

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Manuel Carlos Araujo de Miranda Pinto

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA DE TRÊS TIPOS
DE CIMENTOS RESINOSOS FRENTE À CERÂMICA A BASE
DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Taubaté – SP
2009

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Manuel Carlos Araujo de Miranda Pinto

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA DE TRÊS TIPOS
DE CIMENTOS RESINOSOS FRENTE À CERÂMICA A BASE
DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Dissertação apresentada para obtenção do
Título de Mestre pelo Programa de Pós-
graduação em Odontologia do Departamento
de Odontologia da Universidade de Taubaté.
Área de concentração: Dentística
Orientador: Prof. Dr. Marcos Augusto do Rego

Taubaté – SP
2009

MANUEL CARLOS ARAUJO DE MIRANDA PINTO

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof.Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof.Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Prof.Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Dedico este trabalho a **Cristiane**, pelo
companheirismo, paciência e compreensão.
Muito obrigado pelo seu amor, apoio e ajuda
constante. Sem isso este trabalho não seria
realizado.

Aos meus filhos, **Gabriela e Victor**, que são
o meu estímulo e minha recompensa.

Aos meus pais, **Jefferson e Stella**
Dalva, meus primeiros e mais importantes
MESTRES.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Marcos Augusto do Rego**, que teve a incumbência de orientar este trabalho, pelo apoio.

À bibliotecária **Regina Cuba**, pela correção das referências bibliográficas.

A **Dayse Vianna** na elaboração da análise estatística dos resultados.

À Profa. Dra. **Ana Chistina Claro**, sempre disposta a viabilizar meios para a realização dos experimentos e apoio irrestrito as necessidades de todo curso.

À Profa. Dra. **Priscila Liporoni**, pelo apoio durante o curso.

À **Adriana Peloggia** e a todo o pessoal da secretaria, pela atenção e presteza.

À Profa. Dra. **Vanessa Cavalli** que desde o delineamento do projeto, e durante toda a execução não mediu esforços para garantir suporte científico solicitado.

Ao **Carlos Alberto Borges Da Luz** com suas colaborações quanto a informática.

À **Stella Dalva**, minha mãe, quanto à estética e a correção do texto.

Ao Prof. Dr **Rogério Fulgêncio Pinheiro** incentivador, estimulando a opção pela vida acadêmica, bem como a escolha do tema deste trabalho.

Ao Prof. Dr **Hugo de Andrade Filho**, professor exemplar que enobrece o magistério e pessoalmente me inspira por seu conhecimento, dedicação e integridade.

Ao Prof. Dr. **Leonardo Cunha** por sua colaboração e apoio no trabalho.

Ao técnico **José Arauto Ribeiro** por sua competência e disponibilidade no encaminhamento nos testes em laboratório.

Aos técnicos do Laboratório de Materiais dentários da USP, por sua colaboração nos testes de microtração realizados.

Aos meus colegas do mestrado, **Rodrigo, Alexandre, Patrícia, Altino, Paulo, Carol, Adriana, Lilibeth, Juliana, Zilla, Mariana, Marília, Esdras e Cláudio** pela amizade, companheirismo e convivência durante todo este período. Em especial gostaria de ressaltar o apoio fundamental dos parceiros de luta **Rodrigo, Alexandre e Altino** que suavizaram a caminhada árdua, amigos que enriqueceram minha vida.

Pinto MCAM. Avaliação da resistência adesiva de três tipos de cimentos resinosos frente à cerâmica a base de dissilicato de lítio [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2009. 88 p.

RESUMO

O presente estudo hipotetiza que cimentos resinosos com diferentes sistemas de ativação e mecanismo de condicionamento da estrutura dentária, têm a mesma resistência adesiva a uma cerâmica. **Objetivos:** avaliar a resistência de união de agentes de fixação resinosos, cimento resinoso autopolimerizável (C&B- Bisco), dual (Panavia F- Kuraray) e auto-adesivo (Relyx U-100-3M ESPE) frente a uma cerâmica a base de dissilicato de lítio (IPS Empress-Ivoclar Vivadent). **Metodologia:** nove blocos de cerâmica e 9 de compósito foram confeccionados com dimensões 6mmx6mmx6mm e fixados por meio de um agente de fixação resinoso (Panavia F, C&B, RelyX U-100). As superfícies da porcelana e do compósito foram tratadas, o sistema adesivo e o agente de fixação resinoso foram aplicados. O bloco de compósito foi posicionado e foi realizada a fotoativação, por quarenta segundos, em cada face dos blocos. Todas as amostras foram armazenadas em água deionizada a 37°C por vinte e quatro horas. As amostras foram fixadas às placas de acrílico e seccionadas em uma cortadeira metalográfica. Foram obtidas fatias em forma de palito com 1mm de espessura, num total de 15 por grupo. Decorrido trinta dias foram submetidos ao ensaio de microtração em uma máquina de ensaio universal Kratos e os resultados analisados estatisticamente. O padrão de fratura foi analisado em lupa estereoscópica, classificados quanto ao tipo. **Resultados:** O cimento de dupla cura (Panavia F) apresentou maior resistência adesiva. O cimento auto-adesivo (Relyx U-100- 3M ESPE) apresentou adesão inferior aos outros cimentos do estudo. A maioria das fraturas ocorreu dentro da zona adesiva, caracterizando a eficiência e confiabilidade deste teste, na avaliação dos cimentos. **Conclusões:** O agente de fixação auto-adesivo apresentou adesão inferior aos outros e o cimento dual se apresentou um pouco melhor que o quimicamente ativado.

Palavras-chave: Cimento de resina; Cimentos dentários; Cerâmica.

Pinto MCAM. Evaluation of bond strength of three types of resin cements towards the interface of a lithium disilicate ceramic [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Department of Dentistry, 2009. 88 p.

ABSTRACT

This study hypothesized that resin cements with different activation modes and mechanisms have the same bond strength towards ceramic interface. **Objectives:** To evaluate the tensile bond strength of resin-fixing agent, self cured resin cement (C & B, Bisco), dual cement (Panavia, Kuraray) and self-adhesive (Relix U-100) towards the base of a ceramic of lithium disilicate (IPS-Empress Ivoclar Vivadent). **Methodology:** Nine blocks of ceramics and composite resins were prepared with dimensions 6mmx6mmx6mm. The surface of the porcelain and the composite was treated and the fixing agent (Panavia, C & B, ReLyX U-100), was applied. The composite block was photopolymerized for forty seconds on each side of the block. All samples were stored in deionized water at 37°C for twenty-four hours. Afterwards, samples were cut to form matchstick slices 1mm -thick, with a total de 15 per group (n=15). The samples were submitted to microtensile testing at a Kratos universal testing machine (0.05mm/min) and the results were analyzed statistically. The pattern of fracture was observed in stereoscopic and classified. **Result:** The dual-cure cement (Panavia F) showed higher bond strengths whereas the self-adhesive cement (Relyx U-100) showed the lowest bond strength among groups. Most of the fracture occurred inside the adhesive interface, characterizing the efficiency and reliability of this test in the evaluation of cements. **Conclusions:** The self-adhesive cement exhibited lower bond strength compared to the other agents. The dual cured cement system presented a slightly better performance than the self-cured cement. **Key words:** Resin cements; Microtensile bond strength test; Self-adhesive resin.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Delineamento experimental	49
Tabela 2 -	Descrição dos materiais utilizados para confecção dos corpos de prova	50
Tabela 3 -	Medidas, área e conversão de N para MPa dos corpos-de-prova onde foi utilizado o cimento autoadesivo Relyx U-100	64
Tabela 4 -	Medidas, área e conversão de N para MPa dos corpos-de-prova onde foi utilizado o cimento Panavia F	65
Tabela 5 -	Medidas, área e conversão de N para MPa dos corpos-de-prova onde foi utilizado o cimento C & B	66
Tabela 6 -	Valores obtidos para os pares de teste	68
Tabela 7 -	Tipo de fratura dos grupos estudados: A (adesiva); M (mista); C (coesiva)	69

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Padrões metálicos e padrões em cera	51
Figura 2 -	Padrões de cera sendo pesados	52
Figura 3 -	Conduto fixado (esquerda); pastilhas da cerâmica (direita)	52
Figura 4 -	Conjunto padrão/blocos/base plástica	52
Figura 5 -	Inclusão em revestimento IPS Empress Speed	52
Figura 6 -	Eliminação da cera em forno convencional	52
Figura 7 -	Forno de injeção EP600	53
Figura 8 -	Desinclusão dos blocos	53
Figura 9 -	Dispositivo para confeccionar o bloco de resina	53
Figura 10 -	Aplicação da resina, na forma incremental, para confecção dos blocos em resina composta	54
Figura 11 -	Padrão metálico no centro e o bloco de resina composta a esquerda e bloco de cerâmica a direita confeccionado a partir do padrão metálico	55
Figura 12 -	Articulador semi ajustável adaptado para aplicação da carga	56
Figura 13 -	Blocos unidos e estabilizados junto à placa acrílica com godiva ao redor	57

Figura 14 -	Conjunto posicionado na cortadeira no primeiro corte	58
Figura 15 -	Conjunto giro vertido para cortes perpendiculares aos primeiros	58
Figura 16 -	Palitos obtidos na cortadeira metalográfica	59
Figura 17 -	Microscópio estereoscópico ANS JENA	59
Figura 18 -	Palito posicionado e sendo avaliado	60
Figura 19 -	Palito já fraturado visto no dispositivo de Geraldini	61
Figura 20 -	Forma do dispositivo de Geraldini	61
Figura 21 -	Máquina de ensaios Kratos	61
Figura 22 -	Mensuração da área do corpo de prova com paquímetro digital Mitutoyo (Tóquio, Japão)	62
Figura 23 -	Gráfico da média da tensão de ruptura entre os grupos estudados	67
Figura 24 -	Gráfico dos tipos de fratura entre os grupos estudados	70

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 CERÂMICAS	15
2.2 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS	19
2.3 MICROTRAÇÃO	36
3 PROPOSIÇÃO	48
4 MÉTODO	49
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	49
4.2 MATERIAL	49
4.3 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA	51
4.3.1 Cerâmica	51
4.3.2 Resina composta	53
4.4 CIMENTAÇÃO DOS BLOCOS DE CERÂMICA E RESINA COMPOSTA	55
4.5 CORTES PARA OBTENÇÃO DOS PALITOS	57
4.6 ENSAIOS DE MICROTRAÇÃO	60
4.7 ANÁLISES DO PADRÃO DE FRATURA	63
5 RESULTADOS	64
6 DISCUSSÃO	71
7 CONCLUSÕES	79
REFERÊNCIAS	80
APÊNDICE	88

1 INTRODUÇÃO

O surgimento de cerâmicas com melhores propriedades mecânicas permitiram a aplicação, sem metal, em restaurações de dentes posteriores, além da indicação de restaurações indiretas em material cerâmico nos casos onde há extensa perda da estrutura dentária e comprometimento estético. O sucesso clínico de restaurações cerâmicas é fortemente dependente do agente de fixação e do procedimento de cimentação (Diaz-Arnold et al., 1999). Esta situação conduziu a uma maior utilização do cimento resinoso visando fornecer resistência para restaurações cerâmicas e por assegurar melhor fixação ao dente (Kramer & Frankenberger, 2000).

