizzy Inc.), CIV (Ketac-Cem -Espe) e cimento resinoso (Panavia EX-Kuraray). O maior valor de retenção (371,9N) foi encontrado para preparos refinados com brocas de carbide e coroas cimentadas com cimento resinoso Panavia-EX, enquanto o menor valor de retenção (201,6N) ocorreu nos preparos terminados com brocas de acabamento e para coroas cimentadas com fosfato de zinco. Os autores concluíram que: a) preparos terminados com brocas picotadas melhoraram a retenção de coroas totais cimentadas com cimento de fosfato de zinco, de 46% a 55%, quando comparados com preparos terminados com pontas de diamante e brocas de acabamento. Deste modo, quando se usa brocas de

acabamento para refinar preparos dentários, deve-se realizar retenção adicional; b) o fator instrumento rotatório usado não apresentou diferença estatisticamente significativa sobre a resistência, tanto para o CIV como para o cimento resinoso Panavia-EX; c) neste estudo, o cimento resinoso Panavia-EX proporcionou as maiores médias de resistência à tração, independentemente do tipo de instrumento rotatório selecionado para terminar os preparos dentários.

Emtiaz & Goldstein¹⁷ (1997) mediram o espaço disponível para cimentação proporcionado por uma a quatro camadas de espaçador de troquel, aplicadas até 0,5 a 1mm da linha de término. Num programa de educação avançada na New York University College of Dentistry (New York, N.Y.) foram fabricadas 291 fundições para pacientes. Os participantes foram divididos em quatro grupos de clínicos. As fundições foram ajustadas usando o detector Fit-Checker-GC. Depois do assentamento final das fundições, as películas de Fit-Checker foram removidas, seccionadas vestibulo-lingualmente e medidas com um micrômetro em três localizações (meio da oclusal, meio da axial e sobre o bisel), num total de 657 leituras. Depois da coleta dos dados, os corpos-de-prova foram identificados por grupos. A análise de variância demonstrou uma significância para grupos e localização das medições. As conclusões foram: a) uma ou duas camadas de espaçador de troquel demonstraram espaços pré-cimentação significativamente menores (uma camada = 73,4 μ m; duas camadas = 71,3 μ m) que três ou quatro camadas (três camadas = 91,3 μ m; quatro camadas = 114,3 μ m); b) o espaço pré-cimentação no meio da oclusal foi significativamente maior que no meio da axial; c) a região do bisel, onde não foi usado espaçador, apresentou o menor espaço com os valores mais consistentes (47,8 a 54,9 μ m); d) não houve diferença na espessura de cimento entre dentes anteriores e posteriores.

Silva⁶² (1997) realizou um estudo comparativo entre um cimento de fosfato de Zinco - SS White e um cimento resinoso com agente de união (Panavia 21 - Kuraray). O estudo avaliou o efeito da ciclagem térmica na resistência à tração de *copings* de Ni-Cr-Be cimentados à dentina humana com preparos padronizados. Foram analisados sessenta corpos de prova, divididos em dois grupos de trinta (controle e teste). Os resultados mostraram, para o grupo controle, (cimentado com cimento de fosfato de zinco) uma resistência média de 32,33Kgf. Nas amostras cimentadas com o cimento de resina os dentes não resistiram à força de tração e ocorreu fratura em 100% dos preparos. Para o grupo experimental (com ciclagem térmica) a resistência média à tração de coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco foi de 27,63Kgf, e para coroas cimentadas com o cimento de resina Panavia 21, foi de 35,00Kgf. O autor concluiu que o cimento de resina Panavia 21 obteve uma média de resistência à tração superior ao do cimento de fosfato de zinco - SS White, tanto no grupo controle como no experimental, e que com a ciclagem térmica, os valores diminuíram.

Ernst et al.¹⁸ (1998) avaliaram a resistência à tração de coroas de ouro (Degunorm-Degussa) unidas a preparos dentários através de um cimento compômero desenvolvido recentemente (Dyract Cem-Dentsply), um CIV (Ketac Cem Aplicap), e um cimento resinoso (F21). Os autores usaram cinquenta dentes humanos extraídos, distribuídos em cinco grupos de dez e preparados em dentina para coroas totais em ouro com ângulo de convergência de 5 graus e polidos. As coroas em ouro foram aliviadas com uma folha de estanho de 0,1mm e fundidas com um anel em sua parte superior a fim de permitir a sua remoção com o aparelho do teste. As coroas não foram submetidas ao tratamento simulador de queima da porcelana, receberam somente um jateamento em sua superfície interior com óxido de alumínio 150µm e foram cimentadas. Os autores usaram força de aproximadamente 30kg durante o assentamento,

e as amostras foram estocadas em água à 37°C por uma semana. As coroas foram removidas ao longo de sua trajetória de inserção com um aparelho de teste universal Zwick. A adição de uma camada de adesivo (Prime & Bond 2.0-Dentsply) polimerizada e uma não polimerizada aplicadas na superfície interna das coroas foram examinadas através do grupo Dyract Cem. As médias de resistência à tração foram de $2,36 \pm 0,69 \text{ N/mm}^2$; $0,60 \pm 0,28 \text{ N/mm}^2$; e $1,85 \pm 0,94 \text{ N/mm}^2$, para os grupos Ketac Cem, F21, e Dyract Cem respectivamente. A aplicação da camada adesiva adicional na superfície interna das coroas não aumentou significativamente a força adesiva do Dyract Cem ($1,46 \pm 0,33 \text{ N/mm}^2$ para a não polimerizada e $1,70 \pm 0,76 \text{ N/mm}^2$ para a camada adesiva polimerizada). Através deste estudo os autores puderam concluir que o Dyract Cem e o Ketac Cem mostraram resistência de união significativamente maior do que o F21. Nenhuma diferença significativa foi encontrada na resistência de união entre o Ketac Cem e o Dyract Cem.

2.2 União de agentes adesivos à dentina

O progresso da odontologia, tornando-a cada vez mais conservadora, trouxe dificuldades em obter-se dentes humanos para experiências científicas, seja devido ao grande número de dentes hígidos necessários aos estudos experimentais realizados em todos os centros avançados, ou devido à implementação das normas de bioética. Desta forma, possíveis substitutos aos dentes humanos passaram a ser estudados. Nakamichi et al.⁴⁶ (1983) estudaram o dente bovino como possível sucedâneo e comparou-o com o dente humano. As superfícies vestibulares dos dentes bovinos foram aplainadas em esmalte, dentina superficial e dentina profunda. O autor considerou como dentina profunda quando o remanescente dentinário era de 0,2 a 0,9mm, e superficial quando restava de 1,4 a 2,1mm de dentina. Para os testes de adesão

foram utilizados três tipos de cimentos (polícarboxilato, fosfato de zinco e ionômero de vidro) e duas resinas (Adaptic-Johnson & Johnson e Clearfil-Kuraray). Os resultados mostraram que a adesão foi maior na dentina superficial do que na profunda. Os valores médios de adesão na dentina superficial de dentes recém extraídos foram sempre maiores, tanto em dentes humanos como em dentes bovinos. Na comparação das médias de resistência de união, não houve diferença significativa entre dentes humanos e bovinos na camada superficial de dentina e no esmalte, porém os valores foram sempre maiores para dentes humanos, quando comparados aos dentes bovinos.

Munksgaard et al.⁴⁵ (1985) testaram a capacidade do Gluma (Bayer), em combinação com adesivos dentinários (Silux Enamel Bond-3M, Scotchbond-3M ou Clearfil Bond-Kuraray), de diminuir ou eliminar o *gap* de contração marginal em cavidades cilíndricas em dentina preenchidas com resina foto ativada (Silux-3M). Para isto compararam as resistências de união entre a resina restauradora e a dentina tratada com os mesmos agentes de união. Após as extrações, os dentes humanos foram estocados em água corrente à temperatura ambiente por um máximo de 24h. Neles foram preparadas cavidades cilíndricas de três diâmetros: 2,3mm, 3,0mm e 4,8mm. O trabalho mostrou que a aplicação do Gluma, seguido pelo agente de união Clearfil-Bond às paredes cavitárias, antes do preenchimento da cavidade com Silux, resultou numa ausência de *gaps* de contração em quase todos os corpos-de-prova. Mensurações após 24h de estocagem dos corpos de prova em água, de resistências de união à tração entre o compósito Silux e a dentina tratada com vários agentes de união não revelaram diferenças significantes entre as combinações de Gluma/Silux Enamel Bond e Gluma/Clearfil Bond e Gluma/Scotchbond.

Tao & Pashley⁶⁷ (1988) compararam as resistências da união ao

cisalhamento do Scotchbond/Silux-3M às *smear layers* criadas com lixas de papel de granulação 320 com aquelas criadas com brocas de *carbide* cone invertido número 37 à baixa velocidade. Foram comparadas uniões feitas à dentina superficial, média e profunda, antes e depois de diferentes pré tratamentos (sem tratamento, banho de ultra-som, EDTA a 0,2%, ácido acético a 6% e ácido fosfórico a 37%) para remover quantidades variáveis de *smear layer*. Quando as *smear layers* foram criadas usando lixa de papel (de Sílica/Carbide), de granulação 320 (sem condicionamento da dentina), não houve diferença estatisticamente significativa nas médias de resistências da união do Scotchbond/Silux às dentinas superficial, média e profunda. As médias da resistências da união às dentinas superficial e média, com diferentes tipos de *smear layers* foram muito consistentes, enquanto que os resultados obtidos em dentina profunda foram mais variáveis. Segundo os autores, este estudo mostrou que houve diferenças significantes na força de adesão em diferentes profundidades da dentina após o condicionamento da superfície dentinária, porém, não houve diferença significativa com ou sem condicionamento da *smear layer*.

Eick et al.¹⁵ (1991) investigaram a natureza da interface da dentina com os sistemas adesivos. Após testes de cisalhamento, estabeleceram uma classificação de três categorias para estes sistemas adesivos: Categoria I, resistência adesiva entre 5 e 7MPa; categoria II, entre 8 e 14MPa e categoria III até 20 MPa. O estudo foi dividido em três partes. Na primeira parte foram investigados três sistemas adesivos de primeira geração, da categoria I: Scotchbond (3M Dental Products), Dentin Adhesit (Vivadent) e Gluma (Bayer). As fotomicrografias feitas a partir do MEV e do microscópio de transmissão mostraram que não houve adequado umedecimento e penetração dos adesivos dentinários nos túbulos, o que produziu baixos valores de resistência adesiva. O Scotchbond não faz uso de *primer* ou ácido, ele se adere na camada de *smear layer*. Pelo MEV

observaram penetração de Scotchbond na camada de *smear layer*, sem contudo atravessá-la, deixando a dentina intacta. O Dentin Adhesit faz uso de um condicionador que remove superficialmente a camada de *smear layer*. A falha do Dentin Adhesit foi na falta de umedecimento efetivo, o que fez com que houvesse contato precário entre a estrutura dentária e o adesivo, provocando porosidades na interface. O terceiro adesivo, o Gluma, faz uso de um agente descalcificante que remove a *smear layer*. Os autores observaram que após realizado o teste de cisalhamento nos espécimes da categoria I, as falhas ocorreram na interface ou na resina adesiva.

Sorensen & Dixit ⁶⁴ (1991) verificaram a resistência da união ao cisalhamento da última geração de agentes de união à dentina (Gluma-Bayer, Scotchbond-3M, Tenure Den-Mat), e a resistência ao cisalhamento da união de ionômeros de vidro (Vitrabond-3M, Ketac Bond-ESPE, Ziomomer Den-Mat) ao esmalte e à dentina humana. Vinte molares humanos recém extraídos foram usados para cada sistema adesivo. Os dentes foram limpos, divididos aleatoriamente em 11 grupos e estocados em solução fisiológica salina. O esmalte da superfície bucal foi removido usando uma serra sob refrigeração e a dentina foi desgastada num plano, usando papel de granulação 600 numa roda refrigerada à água. No grupo controle, o desgaste foi realizado no esmalte com a mesma técnica. Os materiais foram aplicados na superfície da dentina com o auxílio de uma matriz plástica cilíndrica transparente, resultando em cilindros de resina de 3,65mm de diâmetro. Nas amostras contendo ionômero de vidro, estas foram aplicadas até uma espessura de 0,5mm e aguardou-se por 10min antes da colocação da resina composta. As amostras completadas foram estocadas em água a 37°C por 21 dias e termocicladas 1.500 vezes entre 5°C e 50°C com 30 s de tempo de permanência em cada banho e 20s de intervalo entre os banhos. O índice de confiabilidade foi definido como a porcentagem de amostras que resistiram à estocagem e termociclagem.

Os dentes foram incluídos em resina epóxica, e as amostras foram submetidas ao cisalhamento na interface dentina/resina composta. O maior valor de resistência de união ao esmalte (19MPa) foi obtido no grupo controle de Scotchbond 2, enquanto o maior valor de resistência de união à dentina foi produzido pelo Vitrebond com 8,78MPa, ou 47% do controle. O agente de união à dentina que produziu maior valor médio de resistência à união foi o Tenure com 6,96MPa, ou 37% do valor atingido pelo controle. As conclusões foram: a) a capacidade dos corpos-de-prova de resistir à estocagem e à termociclagem variou significativamente entre os materiais; b) grandes coeficientes de variação foram observados para todos os adesivos de dentina; c) a maior resistência de união atingida com agentes de união à dentina foi somente 37% do valor do controle, unido ao esmalte; d) a maior resistência de união do ionômero de vidro unido à dentina foi somente 47%, quando comparado ao valor do controle (unido ao esmalte).

X 1399 Eick et al. ¹⁶ (1993) analisaram a categoria III dos adesivos dentinários, estabelecendo médias de resistência de união ao cisalhamento do Superbond -Sun Medical, Scotchbond Multi-Purpose-3M e All-Bond - Bisco, compararam-no ao sistema Prisma Universal Bond 3-Caulk / Dentsply, com características de adesivos dentinários das categorias I e II. Os valores de resistência da união ao cisalhamento atingidos com a maioria dos sistemas de categoria III foram altos o suficiente para causar falhas coesivas na dentina durante o teste de resistência da união. Este resultado foi atribuído a uma combinação de fatores como molhamento efetivo, penetração do agente de união na superfície dentinária e tendência a manter as fibras de colágeno estruturalmente intactas na interface adesivo/dentina. Este estudo mostrou que a estrutura do colágeno na camada desmineralizada da dentina poderia influenciar o comportamento da união. Sistemas adesivos que não denaturavam completamente o colágeno fibroso e deixavam-no

entrelaçado, em forma de bandas na camada desmineralizada, como o Superbond e Scotchbond Multi-Purpose, produziram resistências de união superiores. Esta categoria III de adesivos mostrou ter suficiente resistência adesiva, de tal modo que, a maioria das falhas de união ocorreram coesivamente na dentina ou possivelmente na resina composta. Estes adesivos produziram valores de união ao cisalhamento iguais ou maiores que 17MPa. Os autores ressaltaram que esta categoria de adesivos dentinários deveria prover o dentista com excelentes materiais para uso clínico.

Goodis et al.²¹ (1993) estudaram os efeitos da solução de estocagem e a duração de estocagem (oito dias, 15 dias e seis meses) sobre a permeabilidade dentinária e a resistência da união ao cisalhamento. Na investigação foram usados terceiros molares humanos extraídos. Imediatamente após a extração, os dentes foram estocados por uma semana numa das cinco soluções: etanol a 70% (E); formalina a 10% (F); água destilada com 0,02% de timol (WT); água destilada (W) e solução salina tamponada com fosfato a 0,02% de timol (ST). A finalidade do timol foi inibir o crescimento de bactérias. Os dentes foram seccionados para expor a dentina e foi usado o Scotchbond II-3M como agente de união e Silux-3M como resina composta. No período do teste, a permeabilidade variou com a solução, tendo sido maior em 13 dias e seis meses para (E), 15 dias para (F), seis meses para (W) e (WT) e oito dias para (ST). Onze corpos-de-prova (E) aumentaram a permeabilidade, enquanto sete diminuíram e dois permaneceram iguais durante o período de teste de seis meses. Para o mesmo período de tempo, nove corpos-de-prova (F) aumentaram a permeabilidade, enquanto 11 diminuíram. Os corpos-de-prova estocados em soluções baseadas em água (W, WT e ST) tiveram as maiores alterações na permeabilidade e a maior variação no tempo. A estocagem em formalina resultou nas menores alterações na permeabilidade com o tempo, seguida de perto pelo etanol. As

resistências das uniões não foram afetadas pelo tipo de solução, exceto para a solução salina. A conclusão foi que tanto a permeabilidade da dentina como as resistências de união foram significativamente afetadas pelo tipo de solução de estocagem e duração da estocagem. A análise dos dados da permeabilidade sugeriu que estocagem prolongada em solução salina não obteve resultado satisfatório. Os resultados sugeriram que deve-se evitar estocagem prolongada em solução salina, desde que podem ocorrer alterações na estrutura da dentina, resultando em alterações significantes na permeabilidade.

Oilo & Austrheim ⁴⁶ (1993) compararam o efeito dos testes de tração e cisalhamento e as condições de estocagem sobre a resistência da união de dois sistemas adesivos: Gluma -Bayer e Scotchbond II -3M e de outros dois recentemente lançados no mercado, Scotchbond Multipurpose -3M e Syntac -Vivadent. Os substratos foram terceiros molares humanos, recentemente extraídos, sem cáries, estocados até uma semana em solução de 1% de cloramina e depois limpos e estocados em água destilada no refrigerador. Antes da aplicação do adesivo, a face vestibular dos dentes foi desgastada e polida com papel de carbeto de silício de granulação 1000 para expor uma superfície de dentina de pelo menos 4mm de diâmetro. Dois dos grupos de corpos-de-prova (um para teste de tração e outro para teste de cisalhamento) foram estocados em água a 37⁰ C por 24h, enquanto um terceiro grupo (para teste de cisalhamento) foi estocado em água a 37⁰ C por 24h e termociclado de 5 a 55⁰C quinhentas vezes. A exposição a cada banho foi de 20s e o tempo de transferência entre banhos foi de 5s. Os resultados mostraram que os corpos-de-prova estocados por 24h antes dos testes, não mostraram diferenças significantes entre os valores obtidos de força de adesão pelos testes de tração ou cisalhamento, para qualquer dos materiais. Quanto aos corpos-de-prova termociclados, a força de adesão não diferiu para o Gluma, foi significantemente menor para o Scotchbond

II e significativamente maior para o Scotchbond Multipurpose e Syntac. Os autores concluíram que os testes de tração e cisalhamento pareceram ter valores de magnitude comparáveis e foram igualmente representativos como testes *in vitro* para a qualidade dos sistemas adesivos dentinários.

Pashley et al.⁵¹(1993), compararam a estrutura da dentina fraturada coberta com *smear layer*, antes e depois do condicionamento ácido, com MEV de alta resolução, para identificar porosidades na superfície da dentina, que permitissem a infiltração da resina durante o processo de adesão. Fragmentos retangulares da dentina, obtidos por ação de brocas e discos de diamante, proporcionaram a formação de quatro grupos com oito metades de dentina, onde um grupo seria tratado e o outro seria o controle. No grupo 1, a dentina foi fraturada e condicionada com ácido; no grupo 2, fraturada, condicionada e seca com ar; no grupo 3, foi produzida *smear layer* e condicionada com ácido; no grupo 4, produzida *smear layer*, condicionada com ácido e seca com ar. Os autores concluíram que, nos sistemas adesivos, a remoção da *smear layer* oferecia a possibilidade de penetração da resina nos túbulos e dentina intertubular. A infiltração da resina na dentina intertubular poderia ocorrer, quando a fase mineral da dentina era removida por condicionamento, sem que este, contudo, promovesse o colapso do colágeno remanescente. Os canais para infiltração da resina eram espaços perifibrilares ao redor das fibras colágenas da dentina, criados pela remoção seletiva dos cristais de apatita por ácidos. Os autores concluíram que mais pesquisas seriam ainda necessárias para reconhecimento desses canais e possibilidades de modificações para melhorar a qualidade e duração da adesão.

Pashley et al.⁵⁰ (1993) compararam a resistência da união ao cisalhamento, em função da profundidade da dentina, de quatro sistemas de união à dentina. Os autores utilizaram molares e caninos de cães. Os resultados mostraram que os dentes caninos apresentaram valores mais

altos, comparativamente aos molares. A maioria dos sistemas de união apresentaram valores maiores para a dentina superficial e valores de união progressivamente menores para dentina profunda. A maior média de resistência da união foi obtida com Clearfill Liner Bond-Kuraray seguida pelo Superbond C&B-Sun Medical, Scotchbond 2-3M e o Tenure-Den Mat. Nos caninos, os dois primeiros produtos tiveram médias de resistência da união ao cisalhamento maiores que 10MPa, independentemente da profundidade de dentina, enquanto os dois últimos obtiveram médias de resistência da união menores que 10MPa. Nos molares, foi observado o mesmo ranqueamento mas a diferença que separou o valor mais alto do mais baixo foi de 5MPa. Os autores ressaltaram que os valores das resistências da união obtidas usando dentina de cães foram um pouco menores do que aquelas obtidas usando dentes humanos extraídos. Isto não foi devido às condições *in vivo*, porque valores baixos similares também foram obtidos *in vitro* em dentes extraídos de cães. O mais provável é que os valores baixos provavelmente representem espécies diferentes de cães; mesmo dentro de uma dada espécie, o tipo de dente é uma variável importante.

Plasmans et al.⁵⁴ (1993) investigaram *in vitro* a influência da sensibilidade à umidade do ar na resistência das uniões à dentina com quatro sistemas comerciais: Syntac/Helioprogress-Vivadent, Dentheseive/Durafill-Kulzer, Gluma 2000/Pekalux-Bayer e Scotchbond Multi Purpose/Z 100-3M. Foram usados dentes molares humanos extraídos a algumas semanas, estocados em água com 1% de cloramina T (*trihydrate*). Antes dos procedimentos de união, os dentes foram lavados com água destilada. Cada quatro operadores fizeram dois corpos-de-prova com as respectivas combinações de tratamentos: a) clinicamente secos (temperatura de 25°C e umidade relativa de 40%) ; b) alta umidade (temperatura de 35°C e umidade relativa de 95%). Depois das uniões, todos os corpos-de-prova foram estocados em água a 37°C

por 24h, seguido de teste de cisalhamento . Os valores da força de rompimento da adesão no grupo de elevada umidade foram baixos (< 3Mpa) para Gluma 2000, Denthesive e Syntac, enquanto que os valores médios para o Scotchbond Multi Purpose (MP) foram significativamente maiores (12MPa). No grupo clinicamente seco os valores do Gluma e Scotchbond MP foram cerca de duas vezes maiores que o grupo de elevada umidade, e do Denthesive e Syntac, cinco vezes maiores quando comparada ao grupo de elevada umidade. Todas as falhas com Syntac, Denthesive e Gluma 2000 foram do tipo adesivo. O Scotchbond Multi Purpose proporcionou fraturas do tipo coesivo tanto na resina como na dentina em 75% e 37,5% dos casos “clinicamente secos” e “alta umidade”, respectivamente. Concluiu-se que em geral os sistemas adesivos são altamente sensíveis à umidade dentinária extrínseca, resultando em valores de adesão muito baixos com elevada umidade. Os autores concluíram que alguns sistemas de união comercialmente disponíveis eram mais sensíveis à umidade extrínseca que outros. O Scotchbond Multipurpose mostrou resultados promissores na união à dentina com altos níveis de umidade, enquanto os outros materiais testados mostraram valores significativamente menores.

Van Meerbeek, et al.⁷⁴ (1993) fizeram um estudo comparativo usando microscópio eletrônico de varredura (MEV) e de transmissão (MET) em molares humanos para examinar a camada híbrida, formada numa zona de interdifusão de dentina e resina polimerizada (Clearfil Liner Bond System-Kuraray). Os discos de dentina-resina foram seccionados e atacados com argon-ion para permitir que a interface híbrida fosse observável ao MEV. Para o exame ao MET, as secções foram parcialmente descalcificadas por uma solução aquosa de EDTA para facilitar a microtomia e desobstruir a ultraestrutura da zona de interdifusão. Tanto o MEV quanto o MET confirmaram a presença da zona de interdifusão na interface dentina/resina como a junção entre a estrutura

dentinária profunda inalterada e a resina restauradora. Dentro da zona de interdifusão, através do MET, foram identificadas três subcamadas com característica de ultraestrutura e manchamentos. Uma camada superior difusa preta continha poucas características estruturais. Logo abaixo, fibrilas colágenas parcialmente alteradas estavam intimamente agrupadas, a maioria correndo paralelas à interface e perpendiculares aos túbulos dentinários. Sua borda era elétron-densa, formando estruturas parecidas com túneis. Na base da camada superior, foram encontradas várias projeções manchadas projetando-se na rede de colágeno periférico, e pareciam estar confinados por fibrilas colágenas obstrutivas. Finalmente, a terceira camada densa, contendo cristais de hidroxiapatita demarcavam superficialmente a camada de dentina desmineralizada da inalterada camada profunda de dentina. A difusão da resina na camada superficial de dentina descalcificada foi evidente, mas diminuía com a profundidade, presumivelmente reduzindo a impregnação profunda de resina nos espaços interfibrilares. O pré-tratamento dentinário com ácido cítrico provavelmente causou desnaturação das fibrilas colágenas superficiais. Este efeito de calcificação enfraqueceu-se gradualmente com a profundidade, deixando embaixo cristais de hidroxiapatita na base da zona de interdifusão. Estes cristais parecem ter sido resistentes ao procedimento de descalcificação pelo EDTA das amostras examinadas pelo MET, o que sugeriu que eles estavam protegidos por uma cápsula de resina.