Muitos agentes são usados para fixar restaurações. O tradicional cimento de fosfato de zinco foi sempre o mais popular, mesmo com suas desvantagens como grande solubilidade e baixa retentividade em relação aos agentes de fixação resinosos. O cimento de ionômero de vidro convencional tem potencial anti-cariogênico, devido à presença de flúor e apresenta um coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente, podendo aderir-se quimicamente à dentina e ao esmalte. Porém, esse material tem baixa resistência à tração e à fratura e sua suscetibilidade frente à umidade nas fases iniciais de cura confere uma limitação (Pegoraro et al., 2007).

Os agentes de fixação resinosa adesivos, comercialmente conhecidos como cimentos resinosos, são os materiais de escolha para a fixação de restaurações cerâmicas. Podem ser classificados de acordo com o modo de ativação, podendo ser autopolimerizáveis (quimicamente ativados), fotoativados ou duais (Kramer & Frankenberger, 2000). Alguns autores têm observado redução em algumas

propriedades mecânicas das restaurações, principalmente associadas à incompleta polimerização dos agentes de fixação fotoativáveis (Feilzer et al., 1989; Blackman et al., 1990). Considerando-se que a espessura da restauração indireta e a profundidade da cavidade a ser restaurada dificultam o acesso da luz durante a fotoativação, é importante utilizar um agente de fixação que seja autopolimerizável ou dual (Peutzfeldt, 1995; El-Mowafy & Rubo, 2000; Caughman et al., 2001;). Além da importância da utilização de um agente de fixação adesiva com propriedades mecânicas adequadas para suportar as tensões geradas pelos esforços mastigatórios sobre a restauração, a hibridização do substrato dentinário previamente ao ato de cimentar a restauração constitui um fator de grande importância para a obtenção de boa aderência aos substratos dentais (Nakabayashi et al., 1982).

Agentes de fixação auto-adesivos foram introduzidos como alternativa aos agentes de fixação resinosa convencionais, por combinarem o uso do adesivo e do cimento em uma única aplicação, descartando o tratamento da superfície dental. A capacidade de eliminar passos como condicionamento ácido, aplicação do primer e adesivo simplificam o procedimento de cimentação, gerando menor sensibilidade técnica e aumentando a possibilidade de sucesso clínico (Saskalauskaite et al., 2007).

As interfaces envolvidas no momento da fixação de restaurações cerâmicas devem ser consideradas. A primeira interface está entre a estrutura dental que será unida ao agente de fixação resinoso através de um adesivo. O esmalte e a dentina apresentam variações nos valores de resistência adesiva, assim como em diferentes áreas da dentina de um mesmo dente, dependendo da profundidade, entre outros fatores. Além disso, cada tipo de sistema adesivo difere quanto a forma de

tratamento dentinário, determinando diferentes padrões de união. Na segunda interface o cimento resinoso se ligará a restauração cerâmica por um processo adesivo. A indicação de um tratamento superficial do substrato cerâmico estaria condicionada à sua composição química e estrutural, visando produzir retenções micromecânicas que auxiliem no processo de adesão. Para a realização do tratamento de superfície encontram-se como opções o jato de óxido de alumínio e o condicionamento com ácido fluorídrico para os grupos de cerâmica passíveis de condicionamento. (Tao & Pashley, 1989; Sano et al., 1994; Nakabayashi & Pashley, 2000).

O processo de silanização representa um passo clínico importante na cimentação das restaurações adesivas. O silano é utilizado como o agente responsável pela união entre as fases orgânicas e inorgânicas das resinas compostas, neste caso os agentes de fixação resinosa. Por essas características, tem sido proposta sua utilização para aperfeiçoar os resultados clínicos na cimentação de restaurações indiretas de resina e de cerâmica, assim como em reparos quando ocorrem fraturas desses trabalhos na cavidade bucal. A aplicação do silano sobre a superfície da cerâmica, previamente tratada ou não, tem o objetivo de melhorar a união entre esta e o cimento resinoso. Sua atuação seria tanto física, por aumentar o molhamento da superfície da cerâmica, tornando-a mais receptiva ao adesivo, quanto química, unindo-a ao cimento à semelhança da união entre a partícula inorgânica e a matriz orgânica quando da fabricação das resinas compostas (Roulet et al., 1995).

A longevidade da restauração ficará na dependência da estabilidade da união entre o material indireto, o cimento resinoso e a estrutura dentária no meio bucal. Com isso, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva de agentes de

fixação resinosos auto-adesivo, dual e autopolimerizável frente à cerâmica reforçada com dissilicato de lítio. Uma vez que poucos estudos demonstraram o desempenho dos agentes de fixação autoadesivos e as outras dificuldades de se obter uma cimentação satisfatória, o estudo destes agentes torna-se necessário. A hipótese do trabalho a ser testada foi de que não há diferença na resistência e na morfologia da união com a cerâmica, entre os diferentes agentes de fixação resinosos empregados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CERÂMICAS

Os materiais cerâmicos têm agregado aos tratamentos odontológicos possibilidades físicas e mecânicas de grande aplicação nas restaurações dentárias, com características óticas próximas ao dente. As cerâmicas por apresentarem vantagens quanto à alta resistência à compressão, grande lisura superficial, estabilidade de cor e forma, durabilidade aceitável, excelentes propriedades estéticas, ótimas características isolantes (baixa condutividade térmica, baixa difusividade térmica e baixa condutividade elétrica), não induzem danos ao complexo dentino-pulpar e periodontal (Kelly et al., 1996).

No entanto, a cerâmica pura não oferece resistência necessária e limita quanto à tração e ao cisalhamento. Por ser friável e de pouca maleabilidade não oferece resistência e não é adequado o uso em partes com carga ou maior estresse. Já as estruturas metálicas trazem bom suporte e oferecem resistência as cerâmicas. Se fundida sobre componente metálico adaptado a dente preparado, aumenta a resistência flexural. Coeficientes de expansão térmica próximos entre a porcelana e a liga metálica devem ser buscados para evitar falha na interface liga/porcelana. A cor do metal é coberta por cerâmica opaca numa camada fina e as cores e a opacidade da cerâmica são escolhidas visando tornar a restauração estética possível (Giordano, 1996).

Hondrum (1992) fez uma revisão de resistência das cerâmicas odontológicas e mecanismos responsáveis pelo aumento desta propriedade e enfatizou que a

maioria das coroas totais e próteses fixas têm sido confeccionadas em metalocerâmica devido à baixa resistência das cerâmicas puras. Apontou como desvantagens das metalocerâmicas o potencial de corrosão da liga e possíveis efeitos tóxicos, alérgicos e redução da estética pela falta de translucidez. As próteses metalocerâmicas dificultam na busca de características ópticas semelhantes a do dente natural, pois ao tentar atenuar a parte metálica, tornam-se mais opacas e de difícil resultado natural.

Schweiger et al. (1999) descreveu o Empress 2 como um vidro-cerâmico de dissilicato de lítio prensável, de alta resistência. Este é produzido pela fusão de um vidro (1400 a 1600°C) posteriormente pulverizado e cristalizado em processo de sinterização por calor e pressão, ao qual são adicionados óxidos, carbonatos e fosfatos em sua forma natural. O material liquefeito é resfriado em água, moído em um pó fino e prensado em cilindros de 13mm de diâmetro por 12 ou 24mm de altura densamente sinterizados (850 a 900°C) sob vácuo. Durante esse processo os cilindros também são cristalizados, produzindo-se pastilhas que serão aquecidas sob pressão em um forno. O vidrocerâmico é pressionado em um molde refratário a 920°C (20bar por vinte minutos sob vácuo parcial de 20 a 50mbar). A cerâmica fundida se torna então viscosa e escoar com certa consistência para dentro do molde (5 a 20min). A microestrutura após a prensagem mostra grande quantidade de cristais alongados (60% em volume) com 0,5 a 4µm responsáveis pela resistência à flexão e à fratura do material, que representam a fase principal de dissilicato de lítio, além de cristais de ortofosfato de lítio (0,1 a 0,3µm). O crescimento dos cristais durante as fases de sinterização e prensagem proporciona uma adesão homogênea entre os mesmos e a matriz de vidro, inibindo a propagação de fendas.

Sorensen et al. (1999) descreveram que o desenvolvimento da micro-estrutura altamente cristalina, componente de infra-estrutura de cerâmica IPS Empress 2, com 60% de cristais de dissilicato de lítio a fase cristalina se apresenta tais componentes densamente dispostos e ligados uniformemente à mátria vítrea. Sua estrutura aumenta a resistência à fratura e à flexão e impede a propagação de fendas. A variedade de cores da cerâmica de cobertura que contém cristais de fluorapatita é semelhante em estrutura e nas propriedades ópticas à dentição natural.

Holand et al. (2000) compararam a micro-estrutura e as propriedades de IPS Empress e IPS Empress 2 (Ivoclar). Foi confeccionada uma coroa total em IPS Empress e uma prótese fixa de três elementos em IPS Empress 2, sendo aplicada a cerâmica de estratificação à base de apatita sobre a estrutura de IPS Empress 2. Os autores concluíram que, em comparação com a cerâmica IPS Empress, a cerâmica para estrutura IPS Empress 2 consiste de uma nova micro-estrutura de cristais de dissilicato de lítio e envolvidos em matriz vítrea. O grau de cristalização do IPS Empress 2 é maior do que o IPS Empress, portanto, suas propriedades mecânicas são maiores.

Pallis et al. (2004) compararam a resistência à fratura e origem de falhas dos sistemas IPS Empress 2® (Ivoclar-Vivadent), Procera® Allceram® (Nobel Biocare) e In-Ceram Zircônia® (Vita). A partir de um troquel mestre de metal foram confeccionadas sessenta troqueis de resina com alto conteúdo de carga, que foram divididos em três grupos, variando os três sistemas cerâmicos. Cinco coroas de cada grupo foram separadas para avaliação da espessura do cimento, infra-estrutura e material de cobertura. Os resultados mostraram que as coroas In-Ceram® Zircônia apresentaram a maior resistência à fratura (998-1183N), apesar de não ser

significativamente maior que os outros materiais tratados e menor variação no modo de falha. A origem da falha mais comum encontrada para o sistema Procera® aconteceu entre infra-estrutura e agente cimentante e, para o sistema IPS Empress 2®, entre infra-estrutura e cobertura de porcelana. Houve grande variação entre espessura de cimento em diferentes locais para IPS Empress 2®. A medida de espessura de cimento para Procera® e In-Ceram® foi igual ou menor que para IPS Empress.

Spoehr et al. (2003) avaliaram o efeito de diferentes tratamentos da cerâmica de estrutura IPS Empress®2 (Ivoclar) sobre a resistência de união à tração entre esta e o cimento resinoso RelyX® (3M), com ou sem a aplicação do agente de união Silano. Cento e vinte espécimes de IPS Empress®2 foram obtidos segundo instruções do fabricante, desincluídos, limpos por jateamento de óxido de alumínio (JOA) 100µm por 3s e enxaguados em ultra-som (20s). As amostras foram divididas aleatoriamente em seis grupos que receberam diferentes tratamentos de superfície: 1) JOA 100µm (5s, 2bar de pressão a 10mm de distância), lavadas em ultra-som por 20min e secas; 2) JOA 100µm + S (Scotchbond Ceramic Primer®, 3M), deixada secar por 2min; 3) JOA 50µm similar ao 1; 4) JOA 50µm + S; 5) ácido hidrófluídrico(HF) 10% por 20s, lavada por 1min, limpa em ultra-som por 20min e seca; 6) HF + S. Uma camada do adesivo Single Bond® (3M) foi aplicada, seca com ar por 5s e fotoativada por 10s. Os discos cerâmicos foram cimentados aos pares com cimento resinoso dual (Rely X ARC®, 3M), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sob força de 500gf por 1min, fotoativado por 40s. Após armazenamento em água destilada a 37°C por 24 horas, seguido por termociclagem de quinhentos ciclos entre 5 e 55°C, os CP foram submetidos à tração em máquina de ensaios universal Instron (1,0mm/min). As superfícies fraturadas foram avaliadas

em lupa estereoscópica (20x) e classificadas como: (1) adesiva, em uma das interfaces cerâmicas; (2) coesiva, com fratura do cimento resinoso; (3) mista. As amostras silanizadas apresentaram valores médios de resistência significativamente maiores quando condicionadas com HF (25,6MPa) do que JOA 50 ou 100 μ m (11,8 e 8,4MPa). Na ausência do silano, os valores observados para HF foram significativamente maiores (16,4MPa) do que para JOA 50 ou 100 μ m, que não apresentaram diferença estatisticamente significativa (5,4 e 3,8MPa). A maioria das falhas observadas foi mista. Observou-se que a aplicação do silano foi efetiva no aumento da resistência de união entre o IPSEmpress®2 e o agente resinoso.

2.2 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS

Os cimentos odontológicos são projetados para reter restaurações, coroas, núcleos e aparelhos. Os mecanismos de retenção de restaurações asseguradas por cimentos podem ser químicos, mecânicos (fricção) e micro mecânicos (tecido híbrido). A retenção da restauração é normalmente realizada pela combinação de dois ou três mecanismos dependendo da natureza do cimento e do substrato. O aceitável desempenho clínico dos cimentos odontológicos exige que eles tenham uma resistência adequada à dissolução no ambiente oral, efeito adesivo através de mecânica e aderência, alta resistência sob tensão, boas propriedades de manipulação como trabalho aceitável e colocação de tempo, e aceitabilidade biológica para o substrato (Pegoraro et al., 2007).

Muitos cimentos odontológicos são comercializados, incluindo os cimentos baseados e não baseados em resinas. Tradicionalmente, o cimento de fosfato de

zinco foi considerado como o mais popular agente fixador, não obstante suas desvantagens, em particular, a solubilidade e falta de aderência (O'Brien, 2007).

O cimento de fosfato de zinco tem a variedade mais larga de aplicações em fixação de restaurações, que inclui a cimentação de ligas metálicas e restaurações de porcelana. Também pode ser utilizado como uma cavidade ou base para proteger a polpa de estímulos mecânicos, térmicos, e elétricos. A retenção de restaurações cimentadas por materiais de fosfato de zinco (material não-adesivo) é basicamente dependente da forma geométrica da preparação do dente, isto limita os caminhos da deslocação da restauração. Por causa do seu uso de longo prazo e desempenho clínico excelente, o cimento de fosfato de zinco foi considerado como o padrão para estudos comparativos. Apesar da lógica de seu uso, as desvantagens desse cimento incluem os efeitos biológicos negativos (irritação de polpa), a falta de ação antibacteriana, a falta de adesão, e a solubilidade elevada em fluidos orais (Pegoraro et al., 2007).

Prakki & Carvalho (2001, p.23) em revisão de literatura afirmam que “restaurações indiretas metálicas são as que possuem melhor adaptação à estrutura dental, principalmente as de metais mais nobres e conseqüentemente, uma linha de cimento mais tênue”. Se o preparo cavitário dessas restaurações for executado de forma correta e se um embricamento mecânico nas superfícies ásperas e convergentes do preparo for obtido, o uso do tradicional cimento de fosfato de zinco será suficiente para a obtenção da retenção almejada. Nesses casos, o uso de cimentos resinosos poderia até mesmo prejudicar a adaptação da peça protética, por proporcionar uma linha de cimento adesivo superior àquela inerente ao preparo, levando aos desajustes oclusais.

Com base na formulação dos compósitos de resina para uso direto, foram introduzidas as resinas compostas indicadas para a cimentação. Com o conteúdo de carga em volume menor que da resina composta indicada para restauração direta, os materiais denominados cimentos resinosos apresentam baixa viscosidade para poder preencher os espaços microscópicos da superfície interna das restaurações indiretas, fixando-as ao esmalte e dentina. A estrutura dental necessita ser preparada com um ácido e selada, em seguida, com um adesivo dentinário (Diaz-Arnold et al., 1999; Burke, 2005). Segundo Burke (2005), os cimentos resinosos são materiais de cimentação ativos, capazes de união com o esmalte, dentina e a superfície da restauração indireta. A dificuldade relacionada ao uso de cimentos resinosos está na técnica de aplicação dos sistemas adesivos às estruturas dentais e às superfícies da cerâmica ou em resina composta indireta.

Os cimentos resinosos são compostos por uma matriz resinosa com cargas inorgânicas. Estes cimentos são virtualmente insolúveis nos fluidos orais e suas propriedades variam muito de um produto para outro. São classificados de acordo com a reação de polimerização em autopolimerizados ou quimicamente ativados, polimerizados pela emissão de luz visível ou fotopolimerizável e polimerizados por reação química e pela luz visível, sendo esse último denominado cimento de ativação dupla ou dual (Anusavice, 2005).

Diaz-Arnold et al. (1999) revisaram cinco tipos de cimentos para a fixação de próteses, apresentando as vantagens, desvantagens e indicações de cada cimento resinoso. Segundo estes autores, cimentos resinosos são basicamente resinas compostas modificadas, já que apresentam igual matriz orgânica (BIS-GMA) e diluente, diferindo no tipo e tamanho da carga inorgânica.

Knobloch et al. (2002) compararam a resistência à fratura após 24 horas e depois de sete dias dos cimentos resinosos Panavia 21 (Kuraray), Enforce (Dentsply) e C&B Metabond (Parkell), dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina Vitremer (3M), Advance (Dentsply) e Fuji Dual (OC America), e do cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem (Espe). A resistência à fratura do C&B Metabond em 24 horas e do Enforce após 24 horas e sete dias foi estatisticamente maior do que o Panavia e os cimentos de ionômero de vidro. A resistência à fratura dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foi quatro vezes maior do que o ionômero convencional, mas significativamente menor em relação aos cimentos resinosos C&B Metabond e Enforce, sendo que o cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem mostrou menor resistência à fratura.

Browning et al. (2002) comparando num estudo in vitro e em preparos sem forma de retenção, a força de retenção do cimento resinoso foi de 9,4MPa, o cimento de Ionômero de vidro foi de 5MPa e o cimento de Fosfato de Zinco 3,1MPa. O cimento resinoso foi significativamente mais resistente. Portanto, quando a altura axial da parede do preparo ou o ângulo de convergência do preparo forem desfavoráveis, é provável que as restaurações protéticas cimentadas com um cimento resinoso tenham um deslocamento menor do que àquelas cimentadas com um cimento convencional.

Malament & Socransky (1999) realizaram estudo clínico, para verificar o índice de sobrevivência das restaurações totalmente cerâmicas (Dicor), cimentadas com diferentes cimentos, no período de 14 anos. Concluíram que, os índices de sobrevivência na cavidade oral foram maiores nas restaurações cimentadas adesivamente (cimento resinoso), em relação às restaurações cimentadas de forma convencional (fosfato de zinco e ionômero de vidro).

Os cimentos autopolimerizáveis são indicados para cimentação de restaurações metálicas e núcleos intra-radiculares nos procedimentos clínicos que não existe a possibilidade da passagem de luz para fotopolimerização. O tempo de trabalho é reduzido, o que dificulta a execução das etapas clínicas de inserção do cimento no interior da restauração indireta e cimentação (Rueggeberg & Caughman, 1993; El-Badrawy & El-Mowaf, 1995).

Durante o processo de fixação de restaurações indiretas estéticas com cimentos resinosos autopolimerizáveis, a retenção inicial baseia-se unicamente na adesão oferecida pelo cimento e na sua intrínseca resistência coesiva. Burrow et al. (1996) determinaram a resistência de união entre dentina bovina e os cimentos resinosos Bistite Resin Cement, Superbond C & B e Panávia 21 nos tempos de dez minutos, uma hora e um dia. Os resultados revelaram que a adesão dos cimentos resinosos, tanto de polimerização dual como quimicamente ativado aumentaram significativamente durante as primeiras 24 horas. Os autores concluíram que os cimentos resinosos de polimerização química demonstraram, nos primeiros minutos, baixos valores de resistência de união, sugerindo que os excessos dos cimentos fossem removidos cuidadosamente e que as restaurações não deveriam ser submetidas às forças oclusais de grande magnitude pelo menos até uma hora após da cimentação.

As resinas compostas de dupla ativação estão disponíveis comercialmente em duas pastas, uma contendo peróxido de benzoíla e a outra uma amina terciária, além da canforoquinona que quando misturadas e expostas à luz iniciam a polimerização pela interação amina/canforoquinona. Nas situações onde o material não é exposto à luz, a ativação química é iniciada pela interação amina/peróxido de benzoíla (Anusavice, 2005).

A composição dos cimentos resinosos dual, que associa a fotoativação e a polimerização química, proporciona propriedades físicas e mecânicas como a força de união, resistência ao desgaste e resistência à compressão superiores aos demais materiais de cimentação. Entretanto, como todo o material restaurador, este também apresenta alguns inconvenientes. O crucial controle da umidade no ato da cimentação, a realização de uma fotopolimerização adequada e problemas relacionados à contração de polimerização, são alguns deles.(Prakki & Carvalho 2001).