Takemori et al.⁶⁶ (1993) examinaram cinco fatores que poderiam afetar a resistência de união de um sistema experimental de união de resina à dentina : a) incluir ou não os dentes em resina epóxica; b) espessura da dentina (1, 3 ou 5mm); c) velocidade da ponta durante o teste de mensuração (0,5, 1 ou 3mm/min); d) tempo de estocagem dos dentes (10min e 1, 3, 6 e 12h); e) profundidade do substrato dentinário. Foram preparadas superfícies planas de dentina em 148 dentes humanos

extraídos, estocados em água corrente num refrigerador a 4°C e usados num prazo de três meses após a extração. Os dentes foram incluídos em resina epóxica de cerca de 10mm de espessura, usando no estágio final da preparação uma lixa de papel de granulação 1000. As superfícies de dentina foram limpas com bolinhas de esponja embebidas em 0,5 mol/L EDTA por 60s. Depois de lavar e secar, um *primer* experimental (solução aquosa a 35% de gliceril metacrilato) foi aplicado na superfície por 60s e seco completamente com ar comprimido. A seguir, um molde de Teflon de duas partes (diâmetro interno de 3,6mm, externo de 20mm e altura de 5mm) foi acoplado ao substrato. Depois de aplicar um agente de união à dentina (Clearfil New Bond-Kuraray) através da janela do molde, foi aplicada uma camada de resina composta ativada por luz (Silux) de aproximadamente 2mm de espessura. O remanescente do molde foi então preenchido com resina composta P10 -3M e uma broca esférica nº 6 foi inserida na resina ainda não polimerizada para prover um eixo para a medição da resistência da união. Depois da polimerização, os corpos-de-prova foram estocados em água à temperatura ambiente (24°C ±1) por 24h e a resistência da união à tração foi medida usando uma máquina Instron. Esta série se constituiu no grupo controle. Os autores concluíram que somente a espessura da dentina afetou significativamente a força de adesão medida, sendo que os espécimes extremamente finos (±1 mm) mostraram os mais baixos índices de força de adesão.

Burrow et al.¹⁰ (1994) investigaram influências da idade e da profundidade dentinária na força de adesão de três sistemas adesivos: Scotchbond Multi Purpose-3M, Superbond D - Liner-Sun Medical e Liner Bond 2-Kuraray em molares humanos. A resina composta utilizada foi a Photo Clearfil Anterior-Kuraray. Os dentes extraídos foram estocados em solução fisiológica com cristais de timol à 4°C até trinta meses após a extração e divididos em dois grupos: advindos de pacientes com menos que trinta anos e de indivíduos com mais de cinquenta anos. Foram

preparados discos de dentina de aproximadamente 3mm de espessura, sendo que a porção oclusal forneceu a dentina superficial através da remoção da camada de esmalte, e a porção pulpar forneceu a dentina profunda através do desgaste até os cornos pulpares. Estes discos receberam acabamento com lixa de papel de granulação 600 molhados em água. O adesivo foi usado simultaneamente em ambos os lados para evitar o excesso de desidratação. Os corpos-de-prova foram estocados em água deionizada à 37°C por 24 e 48h antes dos testes de tração. Os autores obtiveram resultados acima de 10MPa para todos os materiais utilizados e houve pequena variação com respeito à profundidade ou idade da dentina, que pode ter ocorrido devido ao método experimental usado, o qual diminuiu a presença de umidade dos túbulos dentinários. Esta variação só foi estatisticamente significante para o Superbond D-Liner quando comparou-se a dentina jovem profunda (10,8MPa) com a velha superficial (17,4MPa) e pode ser explicada pelo pequeno número de corpos-de-prova utilizados (seis de cada). Os corpos-de-prova aderidos à dentina profunda mostraram valores ligeiramente menores. A observação pelo MEV mostrou camadas de resina impregnadas mais espessas para o Scotchbond MP e Superbond D-Liner quando comparadas com Liner Bond II. Para os autores, a idade dos dentes ou profundidade da dentina não foi a maior influência na força de adesão com os tipos de sistemas adesivos mais atuais. Acredita-se que o fator mais importante para se obter elevados valores na força de adesão à tração seja mais a qualidade da camada de resina impregnada do que a espessura.

Gonçalves²⁰ (1994) avaliou a resistência ao cisalhamento de uniões de resina à dentina de pré molares humanos extraídos com três sistemas adesivos (Scotchbond Multi Purpose-3M, Optibond Multi-Use Light Cure-Kerr e o Optibond Multi-Use Dual Cure-Kerr) e três resinas (Z100 - 3M, Prisma APH - Dentsply, Herculite XRV - Kerr). Foram confeccionados 72 corpos-de-prova, divididos em nove grupos experimentais. Os corpos-de-

prova foram submetidos à ciclagem térmica e armazenamento a 37°C por 24h, antes do teste de cisalhamento. O autor obteve uma resistência média ao cisalhamento de 15,4MPa para o Optibond Light Cure, 13,3MPa para o Scotchbond e 10,0MPa para o Optibond Dual Cure. Os melhores resultados foram obtidos com as resinas Z100 e Herculite XRV associadas ao adesivo Optibond Light Cure, e com a resina APH com o adesivo Scotchbond MP. O autor concluiu que o adesivo Optibond Light Cure apresentou a melhor resistência adesiva e que existiu diferença na interação adesivo-resina.

Gwinnett²³(1994) desenvolveu um novo método para testar a resistência coesiva da dentina, no qual aplicou força de cisalhamento a uma coluna cilíndrica de dentina de dimensões padronizadas. A média de resistência coesiva da dentina ao teste de cisalhamento foi de $36,18 \pm 6,81$ Mpa (n=30). O autor considerou que recentes avanços nos sistemas de união à dentina resultaram em relatos de falhas coesivas, pois excederam a resistência coesiva do tecido. Segundo o autor, os valores encontrados na literatura eram consideravelmente maiores do que aqueles encontrados para falhas coesivas nos testes de resistência da dentina pelo teste de cisalhamento. Muitos fatores como o método de teste, espessura da dentina, direção dos túbulos e estado de hidratação e maturação da dentina poderiam ser responsáveis por isto. Por outro lado, os valores encontrados previamente podiam ter sido exagerados devido a falhas na metodologia. O autor concluiu que o novo teste para resistência coesiva da dentina, medido perpendicularmente ao longo eixo dos túbulos resultou em valores significativamente menores do que aqueles encontrados previamente com outros métodos conduzidos num plano similar ao do teste proposto. Os valores no presente estudo ofereceram uma explicação para as falhas coesivas dos tecidos encontrados na literatura em testes recentes da última geração de agentes de união, cuja resistência do conjunto podia algumas vezes exceder a resistência

coesiva do tecido.

Sano et al.⁶⁰ (1994) avaliaram *in vitro* o grau de contribuição da matriz dentinária desmineralizada (colágeno) na resistência à tração da dentina humana e bovina, e compararam o módulo de elasticidade da dentina mineralizada e não mineralizada, através do teste de microtensão. Dentes humanos foram usados no prazo de um mês após a extração, e estocados a 4°C em solução isotônica salina contendo 0,2% de azida sódica, para inibir o crescimento bacteriano. Foram preparados cortes de dentina com aproximadamente 0,5mm de espessura. Nos dentes a serem desmineralizados, foi aplicado esmalte de unha sobre as duas extremidades para limitar a desmineralização no seu centro, e depois foram deixados em banho de EDTA 0,5M por quatro dias, lavados e testados enquanto úmidos. Os autores encontraram uma resistência à tração de 104MPa para a dentina mineralizada humana na porção coronária, 91MPa para a dentina bovina coronária e 129MPa para a dentina bovina radicular. O módulo de elasticidade da dentina humana e bovina mineralizada variou entre 13 e 15GPa. Em dentina desmineralizada, o módulo de elasticidade passou a 0,25GPa e a resistência à tração de 26 a 32Mpa. Tais resultados indicaram que o colágeno contribuiu com 30% na resistência da dentina mineralizada.

Kitasako et al.³⁰ (1995) compararam a resistência da união ao cisalhamento e tração de cimentos resinosos em esmalte e dentina. Foram testados cinco agentes cimentantes: Panavia 21-Kuraray, Bistite - Tokuyama, Imperva Dual -Shofu, Optibond-Porcelite Dual Cure -Kerr, e Masa Bond -Sun Medical. Os autores utilizaram dentes bovinos embutidos em gesso. Segundo os autores, era preferível a utilização do gesso à resina acrílica, pois conservava melhor a umidade do dente, além de ter reação exotérmica bem menor que a da resina acrílica na fase de polimerização. Os dentes foram desgastados e aplainados com uma lixa

de silica-carbide, a área de trabalho foi demarcada através de uma fita de vinil perfurada em 3mm de diâmetro, onde foram cimentados cilindros de resina composta (Clearfill CR Inlay-Kuraray) com um dos cinco agentes cimentantes em teste. Após os ensaios mecânicos, os resultados mostraram uma melhor adesão em esmalte dos agentes cimentantes Bistite e Imperva, enquanto os resultados em dentina mostraram maiores valores para o Masa Bond e menores para Optibond/Porcelite. Os autores concluíram que: a) os valores de resistência da união ao teste de cisalhamento foram maiores que os testes de tração; b) embora existissem deficiências nos testes mecânicos (tração e cisalhamento), estes poderiam ser mais valiosos que as variáveis de substrato.

Pashley et al.⁵² (1995) fizeram a mais extensa revisão do teste de adesão da união de resina à dentina, começando com o substrato da adesão, a dentina; as variáveis envolvidas no ataque ácido; aplicação do *primer* e *bond*; as variações da estocagem e as variáveis de teste. Os autores apontaram que os recentes avanços no desenvolvimento de novos sistemas de união à dentina resultaram em resistências de união da ordem de 20-30MPa e, nestas altas resistências de união, a maioria dos modos de falhas de união foram coesivas na dentina e como isto não possibilitava a mensuração da resistência da união interface, novos métodos precisariam ser desenvolvidos. Os autores concluíram que nos últimos dez anos foram obtidas melhoras significativas nos procedimentos de união, a ponto das resistências de união à dentina terem sido freqüentemente mais altas que as uniões de resina ao esmalte atacado por ácido. Estas uniões mais resistentes na dentina, desenvolviam distribuições não uniformes de estresse durante testes *in vitro*, e causavam mais falhas coesivas no substrato do que na interface de união dentina/resina. Ainda segundo os autores, os métodos convencionais de teste de união não deveriam mais ser usados para detectar avanços nos produtos ou nos procedimentos de união, e mais ênfase precisava ser

dada na união à dentina esclerótica cervical e dentina afetada por cáries, para aperfeiçoar os materiais e técnicas.

Triolo Junior et al.⁷² (1995) avaliaram a resistência ao cisalhamento da união à dentina dos seguintes sistemas adesivos dentinários: All-Bond 2-Bisco, Imperva Bond-Shofu, Optibond-Kerr, Permagen-Ultradent, Probond-Caulk/Dentsply e Scotchbond Multi-Purpose-3M. Foram usados sessenta molares humanos estocados previamente por um mês em água destilada com cristais de timol e depois incluídos em resina acrílica. As superfícies oclusais foram desgastadas até atingir a dentina, quando então eram preparadas com lixa de papel granulação 320 e 600, respectivamente. Os testes foram realizados após 24h de estocagem em água a 37°C. Os resultados obtidos foram: Scotchbond MP = $23,1 \pm 2,6$ MPa; All Bond II = $21,4 \pm 7,8$ MPa; Imperva Bond = $19,8 \pm 6,1$ MPa; Optibond = $19,7 \pm 3,6$ MPa; ProBond = $16,3 \pm 4,5$ MPa e Permagen = $16,2 \pm 3,0$ MPa. As forças de adesão do Scotchbond MP e All Bond 2 foram significativamente maiores ($p < 0,05$) do que para o ProBond e Permagen. Ocorreram falhas coesivas de dentina em todos os dez corpos-de-prova com Scotchbond MP, em seis dos corpos-de-prova do All Bond 2 e Imperva Bond, e em três dos corpos-de-prova do Optibond e ProBond. Os autores demonstraram através deste estudo, que os sistemas adesivos desta nova geração eram capazes de exceder o valor de força de adesão de 17MPa necessário para resistir à contração de polimerização dos materiais compósitos, como foi estabelecido por Munksgaard et al.⁴⁵ em 1985.

Nikaido et al.⁴⁷ (1996) estudaram a qualidade da abrasão a ar com óxido de alumínio ou pérolas de vidro no pré-tratamento do esmalte e da dentina para adesão de resina composta. O estudo foi conduzido com dentes bovinos, que segundo os autores, foram utilizados substituindo dentes humanos, porque neste tipo de experimento há necessidade do

uso de um grande número de dentes, o que inviabilizava o uso de dentes humanos. O tamanho dos dentes bovinos também foi utilizado como justificativa, pois facilitava o processo experimental. As superfícies vestibulares dos dentes foram desgastadas e aplainadas com lixa de sílica carbide de granulação 600. Um grupo serviu de controle e outros dois sofreram pré-tratamentos das superfícies através da abrasão com esferas de vidro ou óxido de alumínio. A área de trabalho foi demarcada com o uso de uma fita de vinil vazada numa área de 4mm de diâmetro. O adesivo utilizado, tanto no esmalte como na dentina, foi o Superbond D-Liner Plus -Sun Medical Co., e a resina, o Photoclearfil Bright -Kuraray Co. Após o processo de adesão em esmalte ou dentina, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de tração. Os autores concluíram que o uso de abrasão a ar podia diminuir as forças de adesão da resina ao esmalte e à dentina, exceto para a dentina abrasionada com óxido de alumínio.

Patierno et al.⁵³ (1996) avaliaram a resistência da união à dentina de uma resina composta (Herculite XRV-Kerr) utilizando um sistema adesivo (Optibond Dual Cure - Kerr). O estudo foi realizado utilizando a parte interna cervical de dentes bovinos, e o objetivo foi comparar a resistência da união na técnica direta ou indireta. Os dentes foram seccionados transversalmente para produzir corpos-de-prova de 4mm de espessura. Os canais radiculares foram alargados até uma abertura padronizada, e após o tratamento da dentina, a resina composta foi aplicada diretamente, ou foi utilizada a técnica indireta de *inlay* pré polimerizada. Os resultados mostraram valores médios de resistência à adesão de 8,5MPa para a técnica indireta, e 5,0MPa quando a resina foi depositada diretamente com a técnica incremental. A avaliação ao MEV revelou que a técnica indireta quando comparada à técnica direta, demonstrou maior densidade e comprimento dos *tags* resinosos, justificando desta forma, a obtenção de maiores valores médios de adesão quando utilizaram a técnica indireta.

Tonami et al.⁷¹ (1996) estudaram o efeito das condições de estocagem sobre a resistência ao cisalhamento da dentina bovina. Sessenta incisivos bovinos foram extraídos imediatamente após o sacrifício e divididos em grupos: controle (8h após extração); uma semana de armazenamento em freezer; quatro semanas de armazenamento em freezer; 45min em água em ebulição. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle (77,7MPa), uma semana no freezer e quatro semanas no freezer (78,7 e 79,9MPa respectivamente). Porém, houve diminuição na média da resistência à tração quando do armazenamento em água em ebulição (70,3MPa). Os autores concluíram que devido aos resultados obtidos, o armazenamento em freezer pode ser indicado para manter a integridade do tecido dentinário bovino previamente à execução da metodologia dos procedimentos experimentais *in vitro*.

Lee & Lin³⁷ (1997) avaliaram os efeitos de uma solução simuladora de alimentos (etanol/água a 75% em volume) e uma saliva artificial (Moi-Stir) sobre a estrutura e química dentinária, usando MEV e caracterização microscópica infra vermelha de Fourier (FTIR). Foram examinados uniões à dentina de três sistemas adesivos/resina composta: Tenure/Marathon One - Den-Mat, Scotchbond Multi Purpose/Z100 - 3M e Optibond/Herculite XRV - Kerr. O efeito sobre a união destes compósitos à dentina condicionada foi avaliada pelo teste de resistência da união ao cisalhamento. Os corpos-de-prova controle foram estocados em água destilada ou testados sem estocagem. Os resultados mostraram que a exposição da superfície da dentina ao etanol resultou em perda parcial da *smear layer* e dos *smear plugs*, bem como possíveis perturbações do colágeno. As superfícies de dentina expostas à saliva artificial ou à água destilada não alteraram a aparência normal da *smear layer*. O espectro medido de FTIR para a maioria dos corpos-de-prova condicionados

nestes dois líquidos pareceu ter sido similar àqueles obtidos da dentina fresca. Os valores de cisalhamento para os controles não condicionados ($23,0 \pm 3,7\text{MPa}$) ou para a dentina pré condicionada em água destilada ($22,9 \pm 4,2\text{MPa}$) foram significativamente maiores ($p < 0,05$) do que para dentina pré condicionada em etanol ($20,0 \pm 3,5\text{MPa}$). A média de resistência ao cisalhamento de todos os sistemas de união foram reduzidas de 40 a 50% ($p < 0,001$) para os corpos-de-prova de dentina contaminados com saliva artificial ($13,3 \pm 3,4\text{MPa}$). O modo de falha na interface do agente de união à dentina para o grupo de saliva artificial foi de natureza adesiva. Isto contrastou com modos de fraturas complexas coesivas encontrados no grupo controle e na maioria dos grupos condicionados com etanol. Devido aos resultados obtidos com saliva artificial, os autores concluíram que a estrutura e química da dentina, a resistência ao cisalhamento e o tipo de falha da união podiam ser significativamente afetados pela exposição da dentina ao ambiente oral antes do condicionamento.

2.3 União de agentes cimentantes aos metais

Hotz et al.²⁴ (1977) estudaram a adesão do CIV e ASPA IV à vários substratos (esmalte, dentina, liga de platina e liga de ouro). Os dentes preparados foram submetidos aos seguintes tratamentos de superfície: a) água oxigenada 20v por 10 a 15s; b) ácido cítrico 50% por 1min; c) ácido ortofosfórico 37% por 1min; d) solução de 10% de alumínio acetil-acetonato em álcool; e) uma solução “mineralizante”, formulada por Levine* (1972). Os três primeiros tratamentos foram realizados em esmalte, e os dois últimos em dentina. Os espécimes metálicos de platina

* LEVINE, R. S. Remineralization of human carious dentine in vitro. *Arch. Oral Biol.*, v.17, n.6, p.1005-8, June 1972.

foram jateados com óxido de alumínio de 27 μ m, limpos eletroliticamente em soda cáustica por 45s a 0,5A e estanhados por 45s a 0,05A, depois aquecidos a vácuo de 850°C a 1000°C e oxidados sob ar a 1000°C por 2 min. Os espécimes metálicos em ouro tipo III foram limpos eletroliticamente, estanhados e limpos com peróxido de hidrogênio antes da cimentação. Além destes haviam espécimes de ouro e platina jateados. Os resultados mostraram que o cimento ASPA IV produziu uniões adesivas com o esmalte, dentina, ouro estanhado e platina oxidada. A união com a dentina, que mostrou falhas adesiva/coesiva, foi menos efetiva comparativamente aos outros substratos, onde as falhas foram puramente coesivas. O tratamento prévio da superfície foi de alguma importância e o uso da solução de ácido cítrico, que ajuda no molhamento, foi particularmente efetiva. O uso de solução de ácido fosfórico foi menos efetivo que o ácido cítrico para a união com o CIV. O cimento ASPA IV não se uniu a substratos quimicamente não reativos, como o de metais nobres e porcelana dental.

Thompson et al.⁶⁹ (1981) avaliaram a resistência da união à tração da resina composta Concise-3M à ligas de Ni-Cr (Biobond C & B-Dentsply) e Ni-Cr-Be (Rexillum III-Jeneric). Para isso, confeccionaram discos de 6 mm de diâmetro por 1mm de espessura. As ligas fundidas sofreram ataque eletrolítico com soluções de ácido nítrico ou crômico à várias concentrações e densidades de corrente. Depois foram submetidas à avaliação pelo microscópio ótico (80X) e microscópio eletrônico de varredura (2000X), e então foram feitos os testes de tração após 24h à 37°C. Os autores concluíram que a resistência da união à tração da resina com a liga metálica excedeu os valores aceitáveis para a resina com o esmalte tratado.

Thompson et al.⁶⁸ (1983) propuseram-se descobrir um método

conveniente de ataque eletrolítico em ligas não preciosas de Ni-Cr (Biobond C&B - Dentsply) e Ni-Cr-Be (Rexillum III - Jeneric) e determinar a força de adesão do cimento de resina Comspan às superfícies metálicas atacadas. Foram confeccionados discos de 6,5mm de diâmetro por 1,0mm de espessura, que foram submetidas ao ciclo de queima da porcelana. Todas as faces que não deveriam receber o tratamento eletrolítico foram protegidas com cera, e os discos receberam jateamento com óxido de alumínio de 50 μ m. Foram testadas diferentes soluções, tempos e intensidades de corrente. Após o ataque eletrolítico, os discos metálicos foram limpos em banho de ultra-som numa solução de ácido clorídrico a 18% a fim de limpar os produtos de corrosão. Os corpos-de-prova foram observados através do MEV, e as superfícies que mostraram aparência retentiva foram selecionadas para o teste de adesão à tração. Foi usado um agente adesivo (Caulk) e uma resina composta (Comspan-Caulk) de acordo com as instruções do fabricante. Os testes de tração foram feitos após termociclagem em água entre 5° e 60°C por 1000 ciclos. Através dos resultados obtidos, os autores concluíram que para a liga de Ni-Cr o maior valor de resistência da união à tração foi conseguido com o seguinte tratamento: solução de ácido nítrico a 0,5N com intensidade de corrente de 250mA/cm² por 5min, seguido de limpeza em ácido clorídrico à 18% em ultra-som por 10 a 12min, que resultou numa resistência adesiva de 30MPa; e o melhor tratamento para a liga de Ni-Cr-Be foi com ácido sulfúrico 10% à 300 mA/cm² por 3min, seguido de limpeza em ácido clorídrico à 18% em ultra-som por 10 a 12min, resultando numa resistência adesiva de 39MPa. A liga de Biobond C&B após o ciclo de queima da porcelana formou uma camada resistente ao ataque eletrolítico em alguns pontos, o que resultou em valores de adesão mais baixos.

Krabbendam et al.³⁴ (1987) propuseram um aparelho universal de testes para determinar a resistência da união de diversos agentes cimentantes aplicados ao esmalte, à dentina e às ligas metálicas. As ligas

utilizadas foram ligas áuricas com alto conteúdo de ouro (Degudent G-Degussa), ligas de paládio (Simidur S2-Wieland e Pallium 3-Elephant), e ligas não preciosas (NP/2-Howmedica e Vitallium-Howmedica), representativas dos materiais usados em restaurações fundidas. Os agentes cimentantes usados foram o cimento resinoso Panavia Ex - Kuraray, o CIV Aqua Cem-Dentsply e o adesivo bipoliéster F20 -Voco Chemie. O método de teste permitiu submeter a película de cimento à uma carga simétrica de cisalhamento. Os resultados mostraram que a adesão às ligas não preciosas chegaram a valores tão altos como 30MPa, enquanto a adesão às ligas preciosas ofereceram valores médios próximos daqueles de uniões com dentina, da ordem de 5 a 10MPa. As conclusões foram: a) o método mostrou-se confiável para diferenciar quantitativamente a resistência de união ao cisalhamento entre vários adesivos/ligas metálicas ou adesivos/ estruturas dentárias, com ou sem pré tratamento; b) os resultados do teste correlacionaram-se com achados de estudos prévios; c) para todos os agentes adesivos investigados, o condicionamento ácido melhorou a resistência da união ao esmalte; d) o condicionamento ácido da dentina (1min 40% H_3PO_4) diminuiu a resistência da união; e) a superfície dos metais condicionados por jateamento melhorou a resistência de união do Bis-GMA e do adesivo bipoliéster usado neste estudo, mas não afetou significativamente a resistência de união do CIV.

Pagani ⁴⁹ (1987) realizou um estudo "*in vitro*" da resistência ao cisalhamento da união resina-metal. Foram confeccionados cilindros de Ni-Cr (Duracast - Gaucho/Marquart) com retenções nas superfícies a serem unidas. As retenções utilizadas foram: a) ataque eletrolítico no metal; b) punção por agulhas na fase de padrão de cera; c) pérolas de acrílico aderidas ao padrão de cera; d) vidro pulverizado na fase de padrão de cera. As resinas utilizadas foram Adaptic (Johnson & Johnson) diluído, Comspan (Caulk-Dentsply), P-10 (3M) diluído, Panavia EX

(Kuraray) e Silar (3M) diluído. Os resultados obtidos pelas resina Panavia EX (60,67 kgf/cm²) e Comspan (60,50 kgf/cm²) foram superiores quando comparados ao P-10 (39,78 kgf/cm²) e ao Silar (35,25 kgf/cm²). Quanto aos tipos de retenção, as pérolas de acrílico (69,79 kgf/cm²) obtiveram médias superiores aos outros tipos de retenção, enquanto o ataque eletrolítico apresentou a menor média (34,33 kgf/cm²).

Laufer et al.³⁶ (1988), testaram a resistência da união de quatro cimentos resinosos (Comspan clear-Caulk, e Comspan opaque-Caulk, Micropont universal-Kulzer e Micropont opaque-Kulzer) unidos à quatro ligas metálicas nobres (W1-Williams, Olympia-Jelenko, Firmilay-Jelenko e Microstar-Jelenko) cobertas com óxido de silício (Silicoater-Kulzer) e compararam os resultados com os de uma liga de Ni-Cr (Litecast B-Williams) ácido-atacada (ácido sulfúrico, metanol e ácido clorídrico). Todas as fundições, exceto o Firmilay, sofreram processo de simulação de cocção da porcelana, seguido de jateamento com óxido de alumínio de 50µm, e limpas por ultra-som em água por 10min. As ligas foram silanizadas como recomendam os fabricantes e as cimentações foram realizadas dentro de 5min após a aplicação do adesivo Silicoup. Os testes de tração nos corpos-de-prova foram realizados em duas situações: 30min após a polimerização, e depois de três dias estocados em água destilada a 37°C. A análise estatística mostrou que houve uma diferença significativa entre corpos-de-prova silanizados e atacados, resultando em força de união das ligas silanizadas de aproximadamente o dobro das ligas Litecast B atacadas. A imersão em água por três dias após a cimentação aumentou significativamente a força de união para ambos. Comparando-se os quatro cimentos resinosos, o Micropont opaque foi significativamente menos resistente. O uso de uma resina intermediária sem carga (agente de união) resultou em substancial aumento na força de adesão.