Os cimentos resinosos de polimerização dual foram desenvolvidos para compensar a redução de luz provocada pela interposição dos materiais indiretos, para possibilitar maior tempo de trabalho, melhor facilidade de remoção de excessos e gerar resistência imediata que impeça o deslocamento da restauração quando submetida às forças oclusais (Burrow et al., 1996; Pegoraro et al., 2007). Nas situações onde foi impossível a ativação por luz ou onde a energia luminosa é reduzida pela interposição de materiais restauradores estéticos, as propriedades mecânicas desses cimentos são menores, sendo encontrado um maior número de duplas ligações remanescentes, devido ao menor grau de conversão (Ruggeberg & Caughman, 1993; Kumbuloglu et al., 2004). Nesses casos, Asmussen & Peutzfeld (2006) recomendaram fazer a união pelo mecanismo de reação química. Entretanto, também aconselha o uso adicional da luz no cimento resinoso para minimizar a inibição do oxigênio nas margens da restauração. Braga et al. (2002) avaliaram, após 24 horas, a influência da interposição de um bloco de resina de 2mm de espessura na polimerização dos cimentos resinosos Variolink II nos modos de ativação dual, fotopolimerizável e autopolimerizável e o Rely X ARC nos modos dual e autopolimerizável. Segundo os autores o cimento Variolink II, apresentou maiores

valores de dureza no modo de fotoativação quando comparado com os modos de autoativação e dual, mas os modos foto e dual foram semelhantes na resistência à flexão, sendo que o cimento Rely X ARC apresentou sempre maiores valores quando utilizado no modo dual.

Kumbuloglu et al. (2004) avaliaram a microdureza superficial e a força flexural e compressiva de cinco cimentos e compararam o grau de conversão da polimerização dual e química de quatro cimentos resinosos depois de armazenamento em água por uma semana. Os autores concluíram que para todos os cimentos resinosos, a forma dual mostra maior grau de conversão.

El-Badrawy & El-Mowafy (1995) verificaram a dureza de cimentos resinosos ativados quimicamente e na versão dual, além do efeito da espessura da restauração. Os autores concluíram que a polimerização pela ativação química é insuficiente para obter dureza máxima do cimento resinoso. Que existe uma perda de 25% na dureza Knoop para os cimentos ativados quimicamente quando comparados com os cimentos duais. Além disso, a dureza do cimento foi significativamente reduzida quando houve um aumento na espessura da restauração 2 para 3mm.

Novos métodos de fotoativação têm sido propostos com o objetivo de melhorar efetividade dos cimentos resinosos dual, sendo assim, foram recomendados os tempos de quarenta segundos sobre a superfície oclusal, vinte e/ou quarenta segundos sobre a superfície oclusal, vestibular e lingual, contudo essa variação nos protocolos de fotoativação não influenciou a dureza Knoop. Por outro lado, a fotoativação limitou de alguma maneira o mecanismo de autopolimerização dos cimentos dual interferindo em suas propriedades mecânicas (Velarde et al., 2005).

O grau de conversão dos cimentos resinosos nos modos de polimerização por autoativação, fotoativação e dual foi comparado por Sharp et al. (2005). Os autores concluíram que o cimento resinoso Rely X ARC apresentou grau de conversão similar nas três formas de ativação, enquanto que o Variolink apresentou maior grau de conversão somente na versão dual e o Calibra mostrou maior grau de conversão no modo autoativado.

Dentre os fatores que afetam a resistência da união, a efetividade da polimerização dos sistemas adesivos e cimentos resinosos dual e a morfologia da camada híbrida têm sido extensamente pesquisadas para a durabilidade dos procedimentos de cimentação. Mak et al. (2002) avaliaram, após 24 horas, a resistência de união entre dentina humana e os cimentos resinosos Choice/All-Bond2, Rely-X ARC/Single Bond, Super-Bond C&B e Panavia F na fixação de restaurações indiretas em resina composta, sem ativação por luz. Os resultados revelaram maiores valores de resistência de união para os cimentos dual Choice/All Bond2 (38,2MPa) e Rely X ARC/Single Bond (34,5MPa) e menores valores para o cimento autopolimerizável Super-Bond C&B (24,7MPa) e cimento dual Panavia F (16,1MPa). As distribuições dos padrões de fraturas nos cimentos resinosos dual Choice/All Bond2 e Rely-X ARC/Single Bond revelaram falhas adesivas ao longo da interface *overlay*/cimento e coesivas no cimento resinoso. No cimento autopolimerizável Super-Bond C&B, houve predominância de falhas coesivas no cimento. No Panavia F, as falhas foram predominantemente adesivas ao longo da superfície dentinária. Esses resultados comprovam que, mesmo sendo um cimento de polimerização exclusivamente química, o Super-Bond C&B possui componentes resinosos que lhe conferem menor resistência coesiva, mas os cimentos resinosos duais Choice e Rely X ARC, utilizados no modo autopolimerizável, possuíram menos

fraturas coesivas e maior resistência de união devido à melhor interação com substrato dentinário e presença de componentes resinosos mais resistentes. Segundo os autores os menores resultados obtidos com o cimento Panavia F deveu-se a incompatibilidade química entre os cimentos autopolimerizáveis e adesivos autocondicionantes simplificados.

A influência dos modos de polimerização nos cimentos resinosos dual associados a adesivos simplificados utilizando técnica úmida de dois passos operatórios foi estudada por Asmussen & Peutzfeldt (2006) que avaliaram a resistência da união entre a dentina humana e os sistemas Rely X ARC/Scotchbond 1 XT e Variolink II/Excite DSC. Os resultados revelaram que não houve diferenças estatisticamente significantes na resistência da união entre os modos de fotoativação e autoativação.

Segundo Swift et al. (1998) os sistemas adesivos de frasco único são polimerizados somente pela fotoativação, porém com o objetivo de melhorar o grau de polimerização e aumentar os valores da resistência de união os fabricantes produziram componente de ativação química para cimentação das restaurações indiretas. Para os autores a associação All-Bond2/Duo-Link na condição de fotoativação do *primer* e autoativação do cimento produziu os menores valores da resistência da união (7,5MPa). No entanto, para a mesma condição, a associação Scotchbond/SBRC produziu os maiores valores da resistência da união (15,4MPa).

Os cimentos resinosos convencionais são baseados na técnica de condicionamento ácido dos substratos dentais seguida de lavagem com água e aplicação de sistemas adesivos ou na técnica autocondicionante que consiste em sistemas de um ou dois passos operatórios de acordo com a sequência de aplicação dos primers (Carvalho et al., 2004; De Munck et al., 2004; Hikita et al., 2007). Essas

técnicas são muito sensíveis e complexas, pois apresentam muitos passos operatórios, podendo comprometer a efetividade da adesão e resultar em sensibilidade pós-operatória e insucesso da restauração indireta (Mak et al., 2002; Yang et al., 2006). Com o objetivo de simplificação da técnica de cimentação e eliminação das dificuldades relacionadas com as técnicas de adesão, foi introduzido no mercado odontológico um cimento resinoso que combina o uso de adesivo e cimento em uma única aplicação, eliminando a necessidade de pré-tratamento nos substratos dentais (De Munck et al., 2004). Esse novo cimento denominado Rely X Unicem (3M ESPE) é constituído por um pó e um líquido acondicionado em cápsulas, sendo necessária a pré-ativação para colocar o pó em contato com o líquido e a ação mecânica com auxílio de um misturador. Segundo o fabricante (3M ESPE 2002), o material consiste em um cimento resinoso universal de polimerização dual e auto-adesivo indicado para cimentação de restaurações indiretas de cerâmicas, resinas compostas, ligas metálicas e também pinos de fibra.

As propriedades físicas e químicas do cimento resinoso Rely X Unicem (3M ESPE) foram analisadas por Gerth et al. (2006). Segundo os autores, o cimento Rely X Unicem é composto por partículas inorgânicas sólidas e componentes orgânicos líquidos. As partículas inorgânicas consistem de uma rede de vidro de Al-Si-Na com a incorporação de estrôncio e lantânio distribuídos em tamanhos semelhantes, conferindo ao material melhores propriedades mecânicas. Além disso, o cimento Rely X Unicem é composto de aproximadamente 2% de $\text{Ca}(\text{OH})_2$, o que pode induzir à mineralização, aumentar o efeito antimicrobiano e proporcionar a redução dos níveis de acidez pós-presas com redução da sensibilidade pós-operatória. Um índice de 10% de fluoreto foi detectado podendo contribuir na redução das taxas de cáries recorrentes. O mecanismo de união do Rely X Unicem se dá pela quelação de

íons cálcio por grupos ácidos, produzindo adesão química com a hidroxiapatita da estrutura dental. Nesse estudo foi demonstrado que 86% do cimento reagiram com o cálcio. O cimento Rely X Unicem aplicado sobre a dentina demonstrou interação muito superficial sem a presença da camada híbrida ou *tags* de resina, sendo observada uma zona de interação irregular que variou de 0 a 2µm. Apesar de seu pH baixo, que favorece a desmineralização, os aspectos morfológicos de sua interação com o substrato dental podem não explicar sua resistência de união.

Trajtenberg et al. (2003) compararam a força de adesão do cimento resinoso auto-adesivo UNICEM (UN, 3M ESPE) com dois cimentos resinosos duais Calibra (C, Dentsply/Caulk) e Variolink (V, Ivoclar/Vivadent), no esmalte e dentina, usando dois dispositivos de polimerização (dual e autopolimerização). Os autores concluíram que o cimento auto-adesivo obteve menor força de adesão em relação aos outros cimentos duais.

Christensen (2003) mostrou a necessidade do preparo adequado, com divergência suficiente das paredes preparadas. Considerou os sistemas adesivos, também importante na união micromecânica dos materiais de preenchimento à superfície dental e ainda do agente cimentante à peça protética que assegurasse retenção adequada de coroas e próteses fixas. O autor ressalta que os cimentos resinosos, nos últimos dez anos, foram muito difundidos, mas o aparecimento de maior sensibilidade dental pós-operatória foi constatado. O autor descreve que o cimento resinoso auto-adesivo RelyX™ Unicem (3M Espe) é um material que possui propriedades físicas dos cimentos resinosos combinado com as propriedades dos *primers* autocondicionantes, reduzindo, ou quase eliminando, a sensibilidade pós-operatória, mas que usado com cautela por não possuir estudos quanto à longevidade clínica.

Behr et al. (2004) compararam a adaptação marginal e a microinfiltração por penetração de fucsina após simulação de estresse oral de cinco anos, ambos em dentina, de um cimento adesivo. Os autores concluíram que os cimentos auto-adesivos, sem o pré-tratamento da dentina, podem promover adaptação marginal comparável a de cimentos resinosos (já estabelecidos). Porém, este estudo não avaliou a microinfiltração nem adaptação marginal em esmalte.

Fabianelli et al. (2005) avaliaram *in vitro* a adaptação da interface de um novo cimento resinoso auto-adesivo (Relyx TM Unicem – 3M Espe) em comparação com outros cimentos quanto utilizados para cimentar *inlays* de ouro e de cerâmica. Depois de armazenadas e sendo submetidas a termociclagem, a microinfiltração foi testada nas margens oclusais e cervicais. Os autores concluíram que o pior resultado foi encontrado com o cimento de fosfato de zinco. E, de uma maneira geral, o Relyx TM Unicem e o Fuji Cem® promoveram um melhor selamento que o Variolink II® e ao Harvard Cement®. Comparando os materiais para cimentação de Empress 2, ficou evidente que o Relyx TM Unicem se comportou melhor que o Variolink II®, tanto na interface oclusal quanto na cervical. Na análise de microscopia dos corpos de prova Relyx TM Unicem apresentou bom selamento à estrutura dentária, porém, com alguns espaços vazios ou *gaps*.

Piwozarezyk et al. (2005) avaliaram a microinfiltração em seis tipos diferentes de cimento, sendo um deles o resinoso auto-adesivo Relyx TM Unicem. Neste estudo o Relyx TM Unicem apresentou o menor grau de microinfiltração tanto em esmalte quanto em dentina. Em todos os grupos a microinfiltração foi maior em dentina que em esmalte

Uy et al. (2006) investigaram o efeito de cimentos resinosos sob cargas que causam fadiga nestes materiais. Para isso, coroas totais de ouro foram cimentadas

com cinco diferentes tipos de cimento. Foi constatado não haver diferença significativa entre o Relyx TM Unicem e o fosfato de zinco. Dos quatro cimentos resinosos testados, Calibra Esthetic®, C&B Opaque® e o Panavia F® são significativamente superiores ao fosfato de zinco.

Gerth et al. (2006) analisaram as propriedades químicas e mecânicas dos cimentos resinosos de polimerização dual Relyx TM Unicem (3M Espe) e Bifix® (VOCO) embasados na composição, morfologia de superfície e reação de polimerização destes materiais, assim como a reação dos mesmos à hidroxiapatita. Quanto à composição, ambos são constituídos de partículas inorgânicas sólidas e componentes orgânicos líquidos. Com Relyx TM Unicem, 86% dos átomos de cálcio reagem comparados com 65% do Bifix®. Assim, o Relyx TM Unicem mostrou maior interação química com a hidroxiapatita, o que explica as propriedades mecânicas do produto, apesar de interagir muito superficialmente com a dentina e não apresentar *tags* de resina. Uma camada de interação irregular, de espessura de 0 a 2µm não explicaria as propriedades mecânicas do material.

Costa et al. (2006) avaliaram a resposta pulpar após a cimentação de *inlays* de resina composta usando dois diferentes cimentos resinosos. Os autores concluíram que a técnica de cimentação para *inlays* usando diferentes agentes cimentantes pode causar dano pulpar específico. Variolink II® associado ao sistema adesivo Excite® causou maiores efeitos adesivos que o cimento Relyx TM Unicem.

Objetivando avaliar o desempenho de um agente de cimentação auto-adesivo, De Munck et al. (2004) aplicaram RelyX Unicem (3M Espe) sobre superfícies de esmalte e dentina humanos, submetidas ou não a condicionamento ácido prévio. Para efeito de comparação, Panavia F também foi empregado. Blocos de resina composta pré-polimerizados foram cimentados sobre a estrutura dental e,

após 24 horas, as amostras foram seccionadas para realização de ensaio de microtração. Em esmalte, os melhores valores de resistência de união foram apresentados por RelyX Unicem após condicionamento ácido e por Panavia F. Em dentina os melhores valores foram apresentados por RelyX Unicem sem condicionamento e por Panavia F. Os autores afirmaram que, apesar do baixo pH apresentado pelo RelyX Unicem, a desmineralização da estrutura dental com esse sistema é reduzida, provavelmente devido à sua elevada viscosidade e propriedades tixotrópicas. Para melhores resultados, este sistema deveria ser sempre empregado sob pressão.

Analisando então a interação de diferentes cimentos e o substrato dentinário, Salz et al. (2004) compararam a resistência da união de diferentes cimentos resinosos dual, utilizando somente a versão autopolimerizável. Os resultados revelaram que os cimentos Multilink (39,3MPa) Rely X Unicem (6,3MPa) e Panavia 21 (1,9MPa) foram diferentes estatisticamente. Os autores concluíram que a baixa resistência da união do Panavia 21, que utiliza *primer* autocondicionante (ED Primer), pode ser atribuída à incompatibilidade entre os sistemas iniciadores do cimento resinoso com o seu respectivo *primer* e o cimento simplificado auto-adesivo Rely X Unicem, no modo quimicamente ativado, apresentou baixos valores da resistência da união à dentina.

Tezvergil-Mutluay et al. (2007) demonstraram que a proporção entre os componentes usados para iniciar a reação por luz ou química é importante para a polimerização dos cimentos de polimerização dual. Enquanto, cimentos resinosos como o Rely X ARC e Variolink II apresentaram grau de conversão entre 21 a 23% menor quando quimicamente ativados e em relação à ativação pela luz, o Rely X Unicem apresentou uma redução entre 48 a 54% na mesma condição.

Hikita et al. (2007) avaliaram a resistência de união entre os substratos de esmalte e dentina humana e blocos de MZ100 (3M ESPE Seefeld, Germany), fixados com os cimentos resinosos Linkmax (GC, Tokyo, Japan), Nexus 2 (Kerr, Orange, CA, USA), Panavia F (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japan), Rely X Unicem (3M ESPE Seefeld, Germany) e Variolink II (Ivoclar-Vivadent Schaan, Liechtenstein) da maneira convencional orientada pelo fabricante e variando o modo de aplicação . Os autores concluíram que o condicionamento ácido na dentina não representou uma condição ideal para a utilização do cimento resinoso auto-adesivo Rely X Unicem, visto que esse cimento é viscoso e tem dificuldade de infiltração na rede de colágeno exposta pela desmineralização, além disso, o uso combinado com um adesivo autocondicionante gerou muitas falhas coesivas do cimento o que significa que a acidez do adesivo pode ter reagido com o sistema de polimerização do cimento causando incompatibilidade química.

Yang et al. (2006) avaliaram, no modo quimicamente ativado, a resistência da união entre a dentina humana e o cimento resinoso autopolimerizável Super-Bond C&B (SB, Sun Medical, Shiga, Japan), o cimento dual Panavia F 2.0 com ED *primer* auto-condicionante (PF, Kuraray Medical Inc., Osaka, Japão) e o cimento auto-adesivo Rely X Unicem (RU, 3M Espe AG, Seefeld, Alemanha). Os resultados revelaram que a resistência de união para os três cimentos foi significativamente maior na dentina superficial do que em dentina cervical e profunda. Não houve nenhuma diferença significativa entre os cimentos na dentina profunda e da dentina cervical. Os valores de resistência de união para o cimento auto-adesivo Rely X Unicem foram significativamente menores em todas as regiões quando comparados aos demais cimentos resinosos. A análise do padrão de fratura revelou predominância de falhas adesivas ao longo da superfície da dentina e coesivas no

cimento para o cimento auto-adesivo Rely X Unicem. A análise em MEV revelou que, no cimento autopolimerizável Super-Bond C&B, houve formação da camada híbrida com largura de aproximadamente $4\mu\text{m}$, que se estendeu até as paredes dos túbulos ao redor dos *tags* de resina, fechando a abertura dos túbulos; no cimento Panavia F 2.0, a camada híbrida apresentou aproximadamente $1.5\text{-}2.0\mu\text{m}$ e, finalmente, no cimento auto-adesivo Rely X Unicem, não foi observada nitidamente nenhuma camada híbrida.

As pesquisas sobre a interação entre o cimento auto-adesivo Rely X Unicem e o substrato dental está na sua capacidade e efetividade de condicionamento e infiltração. Quando se utilizou o cimento resinoso dual autoadesivo, não houve formação de camada híbrida e nem a presença de *tags* resinosos (De Munck et al., 2004; Yang et al., 2006; Goracci et al., 2006).

Analisando a importância de aplicação de pressão durante a cimentação, Goracci et al. (2006) aplicaram pressão de 20 e 40g/mm^2 , por cinco minutos, sobre as restaurações *overlays* de Paradigm MZ100 (3M ESPE), fixadas em dentina humana, utilizando os cimentos resinosos dual Panavia F 2.0 (Kuraray) e autoadesivos Rely X Unicem (3M ESPE) e Maxcem (Sybron-Kerr). Os resultados da resistência da união na dentina revelaram que a pressão de cimentação para os cimentos Rely X Unicem 20g/mm^2 ($6,8\text{MPa}$) e 40g/mm^2 ($14,5\text{MPa}$) e Panavia F 2.0 20g/mm^2 ($7,5\text{MPa}$) e 40g/mm^2 ($10,9\text{MPa}$) foram diferentes estatisticamente, mas no cimento auto-adesivo Maxcem 20g/mm^2 ($4,1\text{MPa}$) e 40g/mm^2 ($5,2\text{MPa}$) foi igual estatisticamente. Entre os cimentos resinosos, os valores da resistência da união para Rely X Unicem e Panavia F 2.0 foram semelhantes e maiores do que o Maxcem. A análise morfológica da interface de união revelou que, no cimento Maxcem, não houve evidências de sinais microscópios de adesão micromecânica;

pelo contrário, observou-se frequentemente uma descontinuidade interfacial, sendo que a pressão constante de cimentação somente permitiu a interação superficial com a dentina e não houve formação de camada híbrida. O cimento Rely X Unicem exibiu uma melhor continuidade na região interfacial, mas também não formou camada híbrida, sendo que a aplicação da pressão contribuiu para redução da espessura de película e das porosidades, embora não tenha aumentado a penetração em profundidade na dentina. O cimento Panavia F 2.0 apresentou uma camada híbrida de espessura de 1 a 2µm com pequenos *tags* de resina.

Dentro de todos os aspectos abordados, observou-se que a união proporcionada pelos cimentos resinosos na cimentação de restaurações estéticas deve ser analisada em duas interfaces, cimento/dente e cimento/restauração. A união cimento/dente está diretamente relacionada com a presença e quantidade de esmalte remanescente, área e tipo de dentina, material utilizado como base e/ou núcleo de preenchimento, tipo e forma de aplicação do sistema adesivo, tipo de material cimentante e compatibilidade entre sistemas adesivos e cimentos resinosos (Burrow et al., 1996; Carvalho et al., 2004; De Munck et al., 2004; Goracci et al., 2006; Yang et al., 2006; Hikita et al., 2007).