Van Der Veen et al.⁷³ (1988) avaliaram a resistência da união à tração da resina Comspan-Caulk às ligas metálicas usando-se seis sistemas de retenção, sendo dois de microretenções (abrasão a ar e ataque eletrolítico), dois de macroretenções (perfuração do metal e sistema de malha), e dois micro-químico (silanização e eletroestanhagem). Discos metálicos foram fundidos em liga de paládio (Orion-Elephant), exceto para o grupo do ataque eletrolítico, que foi fundido em liga de Ni-Cr (NP2-Austenal). Após o tratamento de superfície para cada tipo de sistema de retenção usou-se o cimento Comspan para a cimentação e os corpos-de-prova foram estocados em água à temperatura ambiente por 24h. Após os testes de tração, os resultados mostraram valores significativamente maiores para os sistemas de malha (16,9MPa), estanhagem (13,4MPa) e silanização (13,5MPa). O sistema de perfurações (5,5MPa) e o de jateamento (6,6MPa) apresentaram os valores mais baixos. Após termociclagem, todos os valores de força de adesão diminuíram, exceto para o grupo da perfuração. Para os autores, os resultados do ataque eletrolítico foram baixos e variáveis.

Díaz-Arnold et al.¹³ (1989) compararam a resistência da união à tração do Super-Bond-Sun Medical e Panavia Opaque-Kuraray à liga Rexillum III-Jeneric Pentron jateada com óxido de alumínio, com a resistência da união do cimento resinoso Comspan-Caulk unido também à Rexillum III atacada eletroliticamente. Foram investigados o efeito da termociclagem e tempo de estocagem (dois e trinta dias) sobre a resistência da união. Como padrões foram usados pinos acrílicos de troquel (6.4mm de diâmetro e 12mm de comprimento). Os padrões foram fundidos com liga Rexillum III. Os cilindros foram submetidos a um ciclo de aquecimento, sob ar, num forno de porcelana. Os cilindros foram divididos ao acaso em pares e unidos entre si num aparelho de alinhamento. Um dispositivo acoplado a um micrômetro permitiu controlar a espessura da película do agente cimentante em 20 μ m. Os corpos-de-

prova unidos com Panavia Opaque e Super-Bond foram jateados com óxido de alumínio de 50µm por 15s, limpos com ultra-som em água duplamente deionizada por 10min antes da cimentação. Os corpos-de-prova unidos com Comspan foram jateados, limpos por ultra-som como nos anteriores, porém foram atacados eletroliticamente antes da cimentação. Os resultados obtidos demonstraram boas resistências de união entre os sistemas adesivos à liga de Ni-Cr-Be. As conclusões foram: a) houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união à tração entre os sistemas testados. As diferenças foram observadas nas condições de estocagem de dois dias e trinta dias para os corpos-de-prova termociclados e não termociclados; b) a termociclagem não afetou significativamente as resistências do sistema adesivo testado; c) o tempo de estocagem de trinta dias afetou significativamente a resistência de união do Panavia Opaque e do Super-Bond. Sob as condições do teste, o Comspan manteve consistente resistência de união à liga de Ni-Cr-Be.

Adabo et al.² (1990) verificaram a resistência à tração de união de dentina com peças fundidas de Ni-Cr (Durabond-M.S.), Ag-Sn (D.F.L.) e Cu-Al (Duracast-M.S.) cimentadas com três agentes cimentantes: cimento de policarboxilato de zinco (Ceramco-Johnson & Johnson); CIV (Ceram-Chen-D.F.L.) e cimento resinoso (Panavia Ex-Kuraray). Os dentes utilizados foram terceiros molares extraídos, nos quais foram feitas perfurações radiculares para nelas serem adaptados dispositivos de latão responsáveis pela preensão do dente à máquina de ensaios mecânicos. Em seguida, as raízes foram incluídas em resina acrílica, visando reforçar a estrutura radicular. Para a obtenção de uma superfície de dentina para a cimentação, os dentes foram desgastados paralelamente ao plano oclusal e planificados com lixas de carbeto de silício nº 50. Após a cimentação, os corpos-de-prova foram estocados durante 24h a 37°C, e submetidos ao teste de tração. Os resultados mostraram que a melhor

união foi conseguida com o cimento de resina Panavia EX (média = 18,83 Kgf $\pm$ 6,5 MPa), e que a liga de Ag-Sn obteve o melhor desempenho quando comparada com as outras ligas utilizadas. O autor atribuiu este melhor desempenho à maior afinidade do Sn aos grupamentos carboxílicos presentes nos cimentos de policarboxilato de zinco e CIV, e ao grupamento fosfatado da resina composta Panavia.

Aboush¹ (1992) estudou o efeito da estocagem das restaurações metálicas fundidas. Esta proposta é pertinente, pois as restaurações metálicas fundidas para cimentação adesiva geralmente são estocadas no laboratório ou no consultório dentário antes de serem cimentadas, o autor investigou o efeito das condições de estocagem na força de adesão dos cimentos resinosos nos ensaios mecânicos de tração. Foram fundidos sessenta cilindros de Ni-Cr (Wiron 88 - BEGO), suas superfícies foram jateadas com óxido de alumínio 50 μ m, limpas por ultra-som em água destilada e secas com jato de ar. Os cilindros foram divididos em seis grupos de dez, que foram estocados por dez dias num ambiente de consultório das seguintes formas: num recipiente aberto, num saco de polietileno selado, num pote plástico, em água destilada, ou em acetona. Um grupo controle foi usado imediatamente (após a cimentação, sem estocagem) para adesão. Cada cilindro foi cimentado com um fino filme de cimento de resina (Panavia EX-Kuraray) a um disco recém preparado da mesma liga. Após 24h de estocagem em água a 37°C, os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios mecânicos de tração. O melhor resultado foi obtido pela estocagem em água destilada (55,8MPa) quando comparado com o grupo controle não estocado (56,4MPa), e o pior foi obtido pelo recipiente aberto (27,7MPa). O autor concluiu que a estocagem em um recipiente aberto devia ser evitado, e que as fundições podiam ser melhor protegidas se estocadas em água destilada.

Imbery et al.²⁶ (1992) comparam a resistência de união de uma liga

nobre e uma liga básica (com diferentes tratamentos de superfície) unidas à três agentes cimentantes resinosos. As ligas usadas foram o Rexillum III-Jeneric (Ni-Cr-Be) e Olympia-Jelenko (Au-Pd); os cimentos de resina foram o Comspan-Caulk, Panavia EX-Kuraray e C&B Metabond-Parkell. Os tratamentos de superfície foram silanização e abrasão com óxido de alumínio. O grupo controle constituiu-se de discos de Rexillum III atacados eletroliticamente e cimentados com Comspan. Antes do teste de tração, todos os corpos-de-prova foram termociclados por quinhentos ciclos num banho de água de 6 a 50°C, com um tempo de permanência de 1min. A resistência tênsil da união da resina à liga foi determinada por uma máquina Instron. As conclusões foram: a) as maiores resistências tênsis de união foram conseguidas com pares de discos da liga Olympia jateados e estanhados, unidos com o cimento Panavia EX (16,5MPa); discos de Rexillum III silanizados e unidos com o cimento C&B Metabond (14,5MPa) e discos de Rexillum jateados e unidos com o cimento C&B Metabond (12,9MPa). Todos corpos-de-prova falharam coesivamente dentro da resina composta; b) os discos silanizados de Rexillum III tiveram maiores resistências de união que os discos de Olympia silanizados, independentemente do material de cimentação usado; c) as resistências tênsis de união dos discos de Rexillum III e Olympia variaram com o agente de cimentação utilizado; d) os seguintes grupos tiveram médias de resistência tênsil de união menores do que o Rexillum III atacado, que serviu como controle: discos de Olympia abrasionados por ar e cimentados com Comspan (5,1MPa), discos de Rexillum III abrasionados por ar cimentados com Comspan (5,2MPa) e discos de Olympia silanizados e cimentados com Panavia (6,3MPa); e) os seguintes grupos tiveram médias de resistências de união tênsis equivalentes ou melhores que discos de Rexillum III atacados eletroliticamente e cimentados com Comspan: discos de Rexillum III abrasionados com ar e cimentados com Panavia-EX (11,2MPa), discos de Rexillum III abrasionados com ar e cimentados com C&B Metabond (12,9MPa),

discos de Rexillum III silanizados e cimentados com Comspan (12,5MPa), discos de Rexillum III silanizados e cimentados com Panavia (12,6MPa), discos de Rexillum III silanizados e cimentados com C& B Metabond (14,5 MPa), discos de Olympia abrasionados por ar, estanhados e cimentados com Panavia-Ex (16,5MPa), discos de Olympia abrasionados com ar e cimentados com C&B Metabond (11,7MPa), discos de Olympia silanizados e cimentados com Comspan (10,8MPa) e discos de Olympia silanizados e cimentados com C&B Metabond (10,8MPa).

Kolodney Junior et al.³² (1992) avaliaram a resistência ao cisalhamento de uma liga Ni-Cr-Be (Ticonium Inc.) com quatro diferentes tratamentos de superfície cimentadas com Panavia EX. As superfícies metálicas foram submetidas a um dos seguintes tratamentos de superfície antes da aplicação do Panavia Ex: a) abrasão a ar com óxido de alumínio de 50µm por 15s a uma distância de 10mm e com pressão de ar de 60psi. Depois foram limpas com água destilada num aparelho de ultra-som por 2min e secos; b) abrasionadas com ar, limpos com *siliclean* e cobertos com uma fina camada do agente silano - *silicoup*, seguido de um leve jato de ar, e coberto com uma camada intermediária de resina sem carga; c) abrasionadas com ar, limpas com *siliclean*, cobertas com uma camada de SiOx-C (*siliflam*), resfriadas por 2min, e então cobertos com *silicoup*; d) igual ao grupo C, e coberto por uma camada intermediária de resina sem carga. Depois do tratamento de superfície, o Panavia Ex foi aderido nas peças metálicas, estocado em solução salina à 37°C por 24h antes de serem termociclados cem vezes de 8°C a 58°C. O grupo D obteve força de adesão significativamente maior que os outros grupos (24,5MPa). No grupo A (12,6MPa) houve fratura coesiva no Panavia. No grupo C (14,2MPa), os corpos-de-prova expuseram a superfície metálica coberta com camada de SiOx-C, fragmentos do Panavia permaneceram unidos à essa superfície. No grupo D, as fraturas também revelaram áreas de metal cobertas com camada de SiOx-C. Fragmentos fraturados de resina

sem carga foram observados na superfície metálica coberta com silano.

Asmussen et al.³ (1993) avaliaram por meio do teste de cunha a aderência de vigas unidas por nove cimentos resinosos (ABC Dual-Vivadent, Comspan Opaque-Caulk, Duralingual-UniteK, Infnit-Den Mat, Luting cement-3M, Panavia EX-Kuraray, Porcelite Dual Cure-Kerr, Super Bond-Sun Medical e Twinlook-Kulzer). As vigas foram feitas com liga de Ni-Cr-Be (Rexillum III-Jeneric), e as superfícies de adesão foram jateadas com óxido de alumínio de 250 μ m. Para os autores os ensaios de tração e cisalhamento poderiam apresentar problemas como o alto coeficiente de variação, e isto dificultaria as comparações entre os sistemas, por isso sugeriram um método adaptado da indústria aeronáutica, o teste de cunha ou *double cantilever beam test* (teste DCB). Neste teste são medidas as energias de união e não as resistências de união. O teste faz uso de um par de vigas idênticas unidas com um adesivo a ser investigado. Após a polimerização do adesivo, uma cunha é introduzida entre as vigas. A energia de fratura dos cimentos investigados variou de menos de 10J/m² até 121J/m². As energias de fratura não foram influenciadas por: a) espessura da união; b) largura das vigas; c) uso de uma resina composta intermediária; d) estocagem em água além de 24h. Apesar da grande variabilidade entre os grupos, os autores concluíram que o teste de cunha poderia dar dados relevantes quanto a performance de uniões adesivas.

Kern & Thompson²⁸ (1993) avaliaram os efeitos da técnica de jateamento e silanização na perda de volume e alteração da morfologia da superfície em ligas básicas (Ni-Cr, Wiron-Bego e Co-Cr, Wirobond-Bego) e nobres (Au-Ag-Cu, Firmilay-Jelenko), usando o microscópio eletrônico de varredura (MEV) e RX de energia dispersiva e espectroscópica (EDS). A perda de volume foi significativamente maior para a liga nobre quando comparada às ligas básicas, mas segundo os

autores esta perda não seria crítica para a adaptação clínica das restaurações. Foram encontradas partículas de alumínio embutidas em toda superfície das ligas jateadas. A limpeza em ultra-som removeu as partículas de sílica ou alumínio soltas da superfície, sugerindo então uma firme ligação da maior parte do alumínio e sílica na superfície da liga. Para os autores, estes resultados forneceram uma base para a explicação dos modos de falha adesiva nos testes de força de adesão, os quais poderiam possivelmente otimizar a adesão da resina.

McCaughey³⁹ (1993) fez considerações técnicas importantes sobre cimento resinoso Panavia, a importância do tratamento de superfícies metálicas pelo jateamento com óxido de alumínio, e sobre o processo da estanhagem para melhorar a união de ligas metálicas nobres com cimentos resinosos. Quanto ao cimento resinoso Panavia, considerou ser uma resina dimetacrilato incorporando grupos esteres fosfatados que se uniam bem ao esmalte condicionado por ácido, tendo mostrado muito boa resistência de união ($> 40\text{MPa}$) ao Ni-Cr jateado. Quanto ao jateamento de ligas de Ni-Cr, esta produziu uma superfície que compreende uma camada de óxidos microscopicamente áspera e limpa, que produziu bom molhamento pelos cimentos de resina. Deste modo a retenção micromecânica, junto com a adesão química pelos óxidos de ligas não preciosas pareceu serem responsáveis pela alta resistência de união da Panavia Ex-Kuraray. Quanto ao jateamento ou abrasão por ar com partículas de óxido de alumínio de 25, 50 ou $110\mu\text{m}$ disse ser um meio simples, barato e rápido de remover revestimento, que se tornou popular nas práticas de laboratório nos últimos anos e também pode ser usado como parte do preparo de superfícies de união de ligas antes da limpeza com vapor, degaseificação e aplicação da porcelana opaca. Além disto este tratamento é popular para as superfícies de contato de próteses adesivas fundidas em metal não precioso, quando são cimentadas com resinas adesivas do tipo Panavia. O jateamento da superfície interna

destas fundições tem mostrado aumentar a resistência à cimentação com cimento de fosfato de zinco, quando comparado aos métodos de solução de decapagem ou pérolas de vidro. A introdução de um bico fino nos jateadores de laboratório tornou possível direcionar o jato com mais acuidade e controle. A superfície jateada pode ser observada com grande facilidade, mesmo sem um microscópio antes da cimentação e não requer uma sessão extra no tratamento, diferentemente da ponte de Maryland, que deve ser atacada eletroliticamente. Pesquisas têm mostrado que se uma superfície recentemente jateada não for imediatamente cimentada, o melhor é a estocagem em água destilada, que é o meio que causa uma menor redução na resistência de união.

McConnell⁴⁰ (1993) fez uma revisão histórica sobre a união metal/resina; discutiu os diferentes tratamentos de superfície para ligas nobres e não nobres; comparou alguns dos agentes cimentantes de resina; fez considerações sobre a aplicação clínica da união metal/resina para reparar próteses fixas recobertas por porcelana e ainda sobre o potencial de união do amálgama adesivo. A respeito do preparo da superfície metálica para a adesão de cimentos resinosos às ligas metálicas considerou o jateamento como tratamento de eleição para ligas básicas por haver adesão química dos cimentos resinosos à camada de óxido formada. O jateamento com óxido de alumínio de 50µm, aumenta a área de superfície para a adesão e também reduz a espessura da camada de óxido, o que leva a uma união mais firme. Em estudos laboratoriais, o autor encontrou que a liga metálica básica cimentada uma semana após o jateamento teve força de adesão de 10 a 15% menor do que aquelas unidas imediatamente após o jateamento. Estudos *in vitro* mostram que o cimento Panavia tem alta resistência de união à ligas metálicas tratadas por jateamento. Este cimento mostrou maior resistência de união que o Comspan-Caulk aplicado à liga Rexillium III-Jeneric jateada. O Panavia também tem sido recomendado para coroas e

pontes convencionais. Excelentes resistências de união têm sido relatadas na literatura. Entretanto, como em todos os sistemas de resina, ocorrem contrações da ordem de 5 a 7 μ m e microinfiltração. Existem outros problemas quando se usa esta resina como um agente convencional de cimentação. Ela tem uma pequena resistência de união à dentina (6,9MPa). Entretanto esta união pode ser aumentada usando-se o adesivo Clearfil Photo Bond-Kuraray. Tem-se dito que sua espessura de filme é excessiva, podendo ser tão alta quanto 40 μ m.

Smith et al.⁶³ (1993) compararam a resistência de união e a durabilidade de três tipos de tratamentos de superfície de discos metálicos sujeitos a dois tipos de estresse ambiental para exposições de sete ou quarenta e dois dias. Os cimentos resinosos Panavia EX-Kuraray e Comspan-Caulk foram aplicados a discos metálicos de Ni-Cr (NP2-Austenite), jateados com óxido de alumínio. Os tratamentos de superfície consistiram de ataque eletroquímico para promover aspereza microscópica, silanização da superfície metálica ou aplicação do monômero ester fosfatado (um componente líquido do cimento resinoso Panavia). A resistência ao cisalhamento da união metal/cimento resinoso foi determinada depois da exposição; a sete dias de termociclagem (2.672 ciclos); ou 42 dias com 24 dias de termociclagem e 18 dias de estocagem em água a 37°C. O teste estatístico ANOVA mostrou que tanto o tipo de estresse ambiental como o tempo de exposição afetaram a resistência de união das superfícies eletroatacadas. Na exposição por sete dias, as superfícies cobertas por silanização produziram e mantiveram alta média de resistência ao cisalhamento de união (15,9 $\pm$ 2,3MPa). Entretanto, após 42 dias de exposição, a média de resistências de união diminuiu 30% (11,3 $\pm$ 2,2MPa), enquanto que a média de valores das uniões do éster fosfato essencialmente permaneceu a mesma (11,4 $\pm$ 3,0 MPa para 4 dias e 10,4 $\pm$ 2,2 MPa em 42 dias). A média das resistências de uniões eletro-atacadas foram as menores e decresceram 18% entre sete e 42

dias em água ($8,8 \pm 1,2$ Mpa para $7,2 \pm 3,0$ MPa) e 27% depois de 42 dias ($7,2 \pm 2,8$ para $5,3 \pm 1,8$ MPa). Os autores concluíram que o grupo silanizado exibiu a maior média de resistência de união à curto tempo, mas esta decresceu até igualar-se com a do grupo éster-fosfato depois de 42 dias. Entre os três tratamentos de superfície, em todos os testes, o ataque eletrolítico obteve o menor valor médio de união.

Salonga et al.⁶⁹ (1994) avaliaram *in vitro* a influência do conteúdo de cromo (Cr) na durabilidade e resistência de uniões entre ligas de Ni-Cr e cimento resinoso contendo 4-META, Superbond Opaque Ivory - Sun Medical. Para o experimento foram utilizadas três ligas de Ni-Cr (SB Bondloy I-Towa Giken, Nickel Light-Towa Giken e Now Chrom II- Towa Giken) com diferentes teores de cromo, assim como discos de Ni e de Cr (Furuuchi Chemical) quimicamente puros. Foram confeccionados dez pares de discos metálicos de cada grupo. Os discos foram jateados com óxido de alumínio de 50 μ m e cimentados com Superbond. Metade dos corpos-de-prova foi estocado em água por 37° por 24h, e a outra metade foi termociclada por vinte mil ciclos, após o que, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste mecânico de cisalhamento. Os resultados mostraram uma diminuição de resistência da união ao cisalhamento após 20 mil ciclos, sendo que esta foi menor para as ligas de maior teor de cromo. A média das resistências da união com Cr puro demonstrou uma diminuição de 15,2% enquanto que a média da resistência das de níquel puro demonstrou uma diminuição de 53,7%. Os resultados sugeriram que as ligas de Ni-Cr com maior teor de cromo seriam desejáveis para as restaurações aderidas com cimento de 4-META.

Asmussen et al.⁴ (1995) investigaram se existia relação entre a energia de aderência ao substrato metálico e o grau de ligação cruzada, assim como as características de molhamento dos agentes de cimentação experimentais baseados em resina. Foram medidas as energias de

aderência entre superfícies metálicas de Ni-Cr-Be (Rexillum III-Jeneric) jateadas e uma série de resinas experimentais por meio do teste de cunha, e calculado o grau de ligação cruzada da composição dos monômeros dos cimentos de resina. As características de molhamento foram medidas através da adesão e tensão de superfície dos componentes dispersivos e polares dos cimentos. Os resultados mostraram que a energia de aderência variou entre 22 e 81J/m² e foi influenciada pela natureza dos cimentos de resina. Aqueles com pequeno grau de ligação cruzada, assim como cimentos cujos monômeros eram relativamente polares, resultaram em altos valores de aderência. Embora outros metais possam não se comportar exatamente do mesmo modo, estes resultados podem ajudar na formulação de novos cimentos resinosos com maior poder retentivo. Os autores concluíram que existia uma relação entre a energia de aderência, o grau de ligação cruzada dos monômeros e as características de molhamento dos cimentos de resina utilizados.

Givan et al.¹⁹ (1995) avaliaram a resistência à tração da união de ligas de Ni-Cr (Biobond-Dentsply), Ni-Cr-Be (Rexillum III-Jeneric) e Co-Cr (Gobond-Dentsply) com o esmalte, assim como o modo de fratura do cimento 4-META (C&B Metabond-Parkell). Discos metálicos foram jateados com óxido de alumínio de 50µm e cimentados ao esmalte bovino sob carga de 2 Kg. Os corpos-de-prova foram ciclados em tensão até a falha ou submetidos a ciclagem (10⁶ ciclos) numa solução de Ringer a 37°C a 5Hz. Os padrões de fratura foram avaliados ao MEV em corpos-de-prova que falharam antes de 10⁶ ciclos. Os resultados indicaram diferenças entre todos os grupos de corpos-de-prova. A análise das falhas revelou fraturas coesivas mistas perto de ambas interfaces. Os resultados foram comparados com médias dos limites de fadiga de dois cimentos comerciais (Comspan-Caulk e Panavia-Kuraray). Ambos obtiveram melhores resultados que o cimento de 4-META quando cimentados em

liga de Ni-Cr. As conclusões foram que: a) os limites médios de fadiga tênsil para o cimento 4-META foram diferentes para as ligas examinadas. Os resultados, do melhor para o pior foram Ni-Cr-Be > Co-Cr > Ni-Cr; b) os corpos-de-prova examinados ao MEV que falharam antes de 10^6 ciclos tiveram fraturas mistas coesivas, com resina remanescendo no metal e interfaces de esmalte; c) a avaliação da fadiga tênsil pode ser clinicamente mais relevante que outras formas de teste *in vitro*.

Rubo & Pegoraro⁵⁷ (1995) procuraram um sucedâneo para as técnicas do ataque eletrolítico e silanização para condicionamento interno de fundições para prótese adesiva, que apesar de proporcionarem altas resistências da união metal/cimento resinoso, requerem equipamento oneroso de laboratório. Deste modo, avaliaram o cimento resinoso Panavia Ex cimentado a pares de discos de diferentes ligas metálicas e verificaram a influência da limpeza em ultra-som de discos metálicos antes da união com cimento resinoso. As ligas metálicas utilizadas foram Ni-Cr (Durabond-Gaucha/Marquart e Unibond-Unitek), Ni-Cr-Be (Co Span-Ceramometal e Biobond II-Dentsply), Cu-Al (Duracast MS-Gaucha/Marquart), Au-Ag-Cu (Wilkinson-Coimpa) e Au-Pd-Pt (Degudent U-Coimpa). Dez pares de discos de cada liga metálica foram obtidos a partir de padrões de cera moldados numa matriz. Os discos tinham 2mm de espessura e dois diâmetros: 10 e 12mm. Depois da fundição, os discos foram limpos e desgastados com discos de papel de granulação 600 para terem duas superfícies planas e depois submetidos a quatro ciclos térmicos para simular uma queima da porcelana. O espaçamento entre os discos foi de 60µm, conseguido através de uma fita adesiva perfurada. Antes da cimentação as superfícies foram tratadas de duas maneiras: para o grupo A, as superfícies foram abrasionadas com óxido de alumínio e limpas em água corrente e para o grupo B, as superfícies foram abrasionadas com óxido de alumínio e limpas com ultra-som por 2min em água destilada. O cimento resinoso Panavia foi aplicado às superfícies

internas do par de discos e mantidos sob força de 5kg por 6min. Depois da remoção do excesso, as margens foram cobertas com gel Oxyguard. Os pares de discos foram estocados em água a 37°C por 24h e submetidos aos testes de tração. Os autores concluíram que: a) os pares de discos de Durabond (Ni-Cr) jateados com óxido de alumínio e limpos em água corrente apresentaram a maior média de resistência de união metal/cimento resinoso. Seguiram-se em ordem decrescente os pares de discos de Co Span (Ni-Cr-Be), Unibond (Ni-Cr), Biobond II (Ni-Cr-Be), Duracast (CuAl), Wilkinson (AuAgCu) e Degudent U (AuPdPt); b) os melhores valores de médias de resistências de união para amostras sujeitas à abrasão e limpeza em ultra-som com água destilada foram respectivamente para os pares de discos de Co Span VS, Durabond, Unibond, Biobond II, Duracast, Wilkinson e Degudent U ; c) os corpos-de-prova tratados com limpeza em ultra-som exibiram os maiores valores de resistência da união, particularmente para os pares de discos de Degudent U que teve uma diferença estatisticamente significativa quando comparado aos outros corpos-de-prova. A análise estatística mostrou que as médias de resistências de união dos corpos-de-prova de Ni-Cr e Ni-Cr-Be foram superiores aos outros metais apesar do tratamento de superfície. Entre as ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be o Biobond II apresentou a menor média de resistência de união, e este valor foi estatisticamente significativo quando comparado às médias dos valores de resistências de união do Durabond e Co Span. As ligas de Cu-Al tiveram valor médio menor que o Ni-Cr e Ni-Cr-Be, mas foram similares às ligas de Au-Ag-Cu e muito superiores às ligas de Au-Pt-Pd.