Com sua menor solubilidade, acreditou-se que o cimento resinoso poderia ser utilizado indiscriminadamente com o intuito de compensar a discrepância marginal das restaurações e, por conseguinte, permitir a cimentação de restaurações com pobre adaptação marginal. Porém, essa afirmação merece cautela, uma vez que a baixa resistência ao desgaste desses cimentos tem sido frequentemente descrita na literatura (Kramer & Frankenberger, 2000). Alguns autores têm mostrado que há um aumento do desgaste do cimento resinoso na medida em que a extensão da fenda marginal é ampliada. Segundo Gemalmaz et al. (2001) o desgaste do cimento

resinoso é mais acentuado na interface cimento-cerâmica do que na interface cimento-esmalte devido ao alto módulo de elasticidade da cerâmica, que, ao invés de absorver as forças mastigatórias que incidem sobre ela, as transmite para o cimento, cujo módulo de elasticidade é menor. Entretanto, o alto índice de desgaste do cimento resinoso pode deixar a cerâmica sem suporte na margem da restauração, podendo acarretar em microfraturas (Kramer & Frankenberger, 2000).

2.3 MICROTRAÇÃO

Proposto por Sano et al. (1994) o desenvolvimento de um ensaio de tração para a avaliação da resistência adesiva em áreas superficiais de adesão pequenas. Vinte terceiros molares extraídos tiveram o esmalte oclusal, mesial e distal removido. Avaliaram-se três combinações de sistema adesivo / material restaurador: 1) SBMP® / RC Z100® ; 2) CLB 2® / RC Photo Clearfil A®; 3) Vitremer® (com primer do próprio cimento de poliacenoato de vidro modificado por resina), em blocos de 5mm de altura. Os espécimes ficaram armazenados por 24h a 37°C, quando a porção radicular foi removida e tiras de 0,5mm a 3,0mm de espessura foram obtidas por cortes na direção do longo eixo dos dentes, através da dentina e do compósito. Cada tira foi desgastada com uma ponta adiamantada superfina na altura da interface adesiva, que ficou com um estreitamento. Os CP em forma de ampulheta foram fixados com adesivo cianoacrilato a um dispositivo de teste (Bencor Multi-T, Danville) e submetidos à força de tração (1mm/min). O tipo de fratura de cada espécime foi determinado (microscopia de dissecação, 10x). A força necessária para romper a adesão foi dividida pela área trans-seccional da dentina aderida para obter-

se a resistência de união em MPa. Os maiores valores foram obtidos com o CLB 2, seguido pelo SBMP e os mais baixos com o Vitremer®. Para CLB 2 observaram-se áreas de adesão entre 0,25 a 11,65mm², ocorrendo mais fraturas coesivas quando esta foi maior que 7,17mm², coesivas e adesivas entre 2,31 e 7,17mm² e apenas falhas adesivas abaixo de 2,31mm². Para o SBMP a área de adesão apresentando apenas fraturas adesivas variou entre 0,45 e 4,95mm². Os valores observados com o primer do Vitremer® foram muito menores que dos adesivos resinosos, não ocorrendo falhas coesivas na dentina, mas muitas falhas coesivas no compósito. A resistência de união à tração mostrou-se dependente da área aderida. Concluiu-se que o ensaio de microtração poderia ser utilizado com segurança para avaliar a resistência de união utilizando-se espécimes com espessura entre 1,6 a 1,8mm². Essas dimensões promoveram menor dispersão nos resultados e geraram fraturas adesivas na maioria dos espécimes. A microtração também possibilitaria a análise da união nos diferentes substratos dentinários, assim como da longevidade da união nas mesmas condições.

Cardoso et al. (1998) avaliaram a resistência de união de três sistemas adesivos à estrutura dentária comparando os resultados obtidos por microtração, cisalhamento e tração. Molares humanos extraídos tiveram sua superfície planificada expondo a dentina sobre a qual foi construído um cone de resina composta (Z100®, 3M), utilizando-se os adesivos Single Bond® - SB (3M), SBMPPlus® (3M) ou Etch&Prime® - EP (Degussa). O ensaio de cisalhamento foi realizado com um cinzel, enquanto o de tração utilizou um grampo metálico para puxar o cone de resina. Para o ensaio de microtração, um bloco de RC de cerca de 5mm foi construído sobre a dentina exposta. Com um disco adiamantado obtiveram-se palitos com 0,25mm² de secção transversal, fixados a um dispositivo adaptado à

máquina para tração a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Todos os testes apresentaram resultados semelhantes entre os sistemas adesivos. A comparação entre os testes mostrou que a microtração apresentou valores médios mais elevados (SB \pm 35MPa; SBMPP \pm 33 MPa; EP \pm 28 MPa) que a tração (SB \pm 9 MPa; SBMPP \pm 6 MPa; EP \pm 4 MPa) ou o cisalhamento (SB \pm 13 MPa; SBMPP \pm 10 MPa; EP \pm 6 MPa). O coeficiente de variação foi menor para os grupos submetidos à microtração (33,67%, com média de 32MPa) que para os grupos de cisalhamento e tração (52,48% e 57,81%, com médias de 10MPa e 7MPa, respectivamente). Concluiu-se que o teste de microtração foi uma alternativa interessante, que abriria novas possibilidades de estudo.

Phrukkanon et al. (1998) questionaram os resultados dos testes de microtração observados com a utilização de CP com área transseccional quadrada, uma vez que a distribuição do estresse ao longo da interface adesiva com esse formato seria desigual. Foram desenvolvidos desenhos de ensaios de microtração e microcisalhamento utilizando-se espécimes com área transseccional cilíndrica para se avaliar a influência da forma da área adesiva sobre os valores de resistência de união. O tipo de fratura observado foi diferente para os dois ensaios, predominando fraturas coesivas parciais ou totais no microcisalhamento e adesivas para microtração. Observou-se relação inversa entre a área de adesão e a resistência de união. Sugeriu-se a utilização de espécimes com diâmetro de 1,4mm uma vez que os resultados são similares aos observados com 1,2mm, sendo estes mais passíveis de perdas durante o corte e preparo dos mesmos. Apesar dos valores obtidos para os ensaios de cisalhamento ter sido bastante similares aos de tração, são desenhos de testes muito diferentes, considerando-se a forma de aplicação da força e o padrão de distribuição do estresse, sendo, portanto, complementares.

Schreiner et al. (1998) realizaram estudo com o objetivo de comparar a resistência de união de cinco adesivos aos testes de microtração e cisalhamento. A partir dos resultados obtidos, os autores concluíram que os testes de cisalhamento produziram significativamente maior número de falhas coesivas na dentina e na resina que o método de microtração com isso, este último teste produz uma avaliação mais correta da resistência de união adesiva.

Em uma revisão da literatura descrevendo as modificações ocorridas nos ensaios de microtração, Pashley et al. (1999) observaram que os espécimes para avaliação da resistência de união dentina / resina composta apresentavam espessura entre 0,5 a 1,0mm cortados de maneira a concentrar a força de tração na interface adesiva, durante o teste. As vantagens associadas ao teste foram a possibilidade de obtenção de vários corpos-de-prova a partir de um único dente e de avaliar a união resina / tecidos dentais duros em longo prazo. Sua versatilidade não foi observada em nenhum outro ensaio convencional, com alto potencial para avaliação da resistência de união dos materiais adesivos utilizados em odontologia, apesar de exigir maior tempo de trabalho no laboratório.

O ensaio de microtração foi desenvolvido na tentativa de eliminar a distribuição não uniforme do estresse sobre a interface adesiva. Este padrão de distribuição era gerado nos ensaios convencionais de tração e cisalhamento, com fraturas precoces de partes da interface ou do substrato em áreas de alta concentração de estresse. A diminuição do número e do tamanho dos defeitos na zona adesiva diminuiria as falhas coesivas e aumentaria os valores de resistência de união, conforme a forma trans-seccional. Para avaliar a resistência da união entre cerâmicas prensadas sob altas temperaturas e uma resina composta, Dellabona et al. (2000) propuseram a utilização deste ensaio. A hipótese era de que a resistência

seria determinada pela microestrutura e pelo tratamento da superfície da cerâmica. O Silano melhorou a resistência de união independentemente do tipo de cerâmica ou do condicionamento ácido da superfície. Todas as fraturas ocorreram na zona de adesão, definida pela região em que o adesivo interage com os dois substratos para promover a união, não sendo observada fratura na resina ou na cerâmica. A interpretação adequada do tipo de falha previne conclusões equivocadas sobre a utilidade do ensaio e os fenômenos na zona de adesão. As diferenças na microestrutura e composição da cerâmica foram determinantes no desenvolvimento da retenção micromecânica produzida pelos ácidos, mas não se mostraram críticas para a melhoria da adesão promovida pelo Silano. Clinicamente, médias experimentais de resistência de união não deveriam ser tomadas como indicadores da qualidade de união, devendo-se considerar um percentual entre 1 e 5% de falhas como tolerável. Concluiu-se que os valores obtidos por microtração poderiam ser indicadores viáveis da qualidade da união, uma vez que todas as fraturas ocorreram dentro da zona de adesão.

Para Dellabona et al. (2003) o ensaio de microtração seria apropriado para a avaliação da resistência de união entre uma resina composta e uma cerâmica devido à maior uniformidade do estresse na interface. Realizou-se um estudo *in vitro* considerando-se a hipótese de que maiores valores de resistência à tração levariam ao rompimento da interface resina-cerâmica, propagando-se dentro de um dos dois materiais. Os ensaios convencionais de tração e cisalhamento produzem fraturas longe da zona de adesão. As falhas nos substratos impedem a medida de resistência de união interfacial e limitam melhorias nos sistemas adesivos. As diferenças na composição e microestrutura das cerâmicas determinaram padrões de condicionamento distintos, mas não foram críticas para a melhoria alcançada com a

silanização. O ensaio de microtração mostrou-se viável na avaliação da qualidade da união cerâmica / compósito, uma vez que todas as fraturas ocorreram dentro da zona de adesão. A análise microscópica do tipo de fratura e o mapeamento por raios-X propiciariam uma descrição mais completa e consistente do processo de fratura, demonstrando que a qualidade da adesão não deveria ser avaliada apenas com base nos valores de resistência de união.