Breeding & Dixon ⁸ (1996) avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de três ligas metálicas unidas ao esmalte através de um agente cimentante resinoso (Panavia OP-Kuraray). O objetivo do estudo era examinar o efeito da remoção da camada de óxido da superfície metálica pelo jateamento com óxido de alumínio, antes ou depois de um

ciclo simulado de *glaze*. Como controles foram usados grupos de ligas não jateadas e não estanhadas. Os autores prepararam áreas planas nas faces vestibulares de 110 incisivos humanos extraídos. Os dentes preparados foram embutidos em anéis com resina acrílica autopolimerizável. Os dentes foram estocados à temperatura ambiente em água deionizada. Foram obtidas 110 fundições retangulares (3X4mm), quarenta com liga altamente nobre (Olympia-Jelenko), quarenta com liga nobre (Jelstar-Jelenko) e trinta com liga básica (Rexillium III-Jeneric). Os três grupos de ligas foram divididos em subgrupos de dez peças, preparados para receberem diferentes tratamentos de superfície que incluíam, para todas as peças, uma seqüência simulada de queima de porcelana e adicionalmente, combinações de jateamento, *glaze* e estanhagem. Todas as peças metálicas foram unidas ao esmalte com o cimento Panavia e depois estocados à temperatura ambiente em água destilada deionizada por duas semanas. Os corpos-de-prova foram então termociclados em quinhentos ciclos entre 5 e 60°C, com um minuto de tempo de permanência nos banhos. Após a termociclagem os corpos-de-prova foram estocados por duas semanas adicionais em água destilada deionizada, para depois serem submetidos ao teste de resistência da união ao cisalhamento. Os resultados mostraram que para as ligas de Ag-Pd e Au-Pd, o melhor resultado foi, sucessivamente com queima simulada, *glaze*, jato de óxido e estanhagem (20,33 e 22,28MPa respectivamente). O melhor valor obtido foi com Ni-Cr-Be cimentado com Panavia OP com tratamentos sucessivos de queima, *glaze* e jato de óxido (35,56MPa). Com ligas nobres e altamente nobres os melhores valores foram obtidos com a estanhagem. As conclusões foram : a) as ligas nobres e altamente nobres estanhadas unidas ao esmalte condicionado, exibiram resistências médias de união ao cisalhamento similares às da liga básica; b) os corpos-de-prova de ligas nobres e altamente nobres jateados antes, mas não depois, do ciclo simulado de *glaze*, exibiram aumentos estatisticamente não significantes nas resistências de união ao

esmalte humano, comparados com as resistências médias de união de corpos-de-prova que foram jateados com óxido de alumínio, depois do ciclo simulado de *glaze*.

Coelho et al.¹¹ (1996) avaliaram o efeito de diferentes tipos de tratamentos de superfícies metálicas na resistência à tração da união de um cimento resinoso (Panavia-Ex-Kuraray) à uma liga básica de Ni-Cr (Durabond-Gaucha/Marquart). Os tratamentos de superfície foram: a) abrasão a ar com óxido de alumínio de 50µm e 75 libras de pressão; b) abrasão a ar com pérolas de vidro de 50µm; c) abrasão a ar com uma mistura de óxido de alumínio e pérolas de vidro; d) abrasão com óxido de alumínio e imersão em solução ácida de permanganato de potássio; e) abrasão a ar com óxido de alumínio e imersão em solução aquosa de permanganato de potássio. O permanganato de potássio foi incluído nesta pesquisa para verificar a resposta do cimento resinoso Panavia-Ex quando aplicado sobre uma superfície oxidada. Os resultados mostraram que: a) o maior valor médio de resistência de união foi obtido com a solução aquosa e a solução ácida de permanganato de potássio; b) não houve diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos com permanganato de potássio e o jateamento por óxido de alumínio; c) o Panavia-Ex mostrou-se confiável apresentando altos valores médios de união, quando comparado com estudos anteriores; d) a tentativa de criar uma camada de óxido foi desnecessária, o que não quer dizer que o mesmo seja aplicável para outros tipos de ligas.

Çötert & Öztürk¹² (1996) mensuraram a resistência à tração da união esmalte/resina/metal com três tipos de ligas: a) Ni-Cr sem Be (Wiron 88-BEGO); b) Ni-Cr sem Be (Wiroloy-BEGO); c) liga de Co-Cr (Wironit-BEGO) e quatro tipos de resinas: a) Panavia EX-Kuraray (BIS-GMA contendo um monômero éster fosfatado); b) Adhesive bridge cement ABC-Vivadent (baseado em dimetacrilato de uretano com um *primer* de

metal que contém grupos fosfato); c) Maryland Bridge Adhesive Cement MBA-Teledyne Getz (BIS-GMA); d) Concise-3M (BIS-GMA). Foram utilizados molares humanos extraídos, nos quais foram realizadas áreas planas nas superfícies vestibulares e linguais. Foram confeccionados quarenta discos de 4mm de diâmetro para cada tipo de liga. As fundições foram tratadas com jato de óxido de 50µm e limpas sucessivamente com banhos em ultra-som com solução de detergente neutro e com água destilada. Os discos foram limpos adicionalmente com etilacetato (Siliclean- Kulzer) para remover remanescentes de gordura que podiam estar presentes depois do banho em ultra-som com detergente. Após a cimentação, os corpos-de-prova foram estocados por quatro semanas em água destilada e submetidos ao teste de tração. Os autores concluíram que nenhum dos corpos-de-prova com Panavia mostrou falhas adesivas. Outros materiais (ABC e MBA) exibiram falhas nas interfaces resina-liga. Os autores apresentaram um novo método de avaliar falhas adesivas e coesivas através de percentagens.

Imbery & Eshelman²⁵ (1996) ponderaram que, apesar da evolução da prótese fixa adesiva desde seu aparecimento em 1973, somente 74% das próteses resistiram um período de quatro anos. Os autores comentaram que somente entendendo as limitações, indicações e desenho das próteses fixas adesivas, é possível ter-se longevidade aumentada e satisfação do paciente. Apesar da impressionante resistência de união *in vitro* entre liga metálica-resina frequentemente exceder a resistência resina-esmalte, as evidências clínicas sugeriam que as falhas ocorriam quase que exclusivamente na interface liga metálica-resina, embora muitos estudos *in vitro* dissessem o contrário. Na opinião dos autores, os fatores mais importantes para o sucesso clínico eram a seleção do caso e o preparo adequado do dente. Próteses com mais de um pântico ou um *cantilever*, retentores múltiplos, e a substituição de caninos maxilares eram geralmente contra-indicadas com este tipo de

prótese. Também constituíam contra-indicações a presença de bruxismo e outros hábitos parafuncionais. O tipo de oclusão também era de extrema importância; uma prótese num esquema mutuamente protegido deveria ter um melhor prognóstico do que uma oclusão com função de grupo. De acordo com os autores, deveria usar-se liga metálica com suficiente rigidez, como o Rexillum III-Jeneric, ou ainda o Rexillum V-Jeneric sempre jateados com óxido de alumínio antes da união com cimentos resinosos.

Knobloch et al.³¹ (1996) avaliaram a resistência da união ao cisalhamento de cilindros de Rexillum III-Jeneric unidos ao esmalte usando vários cimentos resinosos (Panavia OP-Kuraray, C&B Metabond-Parkell, Comspan-Caulk/Dentsply, Optibond-Kerr, Imperva Dual-Shofu e ABC Enhanced-Vivadent). Os cilindros metálicos (3,9mmØ X 6,0mm) sofreram uma simulação de queima de porcelana, jateamento com óxido de alumínio de 50 µm (pressão de 60-80 psi), banho de ultra-som em água destilada em por 5min e secos com ar isento de óleo. Os cilindros foram unidos a superfícies vestibulares de esmalte de molares humanos extraídos. Os dentes foram incluídos em resina epóxica, e o esmalte foi condicionado usando ácido fosfórico a 35% por 30s. A cimentação foi feita no máximo 5 min depois do jateamento conforme recomendado por Van der Veen et al.⁷³ (1988). Os corpos-de-prova foram estocados em água destilada por sete dias a 37°C 1.500 ciclos de 5 a 55°C em banhos aquosos com um tempo de espera em cada banho de 1min. As superfícies fraturadas foram avaliadas usando microscopia óptica e MEV. As conclusões foram: a) o cimento resinoso Panavia OP (43,87MPa) exibiu média de valor de resistência da união ao cisalhamento entre o Rexillum III e o esmalte dental significativamente maior do que o dos outros cimentos testados, incluindo do C & B Metabond (26,58MPa); b) o Comspan (34,99MPa) exibiu uma média de valor de resistência da união ao cisalhamento maior quando usado sozinho do que quando usado com

Optibond-Kerr (23,29MPa).

Matsumura et al.³⁸ (1996) avaliaram o efeito de *primers* ácidos na adesão de agentes cimentantes à uma liga de Co-Cr (Biocast-Jeneric). Discos da liga foram unidos à dentina bovina com oito combinações de cinco *primers* (Acryl Bond-Shofu, Cesead Opaque Primer-Kuraray, Metal Primer-GC, MR Bond-Tokuyama, Super Bond liquid-Sun Medical) e dois agentes cimentantes (Super Bond Opaque-Sun Medical e C&B Metabond-Parkell). A resistência da união ao cisalhamento foi determinada antes e depois da termociclagem. Os efeitos dos *primers* na força de união variou em função das combinações de *primers* e de agentes cimentantes. Após termociclagem, três grupos demonstraram força de adesão maior que a dos outros grupos: a) corpos-de-prova tratados com *primer* metacrilato-fosfato (Cesead Opaque Primer, 40,3MPa); b) corpos-de-prova aderidos com cimento de resina (Super Bond Opaque 37,0MPa); c) Uma combinação de ambos (43,4MPa). Segundo os autores, a liga de Co-Cr foi usada porque em alguns países europeus é proibido o uso de Ni-Cr-Be. Os autores concluíram que todos os *primers* para metal utilizados aumentaram a força de adesão entre a resina e o metal.

Stokholm et al.⁶⁵ (1996) avaliaram a resistência à tração da união de cimentos resinosos à uma liga nobre para metalo-cerâmica, depois de vários tratamentos de superfície. Foram feitas dezoito combinações clinicamente relevantes de agentes cimentantes, abrasão por partículas e tratamentos de superfície. Depois do tratamento de superfície, duas barras (metálicas) foram unidas entre si. Como agentes cimentantes foram usados os seguintes cimentos resinosos: cimento resinoso de polimerização *dual* (Twinlock-Kulzer) ou de polimerização química (Panavia EX-Kuraray, Panavia 21-Kuraray ou RBBC-Kerr). Os corpos-de-prova foram submetidos a ciclagem térmica (1.000 ciclos) entre 15°C e 60°C antes do teste. A maior resistência média da união foi obtida usando

o método de silanização MD/Twinlock (20,6 a 26,1MPa) ou com estanhagem/Panavia-EX (24,0MPa). A combinação estanhagem/Panavia 21 proporcionou resistências médias de união (18,1MPa) similares ao método estanhagem/Panavia-EX. O método de silanização MD resultou em resistências similares de união, sem ou com a adição de uma camada de opaco. O método de silanização tradicional obteve valores médios de resistência de união menores (8,0 a 12,4Mpa), e o método dos cristais de açúcar perdidos resultou em média de resistência de união de 15,4Mpa. As conclusões foram: a) a maior resistência de união foi obtida usando o método de silanização MD precedido pelo jateamento com partículas de óxido de alumínio (22,2MPa); b) a aplicação de uma camada de Dentacolor Opaco em corpos-de-prova tratados com silanização MD não influenciou na resistência da união (26,1MPa). A contaminação e posterior limpeza da camada de opaco não reduziu significativamente a média da resistência da união (20,6MPa); c) o antigo método de silanização resultou em valores significativamente menores (12,4MPa) da resistência da união do que o novo método de silanização MD; d) a cimentação de ligas jateadas unidas com Panavia-EX (24,0MPa) ou Panavia 21 (18,1MPa) resultou em alta média de resistência da união, mas foram encontrados também muitos valores baixos, especialmente com a Panavia-EX; e) o método dos cristais de açúcar perdidos obteve uma média moderadamente alta (15,1MPa) em relação ao sistema.

Yoshida et al.⁸³ (1996) compararam a durabilidade e a resistência à tração das uniões utilizando combinações de três *primers* adesivos com três cimentos resinosos unidos à ligas de Ag-Pd-Cu-Au (Castwell-GC) e Co-Cr (Metacast-Sun Medical). Foram usados os cimentos resinosos Imperva-Dual-Shofu, Panavia 21-Kuraray e Superbond C&B-Sun Medical. Os *primers* adesivos utilizados foram o Metal primer material-GC, V primer material-Sun Medical e o Cesead opaque primer-Kuraray. Os testes foram feitos em discos de metal de 6 e 10mm de diâmetro cimentados entre si

com cimentos resinosos. O tratamento de superfície utilizado foi o jateamento de óxido de alumínio 50µm por 15s com pressão de 0,5 MPa a uma distância de 5mm do metal. Após a cimentação os corpos-de-prova foram estocados em água a 37°C por 24h. e termociclados de 4^o a 60°C com vinte mil a cinquenta mil ciclos. Os resultados mostraram que a aplicação do *primer* nos pares de discos metálicos foi efetiva no aumento da resistência da união ao cisalhamento dos três cimentos resinosos unidos à liga de Ag-Pd-Cu-Au quando comparados com pares de discos sem *primer*. A liga de Co-Cr com Cesead Opaque Primer, seguida de cimentação com Imperva-Dual ou Superbond C&B apresentou as mais altas médias de resistência ao cisalhamento depois de cinquenta mil ciclos, e o cimento Panavia 21 não apresentou nenhuma diferença significativa na força de adesão de pares de discos sem *primer* ou com o Cesead Opaque Primer.

Dixon & Breeding¹⁴ (1997) mediram a resistência ao cisalhamento da união de ligas de ouro (Olympia - Jelenko) e Ni-Cr-Be (Rexillium III - Jeneric) cimentados ao esmalte humano com cimento resinoso Panavia 21-Kuraray. Após a queima simulada de porcelana, os cubos metálicos foram jateados com óxido de alumínio 50µm e limpos em banho de ultrassom. Após este processo, os cubos de ouro foram estanhados antes da cimentação. Como o fabricante do Panavia 21 recomenda não realizar o condicionamento ácido do esmalte, quando este for desgastado, foram separados grupos onde o esmalte do corpo-de-prova não recebeu condicionamento ácido antes da cimentação. Após estocagem por duas semanas em água deionizada à temperatura ambiente e termociclados (500 ciclos entre 5^o e 60°C), os corpos-de-prova foram cisalhados numa máquina de ensaios mecânicos Instron. Os autores concluíram que: a) a média de resistência da união ao cisalhamento obtida pelo Panavia 21 foi menor que a média obtida pelo Panavia OP num estudo anterior; b) a média da resistência de união ao cisalhamento dos corpos-de-prova de

Rexillum III e Olympia unidos a esmalte preparado e sem condicionamento ácido, foi significativamente menor do que a média dos corpos-de-prova cimentados a esmalte preparado e condicionado com o ácido do Panavia 21.

Ayad & Rosenstiel⁵ (1998) avaliaram a influência da estanhagem no assentamento marginal e na retenção de coroas totais. Através de uma máquina de desgaste modificada foram confeccionados preparos padronizados em 36 molares humanos extraídos. 36 coroas totais em liga áurica (Ney Oro B2-Ney Dental) foram confeccionadas. As coroas foram distribuídas em dois grupos, de acordo com o tratamento de superfície (abrasão de ar com óxido de alumínio 50µm por 10s, ou estanhagem por 3s), e cimentadas com cimento resinoso adesivo (Panavia-EX-Kuraray). Foi utilizado o MEV para avaliar as variáveis de superfície das fundições. Após termociclagem (1500 ciclos entre 5°C e 55°C com permanência de 1min) mediram a resistência à tração através de uma máquina de teste Instron. A adaptação marginal foi medida antes e após a cimentação. Aos resultados mostraram que a retenção foi significativamente diferente ($p < 0,001$), e a maior retenção (367N) foi verificada para coroas estanhadas. Para o assentamento marginal não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes. Os autores concluíram que a estanhagem após o jateamento por óxido de alumínio provou ser técnica previsível e simples para criar aspereza no metal, aumentar a área superficial para adesão e melhorar significativamente a retenção de coroas fundidas.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar e comparar a resistência adesiva da união de discos de liga metálica de Ni-Cr cimentados à dentina bovina, quando submetidos a ensaios mecânicos de cisalhamento, tendo como variáveis:

a) agentes de cimentação:

- cimento de fosfato de zinco
- cimento de ionômero de vidro modificado por resina
- cimento resinoso 3M
- cimento resinoso Panavia 21

b) tratamento de superfície do metal:

- jateado com óxido de alumínio
- não jateado;

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Preparo dos dentes

Foram utilizados neste estudo oitenta dentes bovinos (incisivos inferiores) íntegros e irrompidos, de aproximadamente três anos de idade (Figura 1a) provenientes de abatedouro da região da cidade de S. José dos Campos- SP*.

Após as extrações, os dentes foram limpos e imersos em água destilada. As raízes dos dentes foram desgastadas até o terço cervical num recortador de gesso sob refrigeração à água, para que os corpos de prova fossem padronizados com tamanho compatível ao requerido pela máquina de ensaios mecânicos.

As polpas dos dentes foram removidas pelos orifícios radiculares com o auxílio de uma lima endodôntica (Hedstroem–Maillefer) e feita uma cuidadosa lavagem da câmara pulpar com água destilada e sucção através de cânula endodôntica (Barasch Ind. Bras.).

Os dentes foram imersos em água destilada e congelados num freezer (-18°C) até o momento de sua utilização, sendo que o tempo de armazenamento foi por um período máximo de 28 dias (Tonami et al.⁷¹, 1996)

Os dentes foram retirados do congelador apenas pelo tempo mínimo necessário para a realização dos procedimentos da investigação, após o qual retornavam imediatamente à baixa temperatura, permitindo desta maneira, a manutenção da integridade dos componentes orgânicos da dentina.

Para controlarmos a espessura e profundidade da dentina, foi realizada uma abertura na face lingual dos dentes (através de ponta

* Projeto de pesquisa submetido e aprovado pela comissão de ética da FOSJC - UNESP. Documento nº 005/98

diamantada nº 3053 - KG Sorensen, em alta rotação) para medirmos com o auxílio de um espessímetro (Otto-Arminger & Cia Ltda Ind. Bras.) a distância entre a câmara pulpar e a superfície da dentina desgastada, após o embutimento e desgaste da superfície vestibular.

Após uma breve secagem com ar, foram feitos os vedamentos apicais e linguais com cera utilidade (Wilson-Polidental Ind. Bras.) para evitar a penetração do gesso no interior dos dentes, durante o processo de embutimento (Figura 1b).

O embutimento dos dentes foi realizado a partir de uma matriz confeccionada com silicona Rodhorsil (Clássico Artigos Odontológicos - Ind. Bras.). Os dentes foram embutidos em gesso pedra tipo IV (Kitasako³⁰, 1995) (Durone - Dentsply Ind. Bras.), usando-se a relação água/pó recomendada pelo fabricante.

Após a espatulação manual do gesso, este era vertido sobre a matriz de silicona, posicionada sobre um vibrador para diminuir a presença de bolhas. O embutimento dos dentes foi realizado tomando-se o cuidado de manter a face vestibular dos dentes à aproximadamente 1,5mm acima da superfície da matriz de silicona, para que após o desgaste, a superfície de dentina ficasse no mesmo nível da superfície do bloco de gesso (Figura 1c).

Depois da presa do gesso, as faces vestibulares dos dentes foram aplainadas, expondo a superfície dentinária através de uma máquina recortadora de gesso (Kohl Baco S.A.- Ind. Bras.) sob refrigeração com água, para minimizar o aquecimento friccional do desgaste.

Para regularizar as superfícies dentinárias expostas, os blocos de embutimento sofreram a ação de lixas d'água de granulações 240, 400 e 600 (3M do Brasil), sempre sob refrigeração com água, para que a *smear layer* resultante fosse uniforme sobre a superfície de dentina (Pashley et al.⁵², 1995). O tempo de ação de cada lixa foi padronizado em 15s e realizado manualmente, com movimentos circulares e tentando manter uma pressão uniforme e constante.

Após o desgaste com as lixas, os blocos de embutimento eram lavados em água corrente.

Para a padronização das espessuras de dentina, removiam-se o gesso e a cêra da região lingual dos dentes, para então colocarmos uma das pontas do espessímetro dentro da câmara pulpar, e a outra ponta na face vestibular da superfície de dentina (Figura 1d). Este procedimento de mensuração foi executado durante o desgaste da superfície vestibular no recortador de gesso e também depois da ação das lixas d'água. Desta forma padronizamos a espessura de dentina residual entre 1,7 a 2,0mm, ficando numa área de trabalho considerada como dentina superficial (Nakamichi et al.⁴⁶, 1983).

A partir de então, os blocos foram imersos em água destilada e mantidos à temperatura de 4°C, em refrigerador, até a sua utilização para os procedimentos de adesão propriamente ditos ($\pm 14h$).

4.2 Preparo dos discos metálicos

Os discos metálicos foram obtidos através da usinagem de cilindros metálicos fundidos em liga de Ni-Cr (Durabond MS- Dental Gaúcho Marquart e Cia. Ltda, Ind. Bras.) de 4cm de comprimento por 7mm de diâmetro. Os cilindros foram torneados num diâmetro de 5mm e seccionados transversalmente em espessuras de 3mm, num torno mecânico industrial (Nardini TB120). Os cilindros metálicos foram obtidos a partir da inclusão de cilindros de cera (Kota Ind. Bras.) em revestimento fosfatado (Bego, Alemanha), e fundidos em liga de Ni-Cr em laboratório comercial.

Os discos de Ni-Cr foram confeccionados com alívio de 40 μ m de profundidade, menos na borda periférica, para simular o espaçamento realizado em troquéis e dar espessura ao agente cimentante. Desta forma, obtivemos discos metálicos com uma borda periférica de 0,5mm, e uma região interna aliviada de 4mm de diâmetro (Figura 2a).

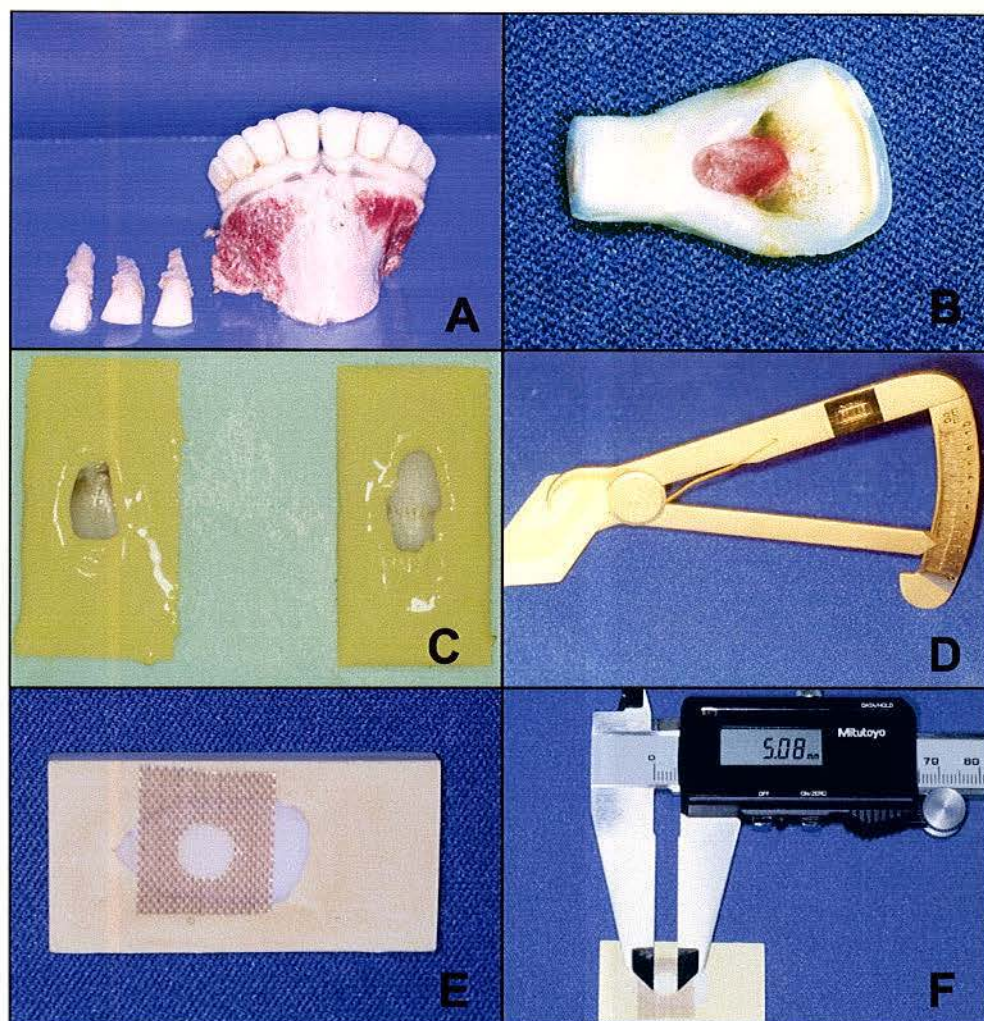


FIGURA 1 - a) incisivos bovinos anteriores; b) abertura lingual e selamento com cera; c) inclusão em gesso pedra; d) padronização da espessura da dentina; e) delimitação da área de teste; f) medição da área de teste.

Os discos metálicos sofreram tratamento térmico num forno cerâmico automático (Phoenix - Dentsply - USA), simulando um ciclo de queima da aplicação de cerâmica. (Breeding & Dixon⁸, 1996; Rubo & Pegoraro⁵⁷, 1995). Após o ciclo, os discos eram acondicionados em potes com água destilada.

Metade dos discos (quarenta) foram tratados com jato de óxido de alumínio de granulação 50µm, a uma distância de 0,5 a 1,0cm por 15s, banho em ultra-som (Thorntom - Ind. Bras.) com solução de detergente neutro (5min) seguido de banho em ultra-som com água destilada (5min). A outra metade dos discos (quarenta) foram apenas submetidos aos dois banhos em ultra-som, sem jateamento (Figura 2b).

Para evitar o excesso de formação de óxidos, os discos foram mantidos na cuba do ultra-som e retirados apenas no momento da cimentação (Van der Veen et al.⁷³, 1988; Aboush¹, 1992; Knoblock et al.³¹, 1996).

4.3 Técnica de cimentação

Para os procedimentos de cimentação, os blocos de gesso foram retirados do refrigerador e a superfície dentinária foi limpa com pedra pomes e água, com auxílio de escova de Robinson montada em micromotor de baixa velocidade, por 10s, para a remoção de possíveis detritos, e lavada com Tergentol (Inodon-Ind. Bras.) para a eliminação de resíduos oleosos provenientes do micromotor. Após a lavagem com Tergentol, a superfície dentinária era lavada com um jato de água e seca com pequenos pedaços de papel absorvente.

A delimitação das áreas de prova foram feitas com uma fita adesiva de teflon vazada em forma circular com 5mm de diâmetro (Figura 1e e 1f) interno empregando-se um perfurador.

Os dentes incluídos em gesso foram divididos em dois grupos de quarenta dentes divididos aleatoriamente, sendo que um grupo recebeu os discos de Ni-Cr jateados pelo óxido de alumínio, e o outro grupo os discos não jateados.

Os discos metálicos foram cimentados às superfícies de dentina com quatro agentes cimentantes: cimento de fosfato de zinco; CIVMR; Cimento Resinoso 3M; e cimento resinoso Panavia 21 (Quadro 1 e 2).

Quadro 1 - Distribuição dos grupos e subgrupos conforme o tratamento de superfície e agentes cimentantes utilizados

Tratamento de superfície	Agentes cimentantes				total
	cimento de fosfato de zinco GRUPO A	CIVMR GRUPO B	Cimento Resinoso 3M GRUPO C	cimento res. Panavia 21 GRUPO D	
sem jato de óxido (1)	10	10	10	10	40
com jato de óxido (2)	10	10	10	10	40
total	20	20	20	20	80

Quadro 2-Materiais empregados na cimentação, fabricantes e números dos lotes

Cimento	Fabricante	Lote
Fosfato de zinco SS White	SS White artigos dentários RJ – Brasil	00M
CIVMR - Fuji Plus	GC Co. Tokio – Japan	nº 250671
Sistema adesivo Scotchbond Multi-Use Plus + Cimento Resinoso 3M	3M Dental Products St Paul – USA	nº 19957006 nº 19960506
Cimento resinoso Panavia 21	Kuraray Co. Ltd Osaka – Japan	nº 61200

Quadro 3 - Composição química dos cimentos utilizados (principais componentes)

Cim. de fosfato de zinco - S S White Pó - óxido de Zinco, óxido de Manganês Líquido - ácido fosfórico, água, fosfato e alumínio	CIVMR - Fuji Plus Pó - pó de vidro de alumínio-silicato Líquido – ácido poliacrílico, 2-hidroxiethylmetacrilato, di-2-metacriloxietil-2,2,4 trimetil hexametileno dicarbamato e ácido tartárico
Cim. Resinoso- 3M Pasta - bisfenol-A-diglicil eter metacrilato (Bis-GMA), trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) e carga inorgânica de Zircônia/Sílica Scotchbond Multi-Use Plus primer - 2 hidroxiethylmetacrilato (Hema), copolímero do ac. polialcenóico adesivo - bisfenol-A-glicidil eter dimetacrilato (Bis-GMA), 2 hidroxiethylmetacrilato(Hema)	Cim. resinoso - Panavia 21 Pasta – 10-metacriloyloxydecil dihydrogen fosfato (MDP), bisfenol-A-polietoxi dimetacrilato, dimetacrilato hidrofóbico, dimetacrilato hidrofílico, sílica, peróxido de benzoila, óxido de titânio silanizado ED Primer - 2-hidroxiethylmetacrilato, 10-metacriloyloxydecil dihydrogen fosfato, ácido 5-aminosalicílico N-metacryloyl (5-NMSA), NN-dietanol, água, P-toluidine

Para que tivéssemos uma força de cimentação estática, um delineador (Bio Art - Ind. Bras.) foi modificado para servir de guia de cimentação, e desta forma os discos eram posicionados corretamente na área de cimentação. As alterações realizadas no delineador foram: a)troca do braço horizontal articulado por um braço fixo; b)reposição da haste vertical móvel com mandril, pois no produto de fábrica original do braço horizontal fixo vem montado uma haste vertical móvel sem mandril; c)remoção da mola da haste vertical móvel; d)remoção do parafuso superior da haste vertical móvel e montagem de uma plataforma torneada em metal (confeccionada especialmente para o experimento) para a sustentação do peso (Figura 2c).

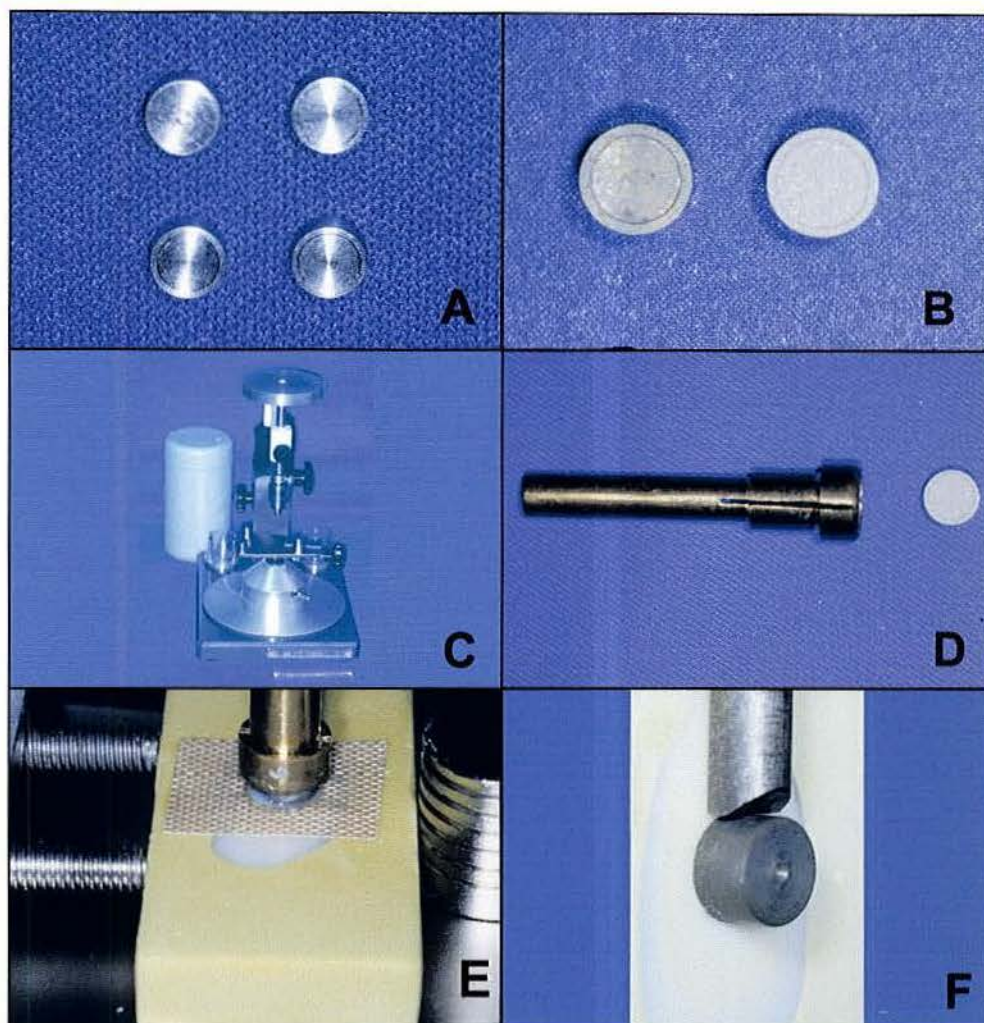


FIGURA 2 - a) discos de Ni-Cr torneados; b) discos metálicos não jateado e jateado; c) delineador modificado; d) pinça metálica para posicionamento dos discos; e) cimentação do disco metálico; f) teste de cisalhamento

A força de cimentação foi de 2Kgf, e esta força era obtida através de um peso posicionado na plataforma superior do delineador durante o processo de cimentação.

Para que não houvesse contato manual com o disco metálico e pudéssemos prender o disco na guia de cimentação, foi confeccionada uma pinça que era presa ao mandril do delineador. Esta pinça foi obtida num torno mecânico industrial e consistia de um cilindro metálico de latão, onde numa das extremidades foi torneada uma cavidade de 1,5mm de profundidade por 5mm de diâmetro interno. A pinça possuía um corte central para que as paredes pudessem ser ativadas e desta forma soltar o disco quando nela estivesse posicionado (Figura 2d).

Para prender o bloco de gesso na platina do delineador, foi fabricado um dispositivo de alumínio contendo dois parafusos para que o pino móvel da platina prendesse o bloco de gesso.

Estando preparados tanto o disco como a superfície dentinária para a cimentação, o material de cimentação era misturado e aplicado sobre o disco numa fina camada através de um pincel ou espátula. Soltava-se o parafuso da haste vertical móvel do delineador e o disco era então cimentado à superfície dentinária, quando então era posicionado o peso na plataforma superior do delineador e mantido pelo tempo recomendado pelo fabricante do cimento (Figura 2e).

Para cada agente de cimentação, foram seguidas as instruções dos respectivos fabricantes conforme descrito abaixo, e divididos conforme Quadro 1:

- a) grupo A - foi considerado como grupo controle, e para a cimentação com cimento de fosfato de zinco, foi utilizado o proporcionador pó/líquido do próprio fabricante numa proporção de uma medida de pó para quatro de líquido. Na placa de vidro o pó era dividido em quatro partes, sendo que a última parte era dividida novamente em duas partes. Para a espatulação,

primeiro foram adicionadas ao líquido as partes maiores do pó, sempre utilizando uma ampla área da placa de vidro. O tempo de espatulação foi de aproximadamente 1,5min, quando então a mistura era pincelada sobre a superfície do disco metálico. Para a remoção do corpo-de-prova do aparelho para cimentação, aguardava-se aproximadamente 4min;

- b) grupo B - para a cimentação com cimento de ionômero de vidro modificado por resina, foi feito o condicionamento da dentina por 20s, através do *Fuji Plus conditioner*, lavagem com água por 10s e secagem com ar. Para proporcionar o cimento foi utilizado uma colher dosificadora fornecida pelo fabricante, numa proporção de uma colher de pó para uma gota de líquido, quando então o cimento era misturado por 20s e então aplicado com uma espátula sobre a superfície do disco. Após a cimentação, aguardava-se por aproximadamente 5min para então remover o corpo-de-prova do aparelho;
- c) grupo C - para a cimentação com o Cimento Resinoso 3M, foi utilizado primeiro o agente de união *Scotchbond Multi-Purpose Plus*. O condicionamento da dentina foi feito com: ácido fosfórico a 35% por 15s; seguido de lavagem com água por 15s; secagem por aproximadamente 2s; aplicação do ativador (1,5); secagem por 5s; aplicação do *primer* (2); secagem por 5s; aplicação do catalizador (3,5) na dentina e na superfície do disco metálico. Para a cimentação propriamente dita, foram dispensados das seringas duas partes iguais do cimento que foram espatuladas e aplicadas com uma espátula plástica sobre a superfície do disco metálico. Após a justaposição das superfícies, os excessos foram removidos com auxílio de almofadas de algodão que acompanham o estojo do cimento. Para a remoção do corpo-de-prova, aguardava-se aproximadamente 6 min;

- d) grupo D - para a cimentação com cimento resinoso Panavia 21, o condicionamento da dentina foi realizado da seguinte forma: colocava-se uma gota do líquido A + uma gota do líquido B do ED Primer no casulo fornecido pelo fabricante e misturava-se por $\pm 3s$; aplicava-se a mistura com uma esponja que acompanha o produto, e aguardava-se por 60s; procedia-se uma leve secagem por $\pm 3s$. Colocava-se sobre o papel de espatulação comprimentos iguais das pastas do cimento, dando uma volta no dispensador. O cimento era misturado por $\pm 25s$ e aplicado sobre a superfície do disco metálico com uma espátula plástica. Após a justaposição das superfícies, o excesso de cimento era removido através de um pincel e aplicado o Oxiguard II na borda da união. Após $\pm 3min$ retirava-se o corpo-de-prova do aparelho e removia-se o Oxiguard com o *spray* ar/água.

No processo de cimentação, para a remoção dos corpos-de-prova do delineador, soltava-se o parafuso que prendia o conjunto na platina, levantava-se a haste vertical móvel juntamente com o corpo-de-prova, e com o auxílio de uma espátula de cera nº24 (Duflex Ind. Bras.) promovia-se um movimento de cunha na pinça que sustentava o corpo-de-prova. Desta forma o corpo-de-prova soltava-se por ação da gravidade sem que imprimíssemos nenhum tipo de força sobre a mesma.

Após a cimentação, os corpos-de-prova foram estocados em estufa a 37^o C por 24h, dentro de cubas contendo água destilada.

4.4 Teste de resistência das uniões ao cisalhamento

Os corpos-de-prova, devidamente identificados, foram secos com papel toalha e posicionados um a um, em uma base metálica que foi

acoplada numa máquina de ensaios mecânicos computadorizada (Instron 4301, com uma célula de 500Kg de carga) do Centro de Pesquisas Aeroespaciais (CTA - SJC).

O ensaio mecânico realizado foi o de cisalhamento, e a velocidade da ponta de 0,5 mm/min. A ponta metálica tinha o formato de meia cana, com uma das extremidades biselada e uma superfície plana.

Para o teste, foi idealizada uma base metálica para posicionamento dos corpos-de-prova na máquina de ensaios, e na base superior móvel foi adaptada a ponta metálica de maneira que posicionado o corpo-de-prova, a porção plana da ponta descresse tangenciando à superfície vestibular do dente na interface cimento/dentina, realizando desta forma a tensão de cisalhamento, até que houvesse o rompimento da união adesiva (Figura 2f).

Os resultados obtidos em Kgf foram registrados e transformados em MPa pelo computador para serem submetidos à análise estatística, onde $1\text{MPa} = 0,102\text{Kgf/mm}^2$.

Os dados obtidos foram analisados pelo método estatístico de análise de variância (ANOVA) a dois critérios fixos.

4.5 Análise das fraturas em microscopia óptica

Após os ensaios mecânicos de cisalhamento, os corpos-de-prova foram analisados em lupa estereoscópica (Stemi 2000-Karl Zeiss, Alemanha). Foi realizada uma análise de cada corpo-de-prova na superfície fraturada para identificarmos os tipos de fraturas, que foram classificados em:

- a) fratura adesiva na dentina = quando a fratura ocorria entre a dentina e o cimento (Figura 3a);

- b) fratura adesiva no metal = quando a fratura ocorria entre o metal e o cimento (Figura 3b);
- c) fratura mista = quando uma parte da fratura ocorria entre o cimento e a dentina, e a outra parte, entre cimento e metal (Figura 4);
- d) fratura coesiva do cimento = quando a fratura ocorria dentro da camada de cimento, ficando o metal e a dentina com uma fina camada de cimento aderida (Figura 5a);
- e) fratura coesiva da dentina = quando fraturou-se uma parte da dentina, ficando esta aderida ao cimento (Figura 5b).

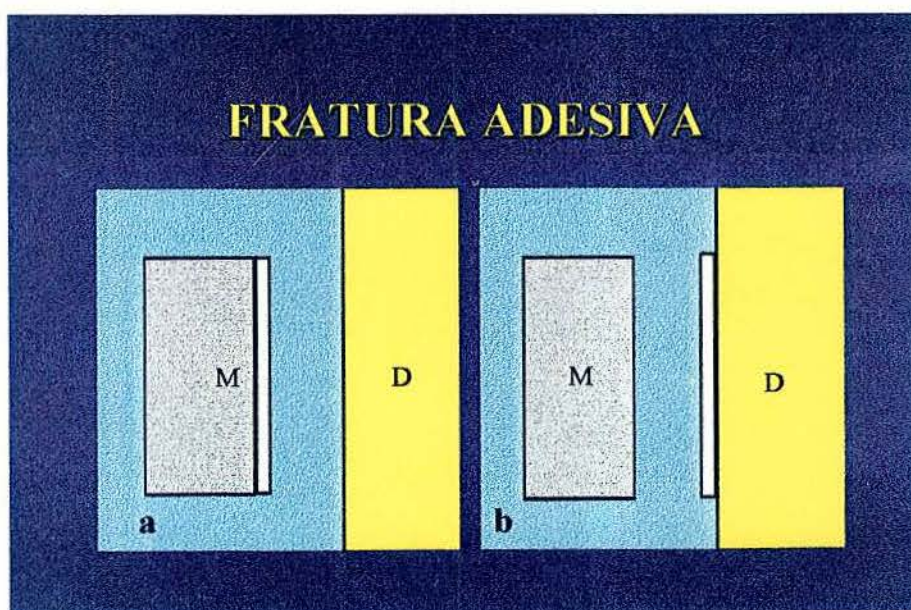


FIGURA 3 - a) Figura esquemática de fratura adesiva na dentina; b) fratura adesiva no metal.

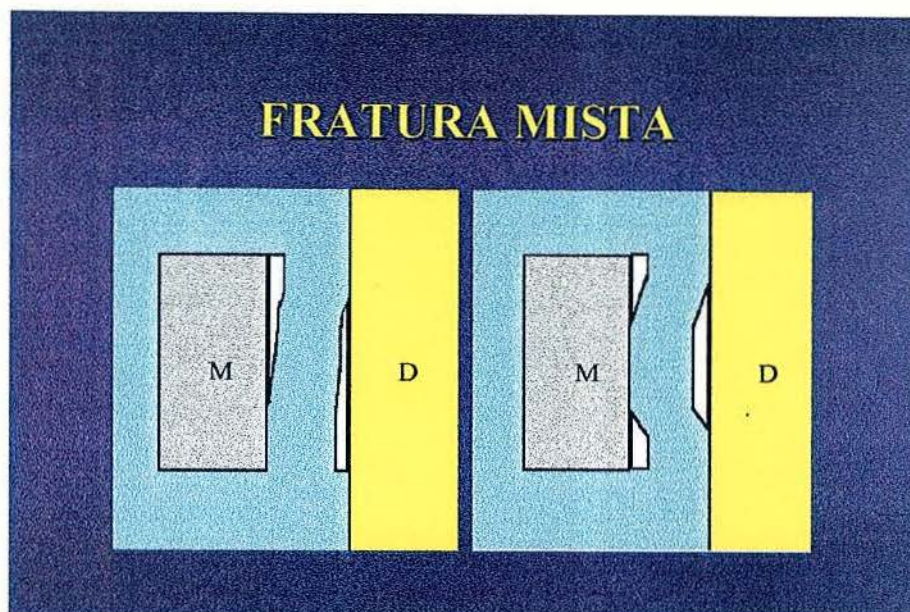


FIGURA 4 - Figura esquemática de fratura mista.

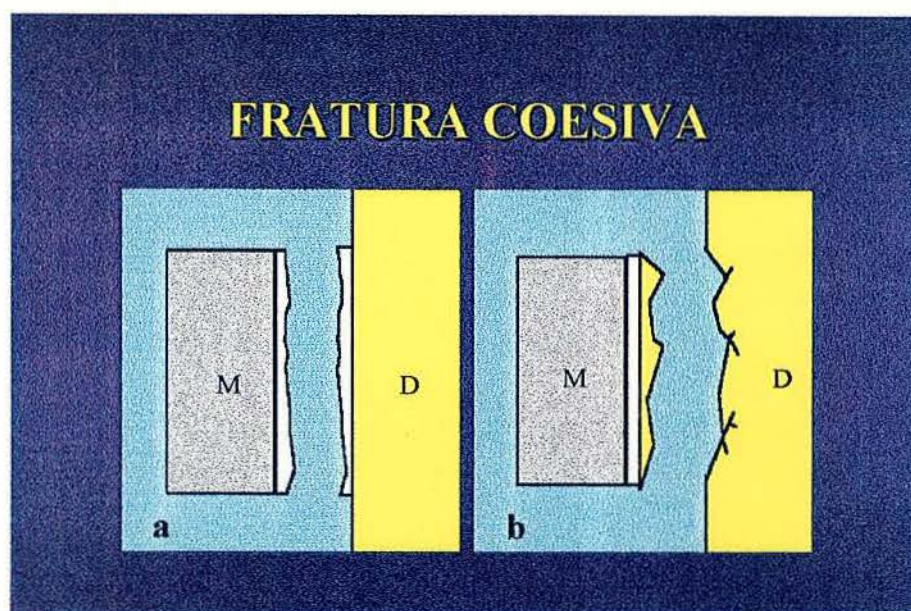


FIGURA 5 - a) fratura coesiva do cimento; b) fratura coesiva da dentina.

5 RESULTADOS

Tendo em vista o nosso interesse em analisar o efeito do tratamento de superfície dos discos de Ni-Cr para cimentação com quatro tipos de agentes cimentantes diferentes, efetuamos o experimento fatorial do tipo 2 x 4. Ou seja, consideramos duas variáveis independentes. O primeiro fator, relativo ao tratamento de superfície dos discos de Ni-Cr, apresenta dois níveis: com e sem jateamento de óxido de alumínio. O segundo fator, relativo ao tipo de agente cimentante, apresenta quatro níveis a saber: cimento de fosfato de zinco, CIVMR, cimento resinoso 3M e cimento resinoso Panavia 21.

O experimento apresenta oito condições experimentais, em comparação, sendo dez réplicas em cada condição experimental. Obtivemos, portanto, oitenta dados a serem analisados pelo método estatístico de análise de variância (ANOVA) a dois critérios fixos.

O nível de significância adotado para rejeitarmos a hipótese de igualdade entre os efeitos desencadeados pelos fatores, bem como os da interação entre os fatores, foi o valor convencional de 5%. Verificamos a possibilidade de rejeitarmos as hipóteses de igualdade referentes aos seguintes casos: a) os tipos de cimentos não diferem; b) os tipos de tratamento de superfície não diferem; c) o efeito do tratamento de superfície independe do tipo de cimento.

Quando foi possível rejeitarmos as hipóteses mencionadas nos casos acima, então, efetuamos o teste de Tukey, ao nível de 5%, para detectar em quais níveis deu-se a diferença.

Os dados obtidos experimentalmente nos ensaios mecânicos de cisalhamento, são apresentados na Tabela 1 e representados graficamente por meio das Figuras 6 a 8.

Tabela 1- Dados de resistência ao cisalhamento (MPa)

Fosfato de zinco		CIVMR		Cim. Resinoso 3M		Cim. resinoso. Panavia 21	
S/ jato	C/ jato	S/ jato	C/ jato	S/ jato	C/ jato	S/ jato	C/ jato
(1)*	(2)*	(3)*	(4)*	(5)*	(6)*	(7)*	(8)*
0,43	3,50	18,95	18,78	8,56	7,99	16,39	15,62
0,63	4,40	12,69	18,62	12,43	17,02	17,37	18,72
1,38	3,22	18,02	19,68	16,24	14,98	16,94	18,34
0,73	3,39	11,94	13,54	15,55	24,46	21,88	20,73
2,76	3,94	19,10	13,81	6,92	12,66	18,96	16,88
0,04	3,42	15,78	18,70	5,62	16,94	23,54	14,06
1,12	2,14	16,73	17,29	11,04	9,83	14,17	24,29
1,32	3,61	15,15	11,37	12,08	7,77	17,72	13,73
0,61	3,01	20,03	19,07	9,58	20,94	12,34	22,28
0,81	2,91	18,63	14,86	15,99	25,54	19,46	18,28
média							
0,98	3,35	16,70	16,57	11,40	15,81	17,87	18,29
2,17		16,63		13,61		18,08	
desvio padrão							
0,7453	0,6058	2,7762	2,9216	3,7745	6,4180	3,3257	3,4296

* Condições experimentais

Na Tabela 1, podemos visualizar os dados obtidos de resistência da união ao cisalhamento, as médias e desvios padrão para cada condição experimental, sendo que para cada uma das oito condições experimentais, identificamos numericamente de 1 a 8 entre parênteses. Também podemos observar que os números pares correspondem aos discos tratados com jato de óxido, e os números ímpares correspondem aos não jateados.

Os dados também podem ser visualizados mediante o desenho esquemático tipo *BOX and WHISKER PLOT*. 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 da amostra. Assim, nas Figuras 6, 7 e 8, representamos os casos a (agente cimentante), b (tratamento de superfície do metal) e c (agente cimentante x tratamento de superfície do metal).