Para avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície de uma cerâmica pré-fabricada sobre a resistência de união com o cimento resinoso, El Zohairy et al. (2003) utilizaram 12 blocos Cerec Vitablocks Mark II®. A superfície de cimentação foi preparada com lixa impregnada com carbetto de silício grana 600, limpa em ultrassom com água destilada por 5min e seca com jato de ar. Foram selecionados três compósitos, com seus respectivos sistemas adesivos: Tetric Flow® (fotoativado) + Syntac® (Vivadent); Nexus 2® (dupla ativação) + Optibond® Solo Plus (Kerr); RelyX® (dupla ativação) + Scotchbond® 1 (3M ESPE). Definiram-se quatro tipos de tratamento de superfície para cada cimento: 1) sem tratamento (controle); 2) adesivo fotoativado (uma camada); 3) HF 8% (2min) enxaguado por 1min e seco com jato de ar + S (Monobond-S® por 60s), seco com jato de ar; 4) semelhante ao 3 + adesivo fotoativado. O cimento resinoso de escolha foi aplicado em camadas, fotoativadas por 40s, até uma espessura de 5mm. Os espécimes foram então armazenados em água destilada a 37°C por 24h e submetidos a cortes com disco diamantado de baixa rotação (da resina para a cerâmica) até a obtenção dos CP com 1mm² de área aderida. Dez CP, escolhidos aleatoriamente de cada bloco, foram submetidos ao ensaio de microtração (1mm/min) em um dispositivo modificado. O padrão de fratura foi observado sob lupa estereoscópica e MEV, sendo classificado como: a) falha adesiva na interface cerâmica/resina; b) falha coesiva na cerâmica; c) falha coesiva

na resina; d) falha mista a e b; e) falha mista a e c. As barras dos grupos controle ou tratados apenas com adesivo apresentaram 100% de desunião durante os procedimentos de corte. Os maiores valores médios de união foram observados para o grupo de tratamento 4 com o cimento Nexus 2® (± 37 MPa). Os outros grupos apresentaram valores médios em torno de 25MPa. Trinta por cento das falhas foram adesivas e 68% mistas. Observou-se a importância do condicionamento da cerâmica com HF e sua silanização previamente à cimentação adesiva, independentemente do cimento utilizado. A utilização de um adesivo associado à Tetric Flow® ou ao RelyX® não gerou valores de resistência de união mais altos. A presença de carga no adesivo Optibond® Solo Plus pode ter influenciado positivamente os valores mais altos observados no grupo 4 do Nexus 2®. O cimento RelyX® gerou maior número de CP que sofreram desunião prematura. Concluiu-se que o ensaio de microtração seria viável para avaliar união entre o cimento resinoso e a cerâmica, sugerindo-se a utilização de um filme de cimento entre dois substratos em estudos posteriores, refletindo uma situação mais próxima da prática clínica.

Lopes et al. (2003) avaliaram a resistência da adesão, por microtração, entre a cerâmica hidrotérmica Symbio Ceram® (Degussa) silanizada ou não e o cimento resinoso de dupla ativação Panavia® F (Kuraray). Foram confeccionados dois blocos de cerâmica, radiografados para avaliar a presença de poros ou defeitos estruturais, que se presentes determinariam o descarte do referido bloco. Os blocos (6mmx6mmx15mm) foram divididos em três partes iguais no sentido do comprimento. A partir de um molde em silicona de adição pesada (Express®, 3M) desses segmentos, obtiveram-se blocos de resina composta (RC-Filtec Z 100®). A superfície da cerâmica foi asperizada com ponta adiamantada cilíndrica e tratada como se segue: 1) HF 10% por 5min, enxaguado por 15s, seco com jato de ar; 2) HF

+ Silano® (Dentsply – mistura dos líquidos A e B e aplicação 5min após a mesma). Os blocos de resina foram cimentados à superfície tratada com Panavia® F sob força de 1kgf, seguido de fotoativação por 40s em cada face. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por sete dias, quando foram cortados com disco adiamantado. A porção externa dos blocos foi removida para evitar que a presença de cimento em excesso influenciasse nos valores finais. Nove corpos de prova (CP) foram obtidos de cada bloco, perfazendo um total de até 27CP por tratamento, com comprimento de $\pm 10\text{mm}$ e área adesiva de $1\pm 0,1\text{mm}^2$. Foram selecionados para o teste de microtração 10CP que não apresentavam nenhum tipo de fratura após o corte. Cada CP foi fixado a um paquímetro com cianoacrilato (Super Bonder®) com a região da zona adesiva livre entre as garras do dispositivo. O tracionamento foi realizado em máquina de ensaio universal a 0,5mm/min, com célula de força de 10kgf. Os valores médios obtidos para o grupo 1 foram $15,09 \pm 3,97\text{MPa}$, estatisticamente menores que os do grupo 2 ($27,06 \pm 10,59\text{MPa}$). A silanização da cerâmica Symbio® após a aplicação do HF aumentou a resistência adesiva entre esta e o cimento resinoso. Os autores afirmaram que embora os estudos de microtração na literatura enfoquem a adesão de materiais à dentina e ao esmalte, a metodologia apresentada mostrou-se eficaz para a avaliação da resistência de união entre o CR e materiais cerâmicos.

Sadek et al. (2004) avaliaram a influência da geometria dos espécimes em dentina e esmalte para o ensaio de microtração. Trinta e dois molares hígidos, extraídos por razões ortodônticas, foram divididos em dois grupos: esmalte (E), onde se fez a asperização e planificação da superfície vestibular; e dentina (D), removendo-se o terço oclusal com exposição da dentina planificada. As superfícies preparadas receberam a aplicação de um sistema adesivo experimental (ABF,

Kuraray) e um bloco de resina composta de 5mmx5mmx5mm (Clearfil APX®, Kuraray) foi construído sobre o dente (técnica incremental, 40s de fotoativação por incremento, a 600mW/cm²). Após armazenamento em soro fisiológico a 37°C por 24 horas, os dentes foram divididos aleatoriamente em quatro subgrupos de acordo com o formato (ampulheta ou palito) e a área de união (0,5mmx0,5mm ou 1mmx1mm). Os espécimes foram seccionados com disco adiamantado paralelamente ao longo eixo do dente. Para a obtenção das ampulhetas, entalhes foram realizados com ponta adiamantada de granulação fina. Para os palitos, foram feitos cortes perpendiculares aos primeiros. Três CP de cada condição experimental foram aleatoriamente selecionados e preparados para MEV, sendo os demais submetidos à microtração (aderidos com adesivo a base de cianoacrilato, Zapit®, a um paquímetro digital com precisão de 0,01mm a uma velocidade de 0,5mm/min). Os espécimes em dentina obtiveram valores médios de resistência adesiva significativamente maiores (51,24MPa) que em esmalte (41,97MPa). Os CP em forma de palito apresentaram valores médios maiores (51,54MPa) que os de ampulheta (41,66MPa). Quanto maior a área de união do CP, menor a resistência adesiva observada. A porcentagem de perdas prematuras em esmalte foi três a quatro vezes maiores que na dentina. Em MEV, linhas de fratura foram observadas na interface adesiva da ampulheta, na área de atuação da broca para a confecção do entalhe, também com maior frequência em esmalte. Concluiu-se que os CP para ensaios de microtração devem ter o formato de palito, uma vez que o estrangulamento dos espécimes gera maior estresse na interface adesiva, observando-se redução dos valores de resistência adesiva e trincas, visualizadas em MEV.

Reis et al. (2004) questionaram a reprodutibilidade do método de microtração, relacionando variáveis a serem consideradas no procedimento de adesão, assim como diferenças metodológicas que poderiam alterar os resultados de avaliação de um mesmo material sob condições diversas. É citada a forma do espécime, o tamanho da área de adesão, a velocidade utilizada durante o ensaio, o protocolo de armazenamento e a velocidade de corte durante o preparo dos espécimes. Frequentemente utiliza-se um disco diamantado em baixa velocidade, mas a velocidade do corte não é indicada, e comumente realizam-se as avaliações 24h após o procedimento adesivo. Avaliou-se a relação entre o tempo de armazenamento dos espécimes cimentados, anteriormente ao corte, assim como a velocidade do corte durante o preparo dos CP, e os valores de resistência de união entre a dentina e o adesivo. Trinta e seis terceiros molares humanos extraídos foram cortados, expondo a dentina a ser tratada pelo sistema adesivo Single Bond® (3M) previamente à construção de um bloco de RC Z250® (3M). Variou-se o tempo de armazenamento dos espécimes em água destilada a 37°C (dez minutos, 24 horas e uma semana) e a velocidade de corte para a obtenção dos CP em forma de palito (100, 300 e 500rpm), com área adesiva de cerca de 0,8mm². O ensaio de microtração foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min, em máquina de ensaios universal. O padrão de falhas, sob aumento de 400x, foi classificado como: C - coesiva na dentina ou na RC; A - adesiva na interface entre a dentina e a RC; M - mista combinação das falhas adesiva e coesiva. Os maiores valores de resistência de união foram observados no grupo armazenado por uma semana e cortado a 500rpm (± 49 MPa) e os menores no grupo cortado imediatamente após a construção do bloco de RC e a uma velocidade menor, 100rpm (± 34 MPa). Não ocorreu nenhuma falha coesiva. Os autores sugeriram que o variável tempo de

armazenamento e velocidade de corte dos espécimes fosse considerado e padronizadas no preparo dos CP para microtração, para permitir a comparação dos resultados observados por diferentes autores.

Os valores de resistência de união calculados dividindo-se a força no momento da fratura pela área de adesão são tidos como valores de “resistência nominal”, mas seriam válidos apenas quando a força aplicada fosse distribuída igualmente através de toda a interface aderida. Um fator crucial na determinação da utilidade de ensaios mecânicos específicos seria o domínio do padrão de estresse envolvido na falha adesiva. Os ensaios de microtração têm resultado em valores de resistência de união bastante elevados, mas El Zohairy et al. (2004) questionaram a influência da fixação dos CP por sua porção lateral, e não pelo topo das extremidades, como preconizado no ensaio de tração convencional. Avaliou-se a resistência por microtração de barras de compósito retangulares, variando-se a largura e a espessura da porção fixada ao dispositivo de tração e através de análise de elemento finito (AEF) na determinação do padrão de estresse envolvido. Ficou demonstrada a relação inversa entre a largura do CP e a resistência à microtração. Na AEF observou-se uma distribuição não uniforme do estresse gerado sob força, com a fixação lateral do CP, observando-se maior concentração na região mais próxima do ponto de fixação. A diminuição da espessura do CP melhorou a distribuição do estresse, que não se alterou quando a largura da face aderida do CP aumentou para 2 e 3mm. No desenho controle, onde a força de tração foi aplicada nas extremidades da barra, no sentido axial, não houve concentração de estresse, mostrando ser este o modelo ideal para o ensaio de microtração. Entretanto, dada a impossibilidade de fixação dos CP em forma de palito pelas extremidades, concluiu-se que estes deveriam ter a menor espessura possível, considerando-se a

dificuldade de corte sem fraturas prematuras, e ser fixados lateralmente e com a superfície livre o mais próxima possível do ponto de aplicação da força.

Os testes de resistência adesiva são importantes, pois indicam a capacidade de adesão desses materiais permitindo analisar como será seu comportamento clínico. Os valores da resistência de união entre os materiais dependem da metodologia utilizada na avaliação. O teste de microtração comprova que há uma relação inversa entre a força adesiva e o tamanho da área a ser estudada. Além disso, autores ponderam que estudando uma mínima área de adesão, teoricamente haveria uma distribuição mais uniforme de estresse pela superfície adesiva permitindo a possibilidade de análise com uma maior aproximação da força adesiva real (Cardoso et al., 1998; Schreiner et al., 1998).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união de três agentes de fixação resinosos com diferentes sistemas de ativação: autopolimerizável, dual, associados a um sistema adesivo, e um auto-adesivo, frente a uma cerâmica feldspática com reforço de dissilicato de lítio.