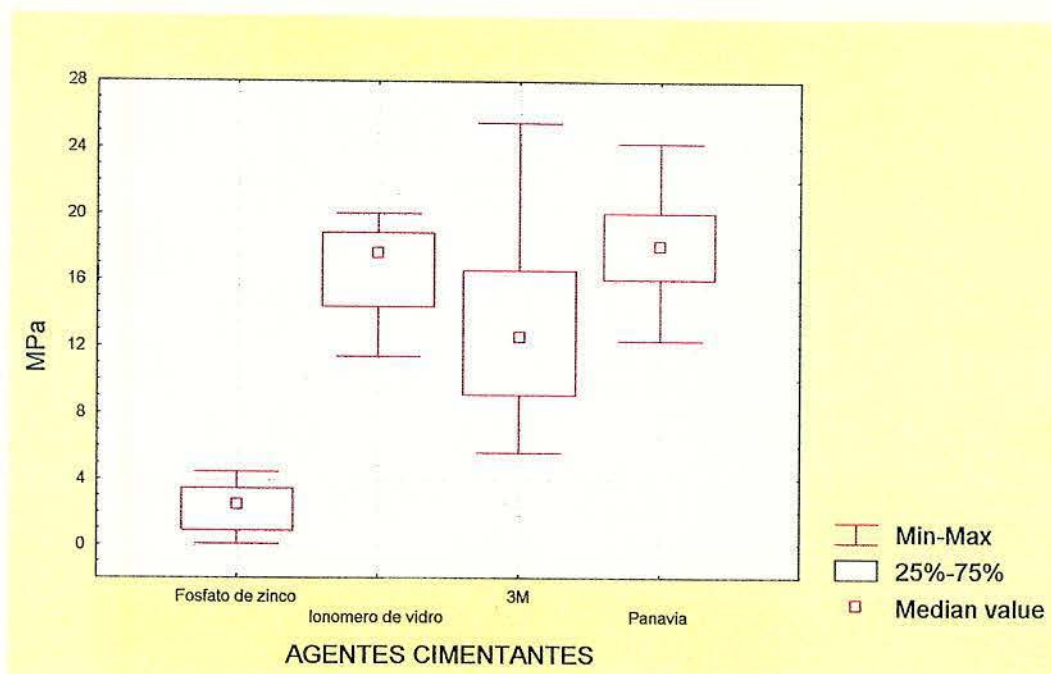


FIGURA 6 - Desenho esquemático (tipo BOX and WHISKER PLOT) dos dados de resistência ao cisalhamento, segundo o tipo de agente cimentante.

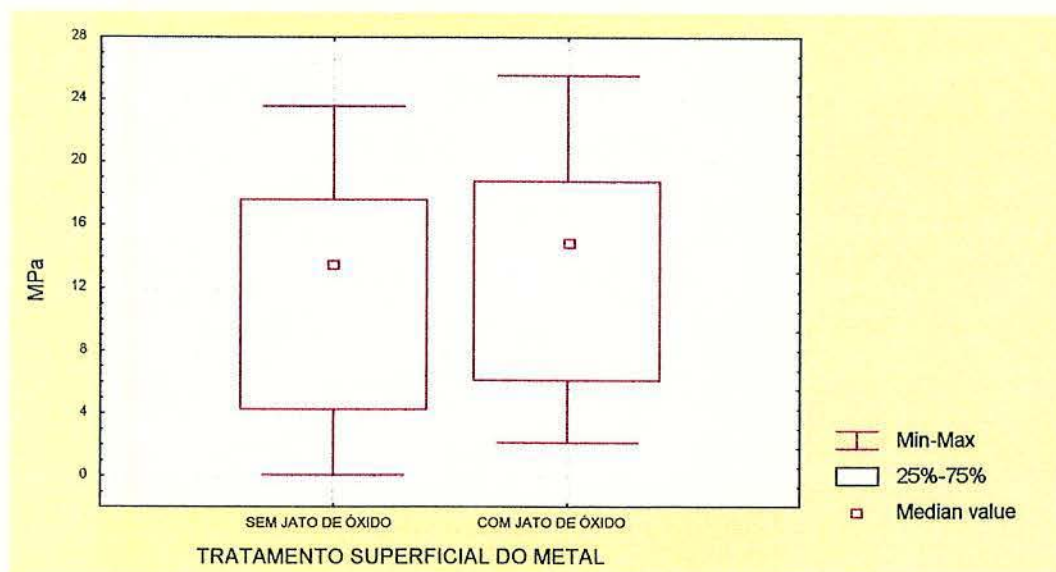


FIGURA 7 - Desenho esquemático (tipo BOX and WHISKER PLOT) dos dados de resistência ao cisalhamento, segundo o tratamento de superfície do metal.

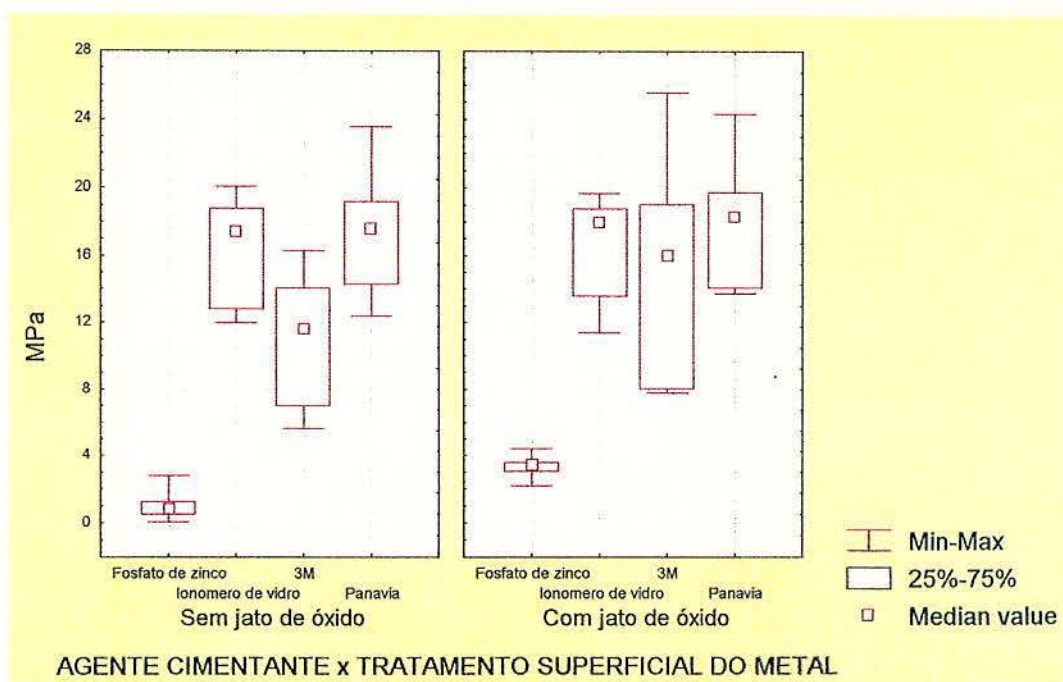


FIGURA 8 - Desenho esquemático (tipo BOX and WHISKER PLOT) dos dados de resistência ao cisalhamento, segundo agente cimentante e tratamento de superfície do metal.

Esses dados, denotam heterogeneidade em termos de dispersão de valores em relação à média. Após uma transformação do tipo raiz quadrada, recomendada por Zar⁸⁴ em 1984 e Box et al.⁷ em 1997 (pelo fato de ser próximo a 0,5 o valor do declive da reta de regressão do diagrama de dispersão das variáveis média e desvio padrão, correspondentes às condições experimentais), os dados foram submetidos ao teste estatístico da ANOVA, mediante o programa computacional STATÍSTICA FOR WINDOWS (versão 4.2, 1993), que nos permitiu rejeitar a hipótese de igualdade dos casos a, b e c, mencionados anteriormente. Os valores de prova obtidos no teste são apresentados na Tabela 2, mostrada a seguir:

Tabela 2 - Resultados da análise de variância para os dados da Tabela 1, após a transformação do tipo raiz quadrada

Efeitos	F	p, valor de prova
Cimentos (C)	154,76	0,0000
Trata/ de superfície (TS)	11,31	0,0012
Interação: C X TS	3,63	0,0167

nível de significância $p < 0,05$

Vimos a possibilidade de rejeitarmos a hipótese de igualdade de efeito em relação ao tipos de cimentos, caso a. Obtivemos valores médios de: 2,17MPa para o cimento de fosfato de zinco; 16,63MPa para o CIVMR; 13,61MPa para o cimento resinoso 3M; e de 18,08MPa para o cimento resinoso Panavia 21. Esses valores diferem entre si do ponto de vista estatístico, conforme Quadro 4.

Quadro 4- Resultados do teste de Tukey (5%) para os agentes cimentantes

Comparações	Cimento de Fosfato de zinco	CIVMR	Cimento Resinoso 3M	Cimento res. Panavia 21
Cimento de Fosfato de zinco	-----	s	s	s
CIVMR		-----	s	ns
Cimento Resinoso 3M			-----	s

s = as médias apresentam diferença estatisticamente significativa

ns = as médias não diferem do ponto de vista estatístico

Analisando o Quadro 4, podemos observar uma diferença significativa entre a média da resistência do cimento de fosfato de zinco e os outros cimentos, sendo que a média obtida pelo cimento de fosfato de zinco (2,17MPa) foi muito inferior a dos outros cimentos. O CIVMR apresentou diferença significativa em relação à média do cimento resinoso

3M, porém não diferiu do cimento resinoso Panavia 21. O CIVMR obteve média superior à do cimento resinoso 3M, 16,63MPa contra 13,61MPa respectivamente. O cimento resinoso Panavia 21 diferiu da média de resistência do cimento resinoso 3M, sendo que a média de resistência do cimento Panavia foi de 18,08MPa contra 13,61MPa do cimento resinoso 3M.

Também vimos a possibilidade de rejeitarmos a hipótese de igualdade de efeito em relação ao tipo de tratamento da superfície metálica, caso b. Obtivemos valores médios de 13,51MPa para as cimentações com superfícies metálicas tratada com jato de óxido de alumínio e de 11,74MPa para as cimentações com superfícies sem tratamento de jato de óxido de alumínio, indicando assim, uma melhor união dos grupos que receberam os discos metálicos com tratamento de jato de óxido de alumínio.

Quanto ao efeito da interação entre as variáveis: cimento x tratamento de superfície, os resultados do teste de Tukey (5%) são apresentados no Quadro 5.

Quadro 5- Resultados do teste de Tukey (5%) para o efeito interação cimento X tratamento de superfície

CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS								
Comparações	1	2	3	4	5	6	7	8
1	-----	s	s	s	s	s	s	s
2		----	s	s	s	s	s	s
3			-----	ns	s	ns	ns	ns
4				----	s	ns	ns	ns
5					----	ns	s	s
6						-----	ns	ns
7							----	ns

s = as médias apresentam diferença estatisticamente significante

ns = as médias não diferem do ponto de vista estatístico

1 = Fosfato de zinco sem trat. de sup.

2 = Fosfato de zinco com trat. de sup.

3 = CIV modificado sem trat. de sup.

4 = CIV modificado com trat. de sup.

5 = Cim. res. 3M sem trat. de sup.

6 = Cim. res. 3M com trat. de sup.

7 = Cim. res. Panavia sem trat. de sup.

8 = Cim. res. Panavia com trat. de sup.

Através do Quadro 5, podemos observar que o grupo do cimento de fosfato de zinco (grupos 1 e 2), teve diferença significativa em relação a todos os outros grupos. Comparando-se este quadro com a Tabela 1, podemos verificar que houve uma diferença significativa entre o grupo do cimento de fosfato de zinco sem tratamento de superfície (1) e o grupo de cimento de fosfato de zinco com tratamento (2), sendo que a média de resistência ao cisalhamento aumentou quando os discos eram jateados.

O CIVMR (grupos 3 e 4) não apresentou diferença significativa em comparação ao cimento resinoso Panavia (grupos 7 e 8) e ao cimento resinoso 3M com tratamento de superfície (6), porém teve uma diferença significativa em relação ao cimento resinoso 3M sem tratamento de superfície (5), sendo que a média obtida pelo CIVMR foi superior ao cimento 3M sem tratamento. Comparando-se este quadro com a Tabela 1, podemos verificar que não houve diferença significativa entre o CIVMR com tratamento de jato de óxido no metal e o sem tratamento. Sendo que o CIVMR sem tratamento obteve uma média de 16,70 MPa contra 16,57MPa do CIVMR com tratamento.

O cimento resinoso 3M sem jato de óxido (5) apresentou diferença significativa em relação ao cimento de resinoso Panavia (7 e 8), porém o cimento resinoso 3M com jateamento (6) não apresentou diferença significativa com o cimento resinoso Panavia (7 e 8). Comparando-se com a Tabela 1, no grupo do cimento resinoso 3M embora o jateamento tenha aumentado a média em comparação ao grupo sem jateamento, estatisticamente, eles não tiveram uma diferença significativa.

No grupo do cimento resinoso Panavia 21, embora o tratamento de superfície aumentasse a média de resistência em relação à condição sem tratamento, os valores das médias não foram estatisticamente significantes.

5.1 Resultados da análise da fratura

Após os ensaios mecânicos de cisalhamento, os corpos-de-prova foram analisados em lupa estereoscópica, e classificados conforme os tipos de fratura :

- a) adesiva de dentina (D)(Figura 9a),
- b) adesiva de metal (M) (Figura 9b),
- c) mista (Mis) (Figura 9c e 9d),
- d) coesiva do cimento (CC) (Figura 9e),
- e) coesiva da dentina (CD) (Figura 9f).

O Quadro 6 e a Figura 10 apresentam o número de ocorrências para cada tipo de fratura para as oito condições experimentais.

Quadro 6 - Tipos de fratura x condições experimentais

Condições experimentais	fratura				
	D	Mis	M	CC	CD
(1)			10		
(2)	8	2			
(3)	4	4	1	1	
(4)	7	3			
(5)		1	8		1
(6)	7	2	1		
(7)	3	5	1		1
(8)	4	5			1

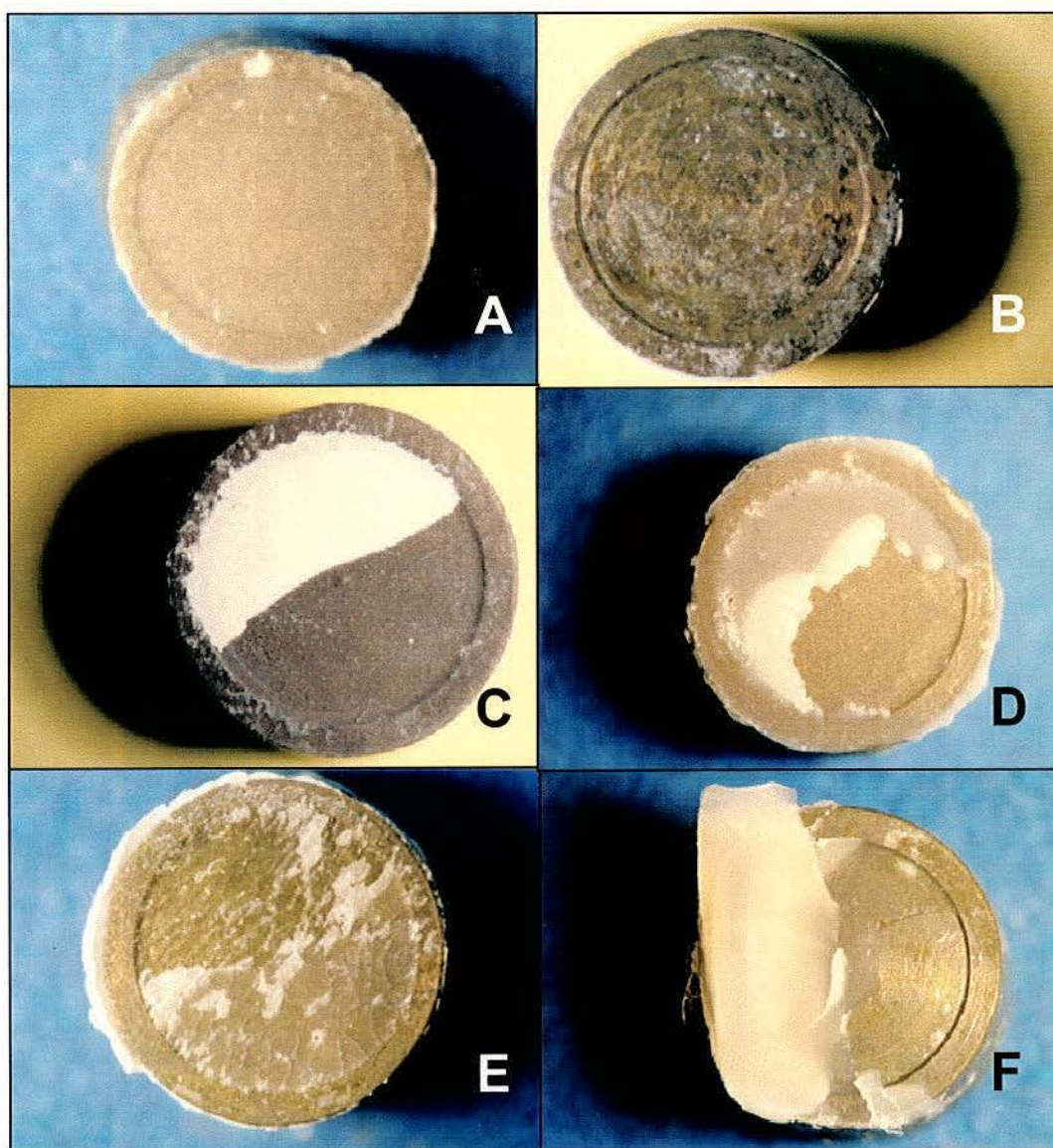


FIGURA 9 - a) fratura adesiva na dentina; b) fratura adesiva no metal; c) fratura mista; d) fratura mista; e) fratura coesiva no cimento; f) fratura coesiva na dentina

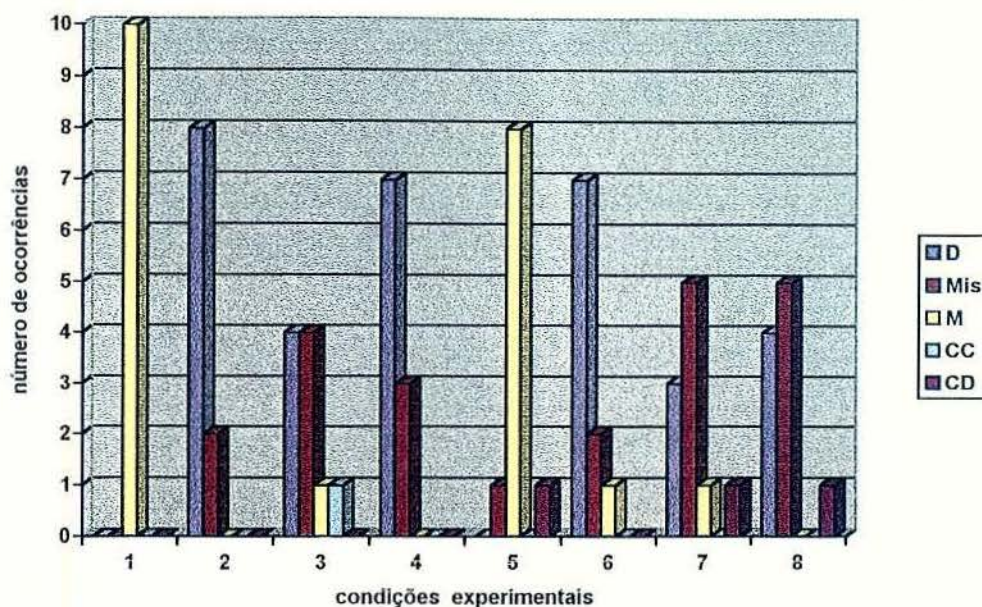


FIGURA 10 - Número de ocorrências x tipos de fratura e condições experimentais.

Analisando-se a Figura 10 e o Quadro 6, podemos observar que no grupo do cimento de fosfato de zinco sem jato de óxido, todas as fraturas foram na interface cimento/metal. No grupo do cimento de fosfato de zinco com jato de óxido, observamos oito fraturas na interface cimento/dentina e duas fraturas mistas. No grupo do CIVMR sem jato de óxido, observamos quatro fraturas entre o cimento e a dentina, quatro fraturas mistas, uma coesiva do cimento e uma na interface cimento/metal. No grupo do CIVMR com jato de óxido de alumínio, observamos sete fraturas na interface cimento/dentina e três mistas. No grupo do cimento resinoso 3M sem jato de óxido, encontramos oito fraturas na interface cimento/metal, uma mista e uma fratura coesiva de dentina. No grupo do cimento resinoso 3M com jato de óxido, encontramos sete fraturas na interface cimento/dentina, duas mistas e uma fratura entre o cimento e o metal. No

grupo do cimento resinoso Panavia 21 sem jato de óxido, observamos três fraturas na interface cimento/dentina, cinco mistas, uma fratura entre o cimento e o metal e uma fratura coesiva de dentina. No grupo do cimento resinoso Panavia com jato de óxido, observamos quatro fraturas na interface cimento/dentina, cinco mistas e uma fratura coesiva de dentina.

6 DISCUSSÃO

Na segunda metade deste século, a profissão presenciou avanços notáveis como a introdução da alta velocidade, a implementação da prevenção em todos os níveis e, mais modernamente, o aparecimento da odontologia adesiva, que está tendo um impacto decisivo, tanto na odontologia preventiva como restauradora. Os benefícios da odontologia adesiva, limitados inicialmente à Dentística Restauradora foram extrapolados para outras áreas da odontologia. Assim, a Prótese Dentária está recebendo os benefícios deste desenvolvimento, com a formulação de novos agentes de cimentação principalmente os CIVMR e os cimentos resinosos com adesivos dentinários. Estes novos produtos, que permitem adesão ao esmalte e dentina, com potencial para modificar os princípios dos preparos cavitários e coronários tão firmemente estabelecidos, pela primeira vez na história permitem vislumbrar próteses cimentadas aos tecidos dentários com retentividade adesiva, atenuando a microinfiltração.

A literatura apresenta uma quantidade considerável de trabalhos de união de resinas compostas e cimentos de ionômeros de vidro ao esmalte e à dentina (Krabbendam et al.³⁴, 1987; Sorensen & Dixit⁶⁴, 1991; Oilo & Austrhein⁴⁸, 1993; Plasmans et al.⁵⁴, 1993; Takemori et al.⁶⁶, 1993; Givan et al.¹⁹, 1995; Knoblock et al.³¹, 1996; Çöter & Öztürk¹², 1996), assim como existem diversos trabalhos sobre união de cimentos de resina e cimentos de ionômero de vidro às superfícies metálicas (Imbery et al.²⁶, 1992; Kolodney Junior et al.³², 1992; Smith et

al.⁶³,1993; Rubo & Pegoraro⁵⁷,1995; Coelho et al.¹¹,1996; Stokholm et al.⁶⁵,1996; Matsumura et al.³⁸,1996; Yoshida et al.⁸³,1996). No entanto, são escassas as investigações que combinam adesão à dentina com adesão ao metal (Adabo et al.²,1990; Silva⁶²,1997; Ayad et al.⁶,1997; Ayad & Rosenstiel⁵,1998; Ernst et al.¹⁸,1998), embora este seja um aspecto de interesse tanto para a dentística como para a prótese.

Conscientes da importância dos princípios da odontologia adesiva aplicados à prótese, resolvemos investigar a resistência da união ao cisalhamento de discos fundidos com liga de Ni-Cr, com e sem tratamento de superfície por abrasão à ar através de jato de óxido de alumínio, cimentados à dentina bovina com quatro tipos diferentes de agentes cimentantes

O progresso no tratamento dental conservador fez com que houvesse uma progressiva dificuldade na disponibilidade de dentes humanos íntegros extraídos, isentos de cárie ou apenas com pequenas restaurações, para finalidades de pesquisa. Assim muitos pesquisadores tem-se utilizado de dentes de animais para os experimentos, como sucedâneo dos dentes humanos. Estudos histoquímicos e de anatomia comparada, realizados por Nakamichi et al.⁴⁶,1983, revelaram uma similaridade entre os dentes dos mamíferos, o que justifica plenamente o seu uso. Desta forma, algumas pesquisas têm sido realizadas com dentes bovinos como substitutos aos dentes humanos (Nakamichi et al.⁴⁶,1983, Krabbendam et al.³⁴,1987, Sano et al.⁶⁰,1994, Kitasako et al.³⁰,1995, Nikaido et al.⁴⁷,1996, Patierno et al.⁵³,1996). Nikaido et al.⁴⁷ (1996) utilizaram dentes bovinos devido a escassez de dentes humanos e além disso, consideraram que o tamanho dos dentes facilitava a eliminação de alguns fatores que poderiam influenciar o resultado dos testes, simplificando desta forma

o processo experimental. Concordamos com Nikaido et al.⁴⁷ (1996), sem dúvida, o tamanho dos dentes facilita o manuseio, o processo de embutimento e o controle do desgaste para selecionar a profundidade da dentina residual. Estudos de Nakamichi et al.⁴⁶ (1983) indicaram que os dentes humanos e os dentes bovinos tiveram pequenas variações nos resultados de resistência à tração e ao cisalhamento. Segundo Nakamichi et al.⁴⁶ (1983), os valores de resistência na camada superficial de dentina não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre dentes humanos e bovinos; no entanto, os valores médios foram sempre ligeiramente menores para os dentes bovinos. Segundo Sano et al.⁶⁰ (1994) e Patierno et al.⁵³ (1996) os dentes bovinos apresentaram valores de resistência à tração e ao cisalhamento e ainda módulo de elasticidade, similares aos dentes humanos.

Outro fator a favor do uso de dentes bovinos é o melhor controle da faixa etária dos dentes, pois os animais para abate estão na faixa etária de aproximadamente três anos. Kitasako et al.³⁰ (1995), Sano et al.⁶⁰ (1994) e Patierno et al.⁵³ (1996) também justificaram este fator como um meio de padronização dos dentes, assim como uma melhor uniformidade da amostra, já que pode-se fazer uso de dentes sem cáries ou problemas periodontais, que podem afetar a dentina tubular (Patierno et al.⁵³ 1996).

Pelas razões acima citadas, optamos por trabalhar com dentes bovinos, além disso, a nosso ver, uma vantagem adicional do uso de dentes bovinos, é aquele relacionado ao problema da estocagem. A necessidade de estocagem em meio adequado, à temperatura controlada e por limitado período de tempo, dificulta a utilização de dentes humanos, uma vez que é praticamente impossível obter-se o número total de dentes empregados na amostra de uma só vez.

Entretanto, para os dentes bovinos isto é perfeitamente possível, uma vez que num abate muitos dentes podem ser obtidos num curto espaço de tempo.

O crescente uso de cimentos adesivos à dentina, nos motivou a realizar o presente estudo, embora sabendo que a dentina é um tecido complexo devido as variáveis apresentadas (Nakamichi et al.⁴⁶, 1983; Tao & Pashley⁶⁷, 1988; Takemori et al.⁶⁶, 1993; Pashley et al.⁵⁰, 1993; Plasmans et al.⁵⁴, 1993; Pashley et al.⁵¹, 1993; Burrow et al.¹⁰, 1994; Pashley et al.⁵², 1995).

Pesquisas com adesivos dentinários têm sido intensas para oferecer à profissão produtos com valores de união à dentina suficientemente altos, para que o procedimento de adesão seja mais previsível, seguro e duradouro (Eick, et al.¹⁶, 1993), e impeça a microinfiltração (Silva⁶², 1997). As uniões devem suplantiar as forças de contração de polimerização, e os esforços provenientes de diferentes coeficientes térmicos de expansão do dente, quando resina composta e/ou base de ionômero de vidro são empregados. Também devem suportar os esforços devidos aos diferentes coeficientes de difusibilidade térmica e as forças oclusais funcionais (Sorensen & Dixit⁶⁴, 1991). Apesar de existirem diversos testes para medir a resistência da união adesivo/dentina, os mais utilizados pela praticidade são os de tração e cisalhamento que medem estes valores normalmente em MPa.

A união à dentina é muito mais complexa do que a com o esmalte, dado à estrutura tubular da dentina, diferente da estrutura prismática do esmalte e seu alto conteúdo orgânico e de água. Diferentemente do esmalte, existem muitas variáveis nesta união, o que faz com que os valores relatados na literatura oscilem demasiadamente para os diferentes sistemas existentes e mesmo para

um único sistema, dependendo da metodologia da investigação. Os valores de união à dentina variam, entre outros fatores, com diferentes pré tratamentos, com o estado de hidratação, com a pressão do líquido existente nos túbulos, com a permeabilidade e profundidade da dentina onde é realizada a adesão (Plasmans et al.⁵⁴, 1993; Pashley et al.⁵⁰, 1993).

Os meios de união sofrem ainda, no tempo, várias influências próprias das condições da cavidade bucal, como hidrólise, dilatação e contração térmicas simuladas nos testes de laboratório pelas influências da estocagem e ciclagem térmica. A união varia para cada dente, para diferentes locais de exposição de dentina e segundo a forma e dimensões da área de teste (Pashley et al.⁵⁰, 1993). Estes autores destacaram ainda que os avanços recentes no desenvolvimento de novos sistemas de união resultaram em valores de 20 a 30MPa e nestas altas resistências de união, a maioria dos tipos de fratura da união foram coesivas na dentina.

É de todo interesse conhecer-se mais sobre permeabilidade, reatividade e estado de hidratação da dentina (Sano et al.⁶⁰, 1994). Nos sistemas que removem a *smear layer*, o *primer* ou adesivo pode penetrar nos túbulos e na dentina intertubular promovendo o selamento da dentina. Entretanto, a infiltração da resina na dentina intertubular só ocorre quando da remoção da fase mineral da dentina por condicionadores ácidos e quelantes (Pashley et al.⁵¹, 1993).

A maioria dos sistemas adesivos utilizam o condicionamento ácido da dentina, tanto para remover a *smear layer* como para desmineralizar de 2 a 5µm a dentina superficial. Neste procedimento a fase mineral da apatita é removida ou desmineralizada, expondo as fibras colágenas da matriz de dentina (Van Meerbeek et al.⁷⁴, 1993).

Estes ficam susceptíveis ao colapso durante o procedimento de secagem, podendo entretanto se reexpandir pela ação do HEMA (Pashley et al.⁵¹, 1993). Este fato foi devidamente observado na metodologia do presente trabalho, tomando-se as medidas necessárias para não comprometer a dentina condicionada.

Em suma, o processo de união transforma a dentina natural de apatita e colágeno num novo composto de resina e colágeno, denominado de camada híbrida por Nakabayashi^{*} em 1985. As propriedades físicas deste novo composto são muito diferentes da resina e da matriz de dentina mineralizada. Assim, a retenção da restauração é devida primariamente à retenção micromecânica da resina integrada ao colágeno (Sano et al.⁶⁰, 1994).

Quanto aos cimentos escolhidos para o nosso estudo, como controle utilizamos o cimento de fosfato de zinco e como cimentos em teste, selecionamos dois resinosos e um de ionômero de vidro modificado por resina.

O cimento de fosfato de zinco, como agente de cimentação definitivo, reinou absoluto por quase um século. A fórmula original sofreu poucas modificações no decorrer do tempo e seu uso indiscriminado vem sendo progressivamente contestado, desde o advento de uma maior conscientização a respeito da importância da microinfiltração, compatibilidade biológica dos materiais e vantagens do emprego dos princípios da adesão. Este cimento proporciona satisfatória espessura de película (Wilson⁸⁰, 1994; Wu & Wilson⁸², 1994) e têm resistência e solubilidade aceitáveis, mas são inferiores

^{*} NAKABAYASHI, N. Bonding of restorative materials to dentine: the present status on Japan. *Int. Dent. J.*, v.35, p.145-54, 1985.

aos cimentos de ionômero de vidro em todos estes parâmetros (White⁷⁵, 1993; Mount⁴⁴, 1994).

Desde a introdução dos primeiros cimentos de ionômero de vidro a mais de vinte anos, novos vidros, ácidos e aditivos têm melhorado muito suas propriedades físicas e estéticas. Apresentam amplo espectro de propriedades desejáveis, incluindo compatibilidade biológica, resistência, liberação contínua de fluoreto, pequena solubilidade, translucência, radiopacidade, pequena espessura de película e bom assentamento (Mitra⁴², 1991; Mount⁴⁴, 1994), diminuem significativamente a infiltração marginal e têm efeito inibitório no crescimento e aderência de bactérias bucais cariogênicas (White⁷⁵, 1993)

Com o objetivo de combinar as melhores propriedades dos cimentos de ionômero de vidro com aquelas dos cimentos resinosos, foram desenvolvidos os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. A disponibilidade de agentes de união à dentina, resistentes e confiáveis, proporcionou a esta classe de cimentos algumas vantagens em comparação com outros agentes cimentantes. Estas incluem a habilidade de reduzir substancialmente a microinfiltração e aumentar a retenção (White⁷⁵, 1993). Estes materiais quando "duais" têm tempo de trabalho mais longo, uma vez que a reação pode ser iniciada após fotopolimerização do seu componente resinoso. Do mesmo modo que os CIV convencionais, eles liberam quantidades clinicamente significantes de fluoreto (White⁷⁵, 1993).

A união do cimento de ionômero com a dentina deve ser atribuída a forças de atração intermoleculares secundárias de caráter iônico e polar (Hotz et al.²⁴, 1977), sendo que o emprego de substâncias ácidas para condicionamento da dentina pode melhorar a

união.

O cimento de ionômero também se adere aos metais não nobres, esta efetividade da união é atribuída à presença de íons estânicos e estanhosos na camada de óxidos dos metais, formando-se pontes entre a camada de óxidos e os polianions do cimento. A maior probabilidade é que haja difusão dos íons metálicos e que os íons estânicos e estanhosos sejam incorporados ao cimento. Para as cimentações com cimento de ionômero de vidro para as ligas nobres, recomenda-se a estanhagem do metal (Hotz et al.²⁴, 1977).

Mitra⁴² em 1991 introduziu os cimentos "duais". A formula atual varia entre os fabricantes, mas em essência houve uma adição de 18 a 20% de resinas ao líquido. O principal componente é o HEMA, com traços de outras resinas e fotoiniciadores. Logo que o pó e líquido são combinados começa a reação ácido/básica que continua por muitas semanas. Entretanto a fotopolimerização faz com que o cimento seja imediatamente protegido dos problemas de equilíbrio hídrico, estabilizando a presa do cimento. O HEMA modifica o mecanismo da autopolimerização pela absorção de água e de radicais carboxil disponíveis. As formulas correntes incorporam um mecanismo adicional de polimerização química, similar a autopolimerização das resinas que assegura, no tempo, uma completa polimerização da restauração como um todo sem HEMA livre. Esta fase é chamada de *tri-cure* ou *dark cure* (Mount.⁴⁴, 1994).

O CIVMR Fuji Plus foi incluído na relação dos cimentos em teste, por acreditarmos oferecer uma alternativa aos cimentos resinosos, com possíveis vantagens adicionais (Mitra⁴², 1991; Mount⁴⁴, 1994).

Os cimentos baseados em resinas foram introduzidos a mais de

40 anos, mas só ultimamente estão recebendo aceitação como agentes cimentantes para prótese parcial fixa. Os primeiros produtos apresentavam deformações plásticas, absorviam água e desintegravam-se muito mais rapidamente do que os materiais correntes, baseados em polímeros de ligação cruzada melhorados com carga (White,⁷⁵,1993).

Atualmente, existem vários cimentos adesivos como o Enforce, C & B Metabond, Panavia 21, cimento 3M e outros. Dos cimentos resinosos um dos produtos em teste foi o Panavia 21, sucessor do Panavia Ex, com pequenas modificações. O Panavia Ex foi um produto de ampla aceitação clínica e como tal testado extensivamente. O outro cimento resinoso é o 3M, um produto novo, ainda pouco conhecido e testado, havendo interesse em compara-lo com o Panavia 21.

Segundo o fabricante, o cimento resinoso Panavia 21 é uma resina adesiva avançada, com propriedades melhoradas pelo aumento da resistência da união à dentina em relação ao produto anterior, o Panavia Ex. Esta melhora das propriedades é devida ao sistema de mistura pasta a pasta e do uso de um primer. A pasta, que é uma resina composta contendo 77% em peso de carga inorgânica silanizada, contém o monômero MDP, éster do ácido fosfórico, responsável pela adesão aos metais e porcelana silanizada. O *primer*, que promove forte união entre a pasta do Panavia 21 e as estruturas dentais, consiste de dois líquidos, que contém MDP, HEMA e 5-NMSA e aceleradores de polimerização. O sistema fosfatado usado em alguns dos sistemas prévios podia hidrolizar na boca, e com o tempo resultar numa união insuficiente. Entretanto esta desintegração não foi observada quando a resina era unida à metal (McConnell⁴⁰,1993).

Analisando a Tabela 1, que apresenta os resultados do teste de

resistência, observamos as médias dos valores das resistências de união ao cisalhamento obtidas pelo cimento controle e os experimentais: 2,17MPa para o cimento de fosfato de zinco, 16,63MPa para o CIVMR, 13,61MPa para o Cimento Resinoso 3M e de 18,08MPa para o cimento resinoso Panavia 21. Podemos observar que os cimentos que possuem adesividade à dentina e ao metal apresentaram maiores valores médios de resistência adesiva.

Na Figura 6 temos o desenho esquemático tipo Box and Whisker Plot , onde podemos observar a distribuição dos valores obtidos com os diferentes cimentos empregados, onde verificamos na região inter-quartis os valores mais estáveis da amostra e visualizamos claramente a diferença entre os cimentos.

No Quadro 4, resultado do teste de Tukey para os agentes cimentantes, observamos que os valores diferiram entre si do ponto de vista estatístico. Houve diferença significativa entre a média de resistência de união do cimento de fosfato de zinco e as médias de resistências de união dos demais cimentos, sendo que a média obtida pelo cimento de fosfato de zinco (controle), 2,17MPa, foi muito inferior a dos outros cimentos em teste.

A média de resistência de união do CIVMR (16,63MPa) apresentou diferença significativa em relação à média de resistência de união do cimento resinoso 3M (13,61MPa), porém não apresentou diferença significativa em relação à média do cimento resinoso Panavia 21 (18,08MPa). Quanto ao Cimento Resinoso 3M, houve diferença estatisticamente significativa em relação ao Panavia 21.

Como podemos observar ocorreu uma diferença entre os dois cimentos resinosos quanto aos valores de resistência adesiva, embora os dois cimentos resinosos em questão sejam à base de BIS-GMA, tal

fato pode ser atribuído a presença do monômero éster fosfatado presente no Panavia 21, que segundo Imbery & Eshelman²⁵, 1996 e Knoblock et al.³¹, 1996, promove uma melhor adesão às ligas básicas.

No caso do CIVMR, embora com valores um pouco inferiores em relação ao cimento resinoso Panavia 21, mas não estatisticamente significativo, os altos valores de adesão podem ser atribuídos à capacidade de ligação estabelecida entre o cimento e a camada de óxidos do metal (Hotz et al.²⁴, 1977), assim como a adesividade em dentina.

Com relação ao cimento de fosfato de zinco, os baixos valores certamente ocorreram devido à falta de adesividade desde cimento.

Na Figura 7 temos o desenho esquemático tipo Box and Whisker Plot, onde podemos observar a distribuição dos valores obtidos segundo o tratamento de superfície do metal, onde verificamos na região inter-quartis os dados mais estáveis e importantes da amostra, e visualizamos que o grupo das amostras jateadas apresentaram valores mais elevados.

As médias de resistência de união entre superfícies jateadas e não jateadas entre todos os cimentos, foram de 13,51MPa e 11,74MPa respectivamente. Estes achados estão de acordo com outros autores pois o jateamento aumenta a retenção mecânica além de aumentar a área de superfície do metal (Kern & Thompson²⁸, 1993; McCaughey³⁹, 1993; McConnell⁴⁰, 1993; Imbery & Eshelman²⁵, 1996).

A transposição dos princípios da adesão em esmalte para a prótese adesiva exigiu o desenvolvimento de mecanismos para reter as resinas compostas às superfícies metálicas. Isto foi conseguido primeiramente com perfurações (Rochette⁵⁵, 1973), e posteriormente

com redes ou malhas entrelaçadas, técnica dos cristais perdidos, ataque eletrolítico, ou uma combinação entre estas técnicas (Laufer et al.³⁶, 1988; Van der Veen et al.⁷³, 1988; Imbery et al.²⁶, 1992; Imbery & Eshelman²⁵, 1996).

Mais recentemente, com formulações de adesivos dentinários mais confiáveis, apresentando resistências de união à dentina de mais de 17MPa (Eick et al.¹⁶, 1993) os pesquisadores preocuparam-se em melhorar a adesão de cimentos de resina composta e de ionômero de vidro modificados às ligas metálicas.

O Comspan, primeiro cimento de resina composta a base de Bis GMA de grande aceitação, parece unir-se ao metal mecanicamente (Givan et al.¹⁹, 1995); desta forma o tipo da retenção mecânica no metal é um fator relevante. Testando este cimento unido à uma liga de paládio (Orion), Van der Veen et al.⁷³ (1988), obtiveram valores de $5,53 \pm 0,97$ MPa para as ligas perfuradas e de $6,57 \pm 1,71$ MPa para as ligas jateadas com Al_2O_3 50 μm .

O ataque eletrolítico foi desenvolvido para melhorar a retenção de próteses adesivas ao esmalte (Thompson et al.⁶⁸ 1983), esta técnica mostrou-se entre todas as outras, como a mais popular para produzir microretenções, entretanto é somente aplicável à certas ligas não nobres (Van der Veen et al.⁷³, 1988; McConnell⁴⁰, 1993; Imbery et al.²⁶, 1992).

Seguiu-se o método da silanização, que segundo Laufer et al.³⁶ (1988), provou ser superior ao do ataque eletrolítico. Imbery et al.²⁶ (1992) compararam o método do ataque eletrolítico com o método da silanização com liga de Ni-Cr-Be, cimentada com cimento de resina Comspan. As médias dos valores das resistências de união foram de 9,4MPa e de 12,5MPa, respectivamente para corpos-de-prova

eletroatacados e silanizados.

Entretanto, Smith et al.⁶³ (1993) demonstraram que houve uma diminuição de 30% na média dos valores de resistência de uniões ao cisalhamento após 42 dias para liga de Ni-Cr (NP2) silanizada e cimentada com cimento de resina Comspan (de 15,9MPa para 11,3MPa), enquanto as médias dos valores de cisalhamento para a mesma liga jateada e cimentada com cimento resinoso Panavia EX permaneceram praticamente as mesmas (11,4Mpa e 10,4MPa, respectivamente).

Atualmente o processo de tratamento da superfície utilizando o jato de óxido de alumínio de 50µm parece ser o método mais utilizado para as ligas básicas devido à facilidade do seu emprego. Para as ligas nobres o tratamento de eleição ainda é a estanhagem. Na realidade o processo de jateamento não é novo, pois é de utilização corrente há décadas em laboratórios de prótese comerciais, para eliminação do revestimento aderido às fundições e limpeza das peças fundidas. Na última década, este processo foi adaptado para o uso em consultório dentário através de aparelhos miniaturizados de jato abrasivo à ar. A técnica mais usada é com óxido de alumínio de 50µm, aplicado a uma distância de no máximo de 10mm, num tempo de $\pm 15s$ e com pressão de 60 a 100 psi (Van der Veen et al.⁷³, 1988; Dias-Arnold et al.¹³, 1989; Aboush¹, 1992; Imbery et al.²⁶, 1992; Yoshida et al.⁸³, 1996; Dixon & Breeding¹⁴, 1997; Ayad & Rosenstiel⁵, 1998). Esta foi a técnica empregada no presente trabalho para o tratamento da superfície metálica.

A resistência adesiva de cimentos resinosos à superfície metálica de ligas básicas têm despertado interesse nas últimas décadas, Imbery et al.²⁶ (1992) obtiveram valor médio de 11,2MPa para

resistências de união à tração com corpos-de-prova fundidos em liga de Ni-Cr-Be (Rexillium III) jateados e cimentados com Panavia EX, enquanto Aboush¹ (1992) trabalhando com liga de Ni-Cr (Wiron 88) jateada e cimentada com Panavia Ex, obteve 56,4MPa como valor médio para resistência de união à tração.

Rubo & Pegoraro⁵⁷ (1995) obtiveram média de resistências de união à tração de 81,09Kgf/cm² ($\pm 7,9$ MPa) com espécimes de Ni-Cr (Durabond) jateados e cimentados com Panavia Ex, e com espécimes de Ni-Cr (Unibond) jateados e cimentados com Panavia Ex obtiveram média de resistência de união à tração de 79,55Kgf/cm² ($\pm 7,8$ MPa). Dando continuidade a este trabalho, Coelho et al.¹¹ (1996) com liga de Ni-Cr (Durabond) jateada e cimentada com Panavia Ex obtiveram média de resistências de união de 71,05Kgf/cm² ($\pm 6,9$ MPa).

Desta forma, na literatura existem valores altos de adesão de cimentos à metais (Diaz-Arnold et al.¹³ 1989; Aboush¹ 1992; Salonga et al.⁵⁹ 1994, ± 50 MPa), valores intermediários (Krabbendam et al.³⁴ 1987 ± 25 MPa) e também valores baixos (Imbery et al.²⁶ 1992; Kolodney Junior et al.³² 1992; Smith et al.⁶³ 1993; Rubo & Pegoraro⁵⁷ 1995 e Coelho et al.¹¹ 1996 entre 7 a 15MPa). Estes resultados demonstram que existem muitos fatores que podem alterar os valores de adesão.

Nesta pesquisa, através da Tabela 1, verificamos que a maior média de resistência adesiva encontrada foi de 18,29MPa do cimento resinoso Panavia 21 quando a superfície do metal foi jateada. Porém, não podemos esquecer que muitas vezes o fator limitante foi a adesividade em dentina (Quadro 6).

A liga Durabond foi selecionada como substrato metálico para nossa pesquisa por ser uma representante típica das ligas de Ni-Cr, atualmente usadas para coroas e próteses parciais fixas tradicionais

fixadas com cimento de fosfato de zinco ou com os novos cimentos de ionômero de vidro, CIVMR ou cimentos resinosos. Outro fator que nos norteou para a utilização da liga Durabond, foram os trabalhos experimentais prévios com esta liga realizados por Adabo et al.² (1990), Rubo & Pegoraro⁵⁷ (1995) e Coelho et al.¹¹ (1996).

Analisando o Quadro 5 dos resultados do teste de Tukey para o efeito interação, e a Tabela 1 de dados das resistências de união dos discos de Ni-Cr à dentina, observamos que os corpos-de-prova cimentados com cimento de fosfato de zinco, na condição sem jato de óxido, proporcionaram, como era esperado, a média mais baixa de resistência de união. A média de resistência da união ao cisalhamento na condição sem jato de óxido, foi de 0,98MPa e na condição com jato de óxido de 3,35MPa. Como o cimento de fosfato de zinco não adere ao metal, o resultado dos espécimes na condição sem jato de óxido (0,98MPa), provavelmente se deve às microretenções das pastilhas de Ni-Cr, que, apesar de mínimas pelo processo de obtenção (torneamento), aumentaram visivelmente depois do tratamento por queima.

Os corpos-de-prova cimentados com cimento de fosfato de zinco (controle), na condição com jato de óxido, produziram média de resistência da união de 3,35MPa, valor este, mais de três vezes superior relativamente aos dos corpos-de-prova na condição sem jato de óxido (0,98 MPa). Este valor foi significativo a nível de 5%. Portanto, nesta condição, a resistência de união do cimento de fosfato de zinco ao metal aumentou significativamente em função do aumento das microretenções propiciadas pelo jateamento.

Depois do teste de resistência ao cisalhamento, os corpos-de-prova cimentados com o cimento de fosfato de zinco foram examinados

ao estereomicroscópio. Os resultados mostraram que, os corpos-de-prova na condição sem jato de óxido, apresentaram dez fraturas entre o cimento e o metal. Para os corpos-de-prova da condição com jato de óxido, em oito deles observou-se fraturas adesivas na dentina e em dois, fraturas mistas. Isto mostrou a diferença introduzida pelo tratamento com jato de óxido, que asperizou o metal de tal forma que houve um embricamento muito maior do cimento na superfície.

Os corpos-de-prova cimentados com CIVMR, na condição sem jato de óxido e com jato de óxido mostraram médias de resistência da união ao cisalhamento de 16,70MPa e 16,57MPa, respectivamente. Este valor, comparado à média de resistência de união dos corpos-de-prova cimentados com cimento de fosfato de zinco nas duas condições, tanto sem como com jato de óxido (0,98MPa e 3,35 MPa, respectivamente), foi muito maior, mostrando a sua superioridade relativamente ao aumento da resistência da união metal/cimento/dentina.

Quanto a análise das fraturas, para os corpos-de-prova cimentados com CIVMR da condição sem jato de óxido, observou-se quatro fraturas adesivas de dentina, quatro mistas, uma coesiva do cimento e uma fratura adesiva no metal, o que mostra que o resultado apresentou-se bem balanceado quanto à quantidade de adesão à dentina e ao metal. Portanto, o CIVMR uniu-se igualmente bem aos dois substratos, com valores de resistências de união à dentina e ao metal muito próximos.

O exame das fraturas dos corpos-de-prova cimentados com CIVMR, da condição com jato de óxido, mostrou sete fraturas adesivas de dentina e três mistas. Apesar do exame das fraturas demonstrar que houve um aumento de adesividade do CIVMR ao metal jateado por

óxido de alumínio de 50 μ m, levando a um maior número de fraturas adesivas em dentina, as médias das resistências da união ao cisalhamento dos corpos-de-prova cimentados com CIVMR nas condições sem e com jato de óxido foram semelhantes, o que leva a sugerir que no caso deste cimento, exista uma união adesiva entre o metal e o cimento, não existindo em princípio, interesse no tratamento do metal por jateamento com óxido de alumínio de 50 μ m quando da cimentação de restaurações de liga de Ni-Cr em dentina, pois o fator limitante passa a ser a adesividade em dentina. Este resultado está de acordo com o estudo de Krabbendam et al.³⁴ (1987), que não encontraram diferenças estatisticamente significantes quando cimentaram ligas de Ni-Cr polidas e não polidas com CIV.

Os resultados das resistências de união com este cimento refletem o grande desenvolvimento dos CIVMR nos últimos anos, pois estatisticamente exibiram um desvio padrão baixo, o que mostra a sua confiabilidade. O produto apresenta uma técnica simples de manuseio, contando com poucos passos operacionais. A adesão tanto à dentina como ao metal, foram muito consistentes.

O Cimento Resinoso 3M proporcionou valor médio de resistências de união, na condição sem jato de óxido, de 11,40MPa. Este valor, comparativamente aos valores médios dos corpos-de-prova cimentados com o cimento de fosfato de zinco, nas condições sem e com jato de óxido, foi distintamente maior. Entretanto este mesmo valor foi significativamente menor que os obtidos com espécimes cimentados com o CIVMR nas condições sem e com jato de óxido (16,70MPa e 16,57MPa, respectivamente). Para a grande maioria dos dentistas clínicos, este resultado não seria exatamente o esperado, porque existe ainda na classe odontológica principalmente no Brasil, grande desconhecimento sobre as propriedades dos cimento de

ionômero de vidro e uma grande expectativa, talvez excessiva, quanto ao poder retentivo dos cimentos resinosos, que seria o único material capaz de atingir tais valores.

Os corpos-de-prova cimentados com o cimento 3M, na condição com jato de óxido, proporcionaram uma média de resistência da união ao cisalhamento de 15,81MPa. Houve portanto um aumento de 11,40MPa para 15,81MPa, que embora estatisticamente não significante, foi provavelmente devido ao tratamento do metal por jato de óxido que aumentou a área para adesão.

A análise das fraturas dos corpos-de-prova cimentados com o cimento resinoso 3M, na condição sem jato de óxido, revelaram oito fraturas adesivas no metal, uma mista e uma fratura coesiva da dentina. Como este cimento é do tipo BIS-GMA, estes resultados estão de acordo com McConnell⁴⁰ (1993), McCaughey³⁹ (1993) que creditam ao éster fosfato do cimento resinoso Panavia 21 ou ao 4 META do cimento resinoso C&B Metabond a ligação química do cimento ao metal. Se o cimento 3M tivesse um mecanismo semelhante, o número de fraturas adesivas entre o cimento e o metal, deveria ser menor. A boa adesão do cimento resinoso 3M à dentina, pode ser atribuída ao adesivo dentinário Scotchbond Multi-Use que proporcionou boa resistência adesiva semelhante aos trabalhos de Oilo & Austrheim⁴⁸ 1993 (± 15 MPa), Plasmans et al.⁵⁴ 1993 (± 12 a 23MPa) e Burrow et al.¹⁰ 1994 (± 16 MPa), porém inferiores aos valores encontrados por Eick et al.¹⁶ 1993 (± 25 MPa), e Triolo Junior et al.⁷² 1995 (± 23 MPa) que também realizaram estudos com este adesivo dentinário e realizaram teste de cisalhamento. Esta adesão à dentina se deve a formação da camada híbrida (Eick et al.¹⁶, 1993; Oilo & Austrheim⁴⁸, 1993; Takemori et al.⁶⁶, 1993; Sano et al.⁶⁰, 1994; Kitasako et al.³⁰, 1995; Pashley et al.⁵², 1995).

Para os corpos-de-prova cimentados com cimento resinoso 3M na condição com jato de óxido observou-se sete fraturas adesivas em dentina, duas mistas e uma no metal. Este resultado mostra que o tratamento do metal com jateamento melhorou consideravelmente a adesão do cimento resinoso ao metal, aumentando o número de fraturas adesivas em dentina, embora estatisticamente as médias de resistência da união ao cisalhamento não apresentassem diferença significativa.

Para os corpos-de-prova cimentados com cimento resinoso Panavia 21 na condição sem jato de óxido, obteve-se média de resistência da união metal/cimento/dentina de 17,87MPa. Este valor foi significativamente maior do que os das médias de resistências dos corpos-de-prova cimentados com o cimento de fosfato de zinco nas duas condições, sem e com jato de óxido (0,98MPa e 3,35MPa, respectivamente). Este valor foi também maior que os das médias de resistências da união com o CIVMR, na condição sem e com jato de óxido (16,70 e 16,57MPa respectivamente) porém esta diferença não foi estatisticamente significativa. Este valor ainda foi significativamente maior do que a média de resistência da união dos espécimes cimentados com o cimento resinoso 3M, na condição sem jato de óxido (11,40MPa). Este resultado do cimento resinoso Panavia 21, pode ser atribuído à ligação química do cimento com o metal através do monômero éster fosfatado (Imbery & Eshelman²⁵, 1996; Stockholm et al.⁶⁵, 1996).

Para os corpos-de-prova cimentados com cimento resinoso Panavia 21, na condição com jato de óxido, obteve-se média de resistências de união ao cisalhamento de 18,29MPa. Este valor não foi significativo quando comparado ao obtido com o mesmo cimento na condição sem jato de óxido (17,87MPa). Em relação aos outros

cimentos houve significância em relação ao cimento de fosfato de zinco para as condições, sem e com jato de óxido (0,98 MPa e 3,77MPa, respectivamente) e para o cimento resinoso 3M, na condição sem jato de óxido (11,40MPa). O cimento resinoso Panavia 21 na condição sem e com jato de óxido não teve diferença significativa em relação aos corpos-de-prova cimentados com o cimento resinoso 3M, na condição com jato de óxido (15,81MPa), e para espécimes cimentados com o CIVMR, na condição sem e com jato de óxido (16,70 e 16,57MPa respectivamente), embora os valores numéricos fossem maiores para o cimento resinoso Panavia 21 nas duas condições.

Segundo Krabbendam et al.³⁴ 1987 e Mc Connell⁴⁰ 1993, o cimento resinoso Panavia Ex aderido à dentina tem resistência ao cisalhamento próximo de 6MPa, enquanto o cimento resinoso Panavia 21 com agente de união à dentina possui valores próximos de 15 MPa (Kitasako et al.³⁰, 1995).

O exame das fraturas dos corpos-de-prova cimentados com o cimento resinoso Panavia 21 da condição sem jato de óxido, mostrou três fraturas adesivas em dentina, cinco mistas, uma adesiva no metal e uma fratura coesiva de dentina. Considerando que de dez corpos-de-prova só um deles apresentou fratura adesiva no metal, isto mostra, que mesmo na condição sem jato de óxido, o cimento resinoso com agente de união Panavia 21 teve uma grande afinidade pelo metal.

O exame das fraturas dos corpos-de-prova cimentados com o cimento resinoso Panavia 21 na condição com jato de óxido, mostrou quatro fraturas adesiva em dentina, cinco mistas e uma fratura coesiva de dentina, portanto nenhuma em metal.

A não significância das médias de resistência da união ao cisalhamento com o cimento resinoso Panavia 21, nas duas condições,

sem e com jato de óxido (17,87MPa e 18,29MPa, respectivamente), assim como as ocorrências obtidas no exame das fraturas, sugerem em nosso estudo, que devido ao componente éster fosfatado ter capacidade de molhamento e afinidade por metais, não teve relativa importância o jateamento de óxido na superfície metálica. Portanto, a técnica de jateamento poderia se constituir em um passo operacional a mais, quando da cimentação com o cimento resinoso Panavia 21. Porém, não podemos esquecer que para a cimentação de ligas básicas com cimentos resinosos adesivos, é necessário o jateamento realizado pouco antes da cimentação ou armazenamento em água destilada (Aboush¹, 1992; McCaughey³⁹, 1993), assim como a limpeza em ultra-som para remoção dos excessos de partículas de óxido de alumínio presentes na superfície do metal após o jateamento (Kern & Thompson²⁸, 1993; Rubo & Pegoraro⁵⁷, 1995), pois alguns cimentos resinosos dependem da camada de óxidos presente na superfície do metal. Desta forma, fica a critério do profissional o jateamento momentos antes da cimentação, ou um cuidado maior de acondicionamento entre o laboratório protético e a clínica.

Os resultados apresentados são em relação à resistência da união ao cisalhamento, mas existem outros fatores a serem considerados como a metodologia utilizada, a praticidade de uso, tempo de trabalho, tempo de validade do produto e facilidade de remoção de excessos. A nosso ver, os resultados dos testes de resistência da união foram semelhantes dos cimentos resinosos e do ionômero de vidro modificado, e foram muito superiores à média de resistência de união do fosfato de zinco. Por outro lado, o cimento resinoso Panavia 21 e o CIVMR Fuji Plus foram materiais mais fáceis de manuseio comparado com o cimento resinoso 3M, pois este material necessita de um agente de união, o Scotchbond Multi-Use, que possui um grande número de passos clínicos. Ainda comparando-

se os cimentos, uma das vantagens dos cimentos de ionômero de vidro, segundo a literatura, seria a de liberar flúor (White⁷⁷, 1993; Mitra⁴², 1991; Mount⁴⁴, 1994; Hotz et al.²⁴, 1977).

Embora alguns autores apresentem valores altos de união à dentina com falhas coesivas na dentina (Eick et al.¹⁶, 1993; Burrow et al.¹⁰, 1994; Triolo Junior et al.⁷², 1995), em nosso estudo, não encontramos valores muito altos que proporcionassem várias fraturas coesivas na dentina, mas encontramos várias fraturas adesivas entre o agente cimentante e a dentina, assim o fator limitante em muitos casos foi a adesividade em dentina. Todas as vezes que foram realizados tratamento de superfície no metal, as falhas passaram a ser maiores entre o agente cimentante e a dentina, indicando desta forma uma melhora na união entre agente cimentante/metal.

Este aumento de adesividade dos cimentos à superfície dos metais, assim como a adesividade ao esmalte e à dentina, sem dúvida, são frutos do desenvolvimento das técnicas, dos aparelhos fotopolimerizadores, dos agentes cimentantes e dos adesivos dentinários. Tudo isso, vem presentear a odontologia adesiva que colhe os frutos desse desenvolvimento, e que desta forma, possibilita um maior número de sucessos quando cimentamos restaurações ou próteses sobre estrutura dentária.

7 CONCLUSÕES

Considerando a metodologia utilizada, parece-nos lícito que os resultados permitam as seguintes conclusões:

- a) Quanto aos cimentos:
 - houve diferença estatisticamente significativa entre o cimento controle e os demais cimentos;
 - o cimento resinoso Panavia 21 e o CIVMR apresentaram os maiores valores de resistência adesiva, foram estatisticamente iguais entre si e diferentes do cimento resinoso 3M.
- b) Quanto ao tratamento de superfície por jateamento com óxido de alumínio:
 - houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de resistência dos corpos-de-prova jateados (13,51 MPa) e os não jateados com óxido de alumínio (11,74 MPa);
 - não foram observadas diferenças estatisticamente significantes, para os cimentos CIVMR e Panavia 21 com e sem jateamento.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ABOUSH, Y. E. Y. Cast metal resin bonded dental restorations: Effect on the resin to metal bond of storage conditions before cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v. 67, n. 3, p. 293-5, Mar. 1992.
- 2 ADABO, G.L. et al. Influência de diferentes agentes de fixação na resistência de união, por tração, de ligas metálicas fixadas à dentina. *Rev. Odontol. UNESP*, v.19, n. 1, p.183-9, 1990.
- 3 ASMUSSEN, E., ATTAL, J.P., DEGRANGE, M. Adherence of resin-based luting agents assessed by the energy of fracture. *Acta Odontol. Scand.*, v. 51, n. 4, p.235-40, Aug. 1993.
- 4 ASMUSSEN, E., ATTAL, J.P., DEGRANGE, M. Factors affecting the adherence energy of experimental resin cements bonded to a Ni-Cr alloy. *J. Dent. Res.*, v.74, n.2, p.715-20, Feb. 1995.
- 5 AYAD, M. F., ROSENSTIEL, S. F. Preliminary evaluation of tin plating for extracoronary restorations: evaluation of marginal quality and retention. *Int. J. Prosthodont.*, v.11, n.1, p.44-8, 1998.
- 6 AYAD, M. F., ROSENSTIEL, S. F., SALAMA, M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.77, n.2, p.116-21, Feb. 1997.

*Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro.
Referências bibliográficas NBR 6023. Rio de Janeiro. 1989. 19p.

- 7 BOX, G.E.P., HUNTER, W.G., HUNTER, J.S. *Statistics for experimenters*, New York: John Wiley & Sons , 1978, 653p.
- 8 BREEDING, L.C., DIXON, D.L. The effect of metal surface treatment on the shear bond strengths of base and noble metals bonded to enamel. *J. Prosthet. Dent.*, v.76, n.4, p.390-3, Oct. 1996.
- 9 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, 1955.
- 10 BURROW, M. F. et al. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent. Mater.*, v.10, n.4, p.241-6, July 1994.
- 11 COELHO, C.M.P., RUBO, J.H., PEGORARO, L.F. Tensile bond strength of a resinous cement to a nickel-chromium alloy modified with five surface treatments. *J. Prosthet. Dent.* ,v.76, n.3, p.246-9, Sept.1996.
- 12 ÇÖTERT, H.S., ÖZTURK, B. Tensile bond strength of enamel-resin-metal joints. *J. Prosthet. Dent.*, v.75, n.6, p.609-16, June 1996.
- 13 DIAZ-ARNOLD, A.M., WILLIAMS, V.D., AQUILINO, S.A. Tensile strengths of three luting agents for adhesion fixed partial dentures. *Int. J. Prosthodont.*, v.2, n.2, p.115-22, 1989.
- 14 DIXON, D.L., BREEDING, L.C. Shear bond strengths of a two-paste system resin luting agent used to bond alloy to enamel. *J. Prosthet. Dent.*, v.78, n.2, p.132-5, Aug. 1997.
- 15 EICK, J.D. et al. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int.*, v.22, n.12, p.967-77, Aug. 1991.

- 16 EICK, J.D. et al. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion Part III. *Quintessence Int.*, v.24, n.8, p.571-82, Aug. 1993.
- 17 EMTIAZ, S., GOLDSTEIN, G. Effect of die spacers on precementation space of complete-coverage restorations. *Int. J. Prosthodont.*, v.10, n.2, p.131-5, 1997.
- 18 ERNST, C.P. et al. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.79, n.4, p.472-6, Apr.1998.
- 19 GIVAN, D.A. et al. Tensile fatigue of 4-META cement bonding three base metal alloys to enamel and comparison to other resin cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.73, n.4, p.377-85, Apr. 1995.
- 20 GONÇALVES, S.E.P. Adesivos multi uso - avaliação da resistência adesiva à dentina frente a teste de cisalhamento, estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura. São José dos Campos, 1994. 149p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.
- 21 GOODIS, H.E. et al. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent. Mater.*, v.9, n.2, p.79-84, Mar. 1993.
- 22 GORODOVSKY, S., ZIDAN, O. Retentive strength, desintegration, and marginal quality of luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.68, n.2, p.269-74, Aug. 1992.
- 23 GWINNETT, A. J. A new method to test the cohesive strenght of dentin. *Quintessence Int.*, v.25, n.3, p.215-8, Mar. 1994.

- 24 HOTZ, P. et al. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br. Dent. J.*, v.142, p. 41-7, Jan. 1977.
- 25 IMBERY, T.A., ESHELMAN, E.G. Resin-bonded fixed partial dentures. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.127, n.12, p.1751-60, Dec. 1996.
- 26 IMBERY, T.A., BURGESS, J.O., NAYLOR, W.P. Tensile strength of three resin cements following two alloy surface treatments. *Int. J. Prosthodont.*, v.5, n.1, p.59-67, 1992.
- 27 JOHNSON, G.H., POWELL, L.V., DEROUEN, T.A. Evaluation and control of post cementation pulpal sensitivity. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.124, n.11, p.39-46, Nov. 1993.
- 28 KERN, M., THOMPSON, V. P. Sandblasting and silica - coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent. Mater.*, v.9, p.155-61, May 1993.
- 29 KERN, M., SCHALLER, H. G., STRUB, J.R. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, n.6, p.585-91, Nov./ Dec. 1993.
- 30 KITASAKO, Y. et al. Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent. Mater.*, v.11, p.298-304, Sept. 1995.
- 31 KNOBLOCH, L. A. et al. Shear bond strength of Rexillum III to enamel using resin composite cements. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, n.6, p.555-62, Nov./ Dec. 1996.
- 32 KOLODNEY JUNIOR, H. et al. Shear bond strengths of prosthodontic adhesive systems to a nickel - chromium - beryllium alloy. *Quintessence Int.*, v.23, n.1, p. 65-9, 1992.

- 33 KOYANO, E., IWAKU, M., FUSAYAMA, T. Pressuring techniques and cement thickness for cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.40, n.5, p. 544-8, Nov. 1978.
- 34 KRABBENDAM, C.A. et al. Shear bond strength determinations on various kinds of luting cements with tooth structure and cast alloys using a new testing device. *J. Dent.*, v.15, p.77-81, 1987.
- 35 KYDD, W. L. et al. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vitro study. *J. Prosthet. Dent.*, v.75, n.1, p.9-13, Jan. 1996.
- 36 LAUFER, B. Z., NICHOLLS, J. I., TOWNSEND, J. D. SiO_x-C coating: a composite - to - metal bonding mechanism. *J. Prosthet. Dent.*, v. 60, n. 3, p. 320-7, Sept. 1988.
- 37 LEE, S.Y., LIN, C.T. Storage effect on dentine structure and on resultant composite bond strengths. *J. Oral. Rehabil.*, v.24, p.823-34, 1997.
- 38 MATSUMURA, H. et al. Bonding of a cobalt-chromium alloy with acidic primers and tri-n-butylborane-initiated luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.76, n.2, p.194-9, Aug. 1996.
- 39 McCAUGHEY, A.D. Sandblasting and tin-plating surface treatments to improve bonding with resin cements. *Dent. Update*, v.20, n.4, p.153-7, 1993.
- 40 McCONNELL, R.J. Metal-resin bonding. *J. Calif. Dent. Assoc.*, v.21, n.6, p.38-42, June 1993.
- 41 McLEAN, J.W., NICHOLSON, J.W., WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.*, v.25, n. 9, p. 587-9, 1994.

- 42 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.
- 43 MOORE, J.A. et al. Marginal distortion of cast restorations induced by cementation. *J. Prosthet. Dent.* , v.54, n.3, p.336-40, Sept. 1985.
- 44 MOUNT, G.J. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper. Dent.*, v.19, p.82-90, 1994.
- 45 MUNKSGAARD, E.C. et al. Effect of combining dentin bonding agents. *Scand. J. Dent. Res.*, v.93, p.377-80, 1985.
- 46 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.
- 47 NIKAIDO, T. et al. Bond strengths of resin to enamel and dentin treated with low-pressure air abrasion. *Oper. Dent.*, v.21, p.218-24, 1996.
- 48 OILO, G., AUSTRHEIM, E.K. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol. Scand.*, v.51, n.4, p.263-9, 1993.
- 49 PAGANI, C. Prótese Adesiva: resistência ao cisalhamento da união metal-resina - Estudo in vitro. São Paulo, 1987. 82 p. Tese (Doutorado em clínicas odontológicas) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 50 PASHLEY, E. L. et al. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent. Mater.*, v.9, n.1, p.19-22, Jan. 1993.

- 51 PASHLEY, D.H. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.*, v.24, n.9, p.618-31, 1993.
- 52 PASHLEY, D.H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent. Mater.*, v.11, p.117-25, Mar. 1995.
- 53 PATIERNO, J.M. et al. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod. Dent. Traumatol.*, v.12, p.227-36, 1996.
- 54 PLASMANS, P.J.J.M. et al. Air humidity: a detrimental factor in dentine adhesion. *J. Dent.*, v. 21, p. 228-33, 1993.
- 55 ROCHETTE, A. L. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v. 30, n. 4, part I p.418-23, Oct. 1973.
- 56 ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J. *Contemporary fixed prosthodontics*. St. Louis: Mosby, 1988. 528p.
- 57 RUBO, J.H., PEGORARO, L.F. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v.74, n.3, p.230-4, Sept. 1995.
- 58 SAITO, T. *Preparos dentais funcionais em prótese fixa*. Rio de Janeiro Br: Quintessence, 1989. 185p.
- 59 SALONGA, J.P. et al. Bond strength of adhesive resin to three nickel - chromium alloys with varying chromium content. *J. Prosthet. Dent.*, v.72, n.6 p. 582-4, Dec. 1994.
- 60 SANO, H. et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J. Dent. Res.*, v.73, n.6, p.1205-11, June 1994.

- 61 SHILLINGBURG H.T., JACOBI R., BRACKETT S.E. *Fundamentos dos preparos dentários para restaurações metálicas e de porcelana*. Trad. M. Ueti, São Paulo: Quintessence, 1988. 389p.
- 62 SILVA, E.G. Estudo comparativo *in vitro* do efeito da ciclagem térmica sobre a resistência à tração de *copings* metálicos cimentados sobre dentes naturais, utilizando-se de dois diferentes agentes cimentantes. São José dos Campos, 1997. 149p. Dissertação (Mestrado em Prótese Parcial Fixa) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.
- 63 SMITH, R.M. et al. Effect of environmental stress and surface treatment on resin-to- metal bonding. *Am. J. Dent.*, v.6, n.3, p.111-5, June 1993.
- 64 SORENSEN, J.A., DIXIT, N.V. In vitro shear bond strenght of dentin adhesives. *Int. J. Prosthodont.*, v.4, n. 2, p.117-25, 1991.
- 65 STOKHOLM, R., ISIDOR, F., RAVNHOLT, G. Tensile bond strength of resin luting cement to a porcelain-fusing noble alloy. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, n.4, p.323-30, Jul./Aug. 1996.
- 66 TAKEMORI, T. et al. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent. Mater.*, v.8, p.136-8, Mar. 1993.
- 67 TAO, L., PASHLEY, D.H. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent. Mater.*, v.4, n.8, p.371-8, 1988.
- 68 THOMPSON, V. P., DEL CASTILLO, E.D., LIVADITIS, G.J. Resin-bonded retainers. Part I: Resin bonded to electrolytically etched nonprecious alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v.50, n.6, p.771-9, Dec. 1983.

- 69 THOMPSON, V. P., LIVADITIS, G.J., CASTILLO, E.D. Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys for resin-bonded prostheses. *Int. Ass. Dent. Res.*, v.59, n.6, p.377, Mar. 1981.(Abstract 265).
- 70 TJAN, A.H.L., LI, T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, n.4, p.478-83, Apr. 1992.
- 71 TONAMI, K. et al. Effect of storage on tensile strength of bovine dentin. *Dent. Mater.*, v.75, p. 288, 1996. (Abstract 2161).
- 72 TRIOLO JUNIOR, P.T., SWIFT JUNIOR, E.J., BARKMEIER, W.W. Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper. Dent.*, v.20, p.46-50, 1995.
- 73 VAN DER VEEN, J. H. et al. Tensile bond strength of Comspan resin to six differently treated metal surfaces. *Dent. Mater.*, v.4, n.5, p.272-7, 1988.
- 74 VAN MEERBEEK, B. et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J. Dent. Res.*, v.72, n.2, p. 495-501, Feb. 1993.
- 75 WHITE, S.N. Adhesive cements and cementation. *J. Calif. Dent. Assoc.*, v.21, n.6, p.30-7, June 1993.
- 76 WHITE, S.N., KIPNIS, V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.69, n.1, p.28-31, Jan. 1993.
- 77 WHITE, S.N. et al. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.74, n.1, p.25-32, July 1995.

- 78 WILSON, A.D., KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *Br. Dent. J.*, v. 132, p. 133-5, Feb. 1972.
- 79 WILSON, P. R. The effect of die spacing on crown deformation and seating time. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, n.4, p.397-401, July/Aug. 1993.
- 80 WILSON, P.R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns *J. Prosthet. Dent.*, v.71, n.6, p.560-4, June 1994.
- 81 WILSON, P.R. Low force cementation. *J. Dent.*, v.24, n.4, p.269-76, 1996.
- 82 WU, J. C, WILSON, P. R. Optimal cement space for resin luting cements. *Int. J. Prosthodont.*, v.7, n.3, p.209-15, May/June 1994.
- 83 YOSHIDA, K. et al. Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *J. Prosthet. Dent.*, v.75, n.3, p.254-61, Mar. 1996.
- 84 ZAR J. H. *Biostatistical analysis*. 2. ed., New Jersey: Prentice Hall, 1984, 595 p. .

UEMURA, E.S. *Estudo comparativo "in vitro" da resistência ao cisalhamento de discos metálicos de Níquel-Cromo, com ou sem tratamento de superfície, unidos à dentina bovina com quatro cimentos*. São José dos Campos, 1999. 136p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O estudo foi realizado com oitenta incisivos inferiores bovinos. Os dentes foram extraídos, limpos, as raízes foram seccionadas, o tecido pulpar coronário foi removido e submetido à congelamento a -18°C , por um tempo máximo de 28 dias. A inclusão foi feita em gesso pedra tipo IV. Após o desgaste do esmalte, a dentina superficial foi preparada numa área de 5mm, sendo que a espessura de dentina remanescente foi padronizada (1,7 a 2mm). Os discos de liga de Ni-Cr tinham 3X5mm de diâmetro e todos foram submetidos a um ciclo de queima de cerâmica. Metade dos discos foram jateados com óxido de alumínio de $50\mu\text{m}$, enquanto a outra metade não sofreu este tratamento. Após limpeza em ultra-som os discos foram cimentados à dentina com: cimento de fosfato de zinco-S.S.White (controle), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) Fuji Plus-Fuji, Cimento Resinoso 3M-3M e cimento resinoso Panavia 21-Kuraray. Os dados, após análise estatística ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$), mostraram para as variáveis cimento e tratamento de superfície dos discos metálicos os seguintes valores médios de resistência da união dentina/cimento/metálico: cimento resinoso Panavia 21 com jateamento (18,29MPa), sem jateamento (17,87MPa); Cimento Resinoso 3M com jateamento (15,81MPa), sem jateamento (11,40MPa); CIVMR com jateamento (16,57MPa), sem jateamento (16,70MPa); cimento de fosfato de zinco com jateamento (3,35MPa), sem jateamento (0,98MPa). As médias dos valores de resistências ao cisalhamento permitiram concluir: a) houve diferença estatisticamente significativa entre o cimento controle e os cimentos em teste; b) não houve diferença estatisticamente significativa entre o cimento resinoso Panavia 21 e o

CIVMR, mas ambos foram estatisticamente diferentes do cimento resinoso 3M; c) houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de resistência dos espécimes jateados (13,51MPa) e os não jateados com óxido de alumínio (11,74MPa); d) não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os cimentos CIVMR e Panavia 21, com e sem jateamento.

Palavras-chaves: Agentes cimentantes; dentina bovina, adesivos dentinários; tratamento de superfície do metal, níquel-cromo.

UEMURA, E. S. *In vitro comparative study of shear bond strength of Ni-Cr disks, with or without surface treatment, luted to bovine dentin with four cements.* São José dos Campos, 1999. 136p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

This study was carried out with 80 bovine lower incisors. After extraction and debridement the teeth were cut in two parts (crown and root), having the pulp tissue removed. Crowns were frozen at -18° C for a maximum period of 28 days and then embedded in type IV stone. Preparations were carried out in superficial dentin (minimum 5mm area) while the remaining dentin thickness was standardized (1.7 to 2mm). 80 Ni-Cr disks (3mm height, 5mm diameter) were submitted to a ceramic firing cycle. Half the disks had a 50µm Al₂O₃ blast while the other half did not. Cements used were: ZPC –SSW, GICRM Fuji Plus – Fuji; 3M resinous cement - 3M; resinous cement Panavia 21- Kuraray. After ANOVA statistical analysis and Tukey's test ($p > 0.05$), data showed the following shear bond strength mean values at the interface dentin/cement/Ni-Cr disks: dentin/Panavia 21/ blasted Ni-Cr disks (18,29MPa), dentin/Panavia 21/ non blasted Ni-Cr disks (17,87MPa); dentin/Fuji Plus/blasted Ni-Cr disks (16,57MPa), dentin/Fuji Plus/non-blasted Ni-Cr disks (16,70MPa); dentin/3M resinous cement/blasted Ni-Cr disks (15.81MPa), dentin/3M resinous cement/non-blasted Ni-Cr disks (11,40MPa); dentin/ZPC/blasted Ni-Cr disks (3,35 MPa), dentin/ZPC/non-blasted Ni-Cr disks (0,98MPa). Results lead to the conclusions: a) control and tested cements mean shear bond strength values showed a significant statistical difference; b) there was no significant statistical difference between Fuji Plus and Panavia mean shear bond strengths, though both values differed statistically from 3M resinous cement mean shear bond strength; c) blasted and non-blasted specimens mean shear bond strength values showed a statistical significant difference; d) There was no significant statistical difference between resin modified GICRM and Panavia 21 mean shear bond strength

values, with or without Ni-Cr disks blasting.

Key-words: luting agents; bovine dentin, dentin bonding agents; surface treatment, niquel-cromium.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 12 de agosto de 1999.

Eduardo S. Yemura