Objetivos específicos:

- a) comparar a resistência adesiva de três tipos de agentes de fixação adesiva unidos à cerâmica a base de dissilicato de lítio;
- b) analisar o tipo de falha (adesiva, coesiva ou mista).

4 MÉTODO

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Tabela 1 - Delineamento experimental do estudo

Unidade experimental	Corpos-de-prova de cerâmica-cimento-compósito	
Fator em estudo	1) Cerâmicas (um nível)	a. Cerâmica reforçada com dissilicato de lítio (Empress II)
	2) Agente de fixação resinoso (três níveis)	a. Cimento dual (Panavia F) b. Cimento resinoso autopolimerizável (C & B) c. Cimento auto-adesivo (Relyx U-100)
Variável resposta	1) Resistência de união à tração 2) Análise do padrão de fratura	

4.2 MATERIAL

Para a realização deste estudo, foi empregada uma cerâmica de dissilicato de lítio, um compósito odontológico para simulação do substrato, e três sistemas resinosos de cimentação. As marcas comerciais dos produtos empregados neste estudo e suas características são apresentadas na tabela 2. Cada agente de fixação resinosa constituirá um grupo de estudo.

Tabela 2 - Descrição dos materiais utilizados para confecção dos corpos de prova

MATERIAL (LOTE)	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
Resina Z-350 Cor B3 (6BK)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA com pequenas quantidades de TEGDMA. Cargas de nanopartículas de sílica não-aglomerada / não agregada de 20nm e nanoaglomerados de zircônia/sílica.
Cerâmica IPS Empress II (JO04589)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	A estrutura do Empress 2 composta de di-silicato de lítio com teor cristalino superior a 60%
Cimento Panavia F (Pasta A 00249 e Pasta B 00026)	Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan	Bisfenol A polietoxidimetacrilato
Cimento C&B (Base-0700010653 e Catalisador 0700009908)	Bisco, Inc. Schaumburg, IL, USA	Pasta Base: Bis-GMA, Bis-EMA, sílica Pasta Catalisadora: Bis-GMA, TEGDMA, sílica.
Cimento Relyx U 100 Cor A3 (306228)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Base: Fibra de vidro, ésteres ácido fosfórico metacrilato, dimetacrilato de trietilenoglicol, sílica tratada com silano e persulfato de sódio Catalisador: Fibra de vidro, dimetacrilato substituto, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio, hidróxido de cálcio
Monobond-S (k25651)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Solução alcoólica de metacrilato de silano, metacrilato do ácido fosfórico e metacrilato de sulfeto.
Scotchbond multi- purpose plus catalisador 3.5(B7M)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bismetacrilato, metacrilato de 2-hidroxietila e peróxido de benzoíla

4.3 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.3.1 Cerâmica

Para a confecção dos corpos-de-prova em cerâmica, foi elaborado um padrão metálico com as seguintes dimensões 6mmx6mmx6mm, o qual foi utilizado para realização dos padrões em cera (Figura 1), que foram pesados (Figuras 2) para avaliação do número de pastilhas cerâmicas utilizadas na técnica da cera perdida (Figuras 3, 4, 5, 6). Depois de injetadas (Figura 7), originaram blocos de cerâmica de dissilicato de lítio (Figura 8).

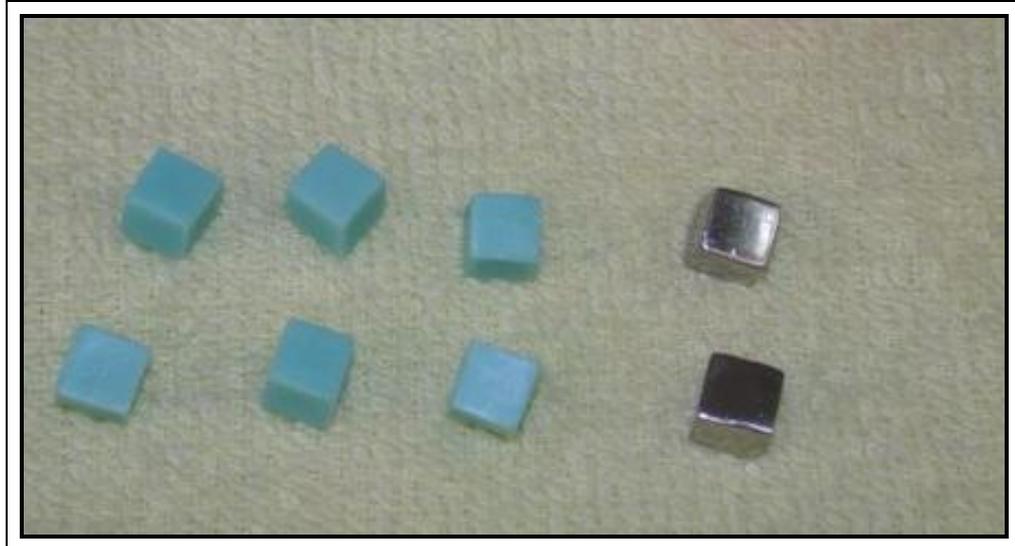


Figura 1 – Padrões metálicos e padrões em cera



Figura 2 – Padrões de cera sendo pesados



Figura 3 - Conduto fixado (esquerda);
pastilhas da cerâmica (direita)

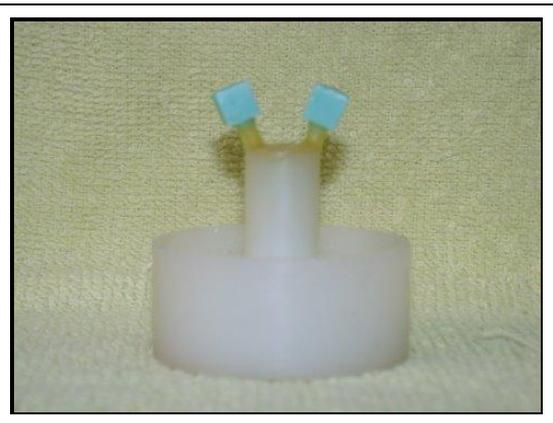


Figura 4 - Conjunto padrão/blocos/base
plástica



Figura 5 – Inclusão em revestimento IPS
Empress Speed



Figura 6 - Eliminação da cera em forno
convencional



Figura 7 - Forno de injeção EP600

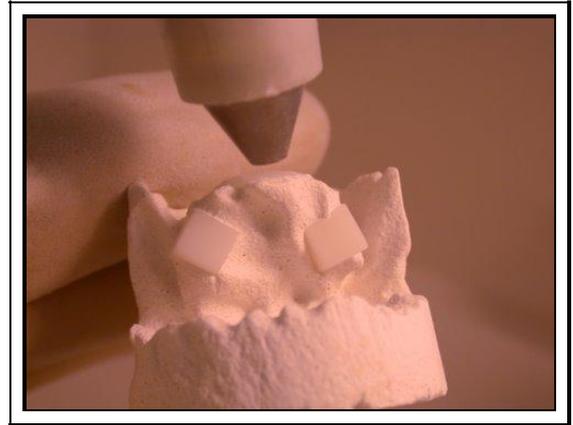


Figura 8 - Desinclusão dos blocos

4.3.2 Resina composta

Dois blocos de cerâmica foram colocados lado a lado em um recipiente plástico, que foi preenchido com poliéter, aprisionando os blocos cerâmicos. Com o complemento da reação de polimerização do poliéter um bloco de cerâmica foi removido, gerando um espaço ao lado do outro bloco. Nesta porção livre foi inserido o compósito, buscando confeccionar o bloco com as mesmas características da interface da cerâmica (Figura 9).



Figura 9 – Dispositivo para confeccionar o bloco de resina

A resina composta foi inserida de forma incremental (Figura 10), sendo que cada incremento teve no máximo 2mm de espessura, com a utilização de seringa Centrix (Centrix Inc., Shelton, Connecticut).

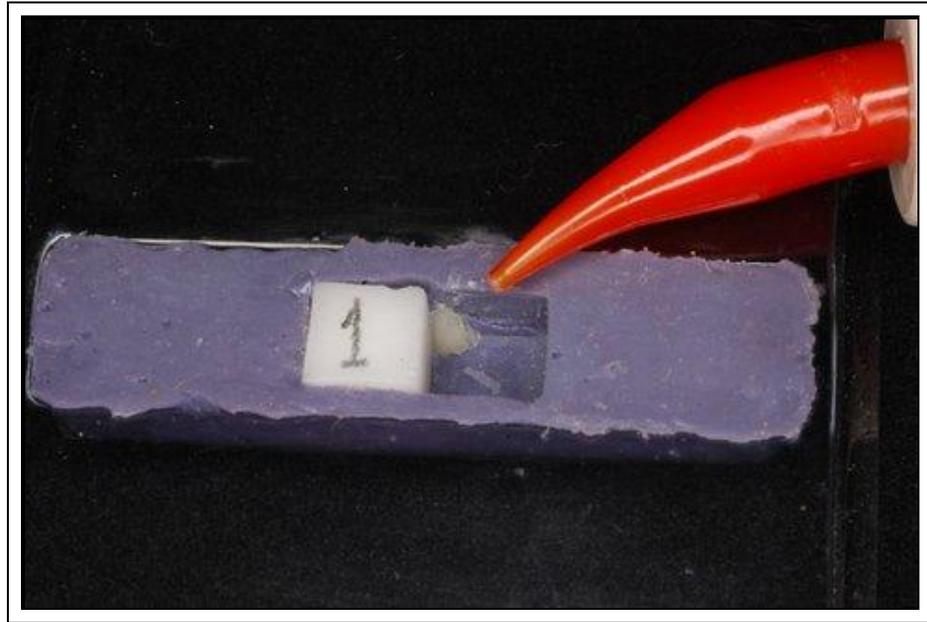


Figura 10 - Aplicação da resina, na forma incremental, para confecção dos blocos em resina composta

Os incrementos foram polimerizados por quarenta segundos com fotopolimerizador (Optilux 500 – Demetron/ Kerr) com intensidade previamente avaliada com radiômetro (Demetron Research Corp.), obtendo a potência mínima de $600\text{mW}/\text{cm}^2$. Após a confecção dos blocos de resina, o conjunto foi removido do poliéter e preparado para a cimentação (Figura 11) com o jateamento das superfícies da cerâmica e do compósito, envolvidas na cimentação dos blocos, com óxido de alumínio $60\mu\text{m}$. O condicionamento com ácido fluorídrico a 10% por 20s na superfície da cerâmica. Os blocos foram então lavados em cuba ultra-sônica por dez minutos e secos com jatos de ar durante 30s, aplicação do agente de silanização

Monobond-S, seguido da aplicação do adesivo Scotchbond multi-purpose plus catalisador 3.5 e secagem por 5s com jatos de ar (Roulet et al, 1995; Sphor et al., 2003).

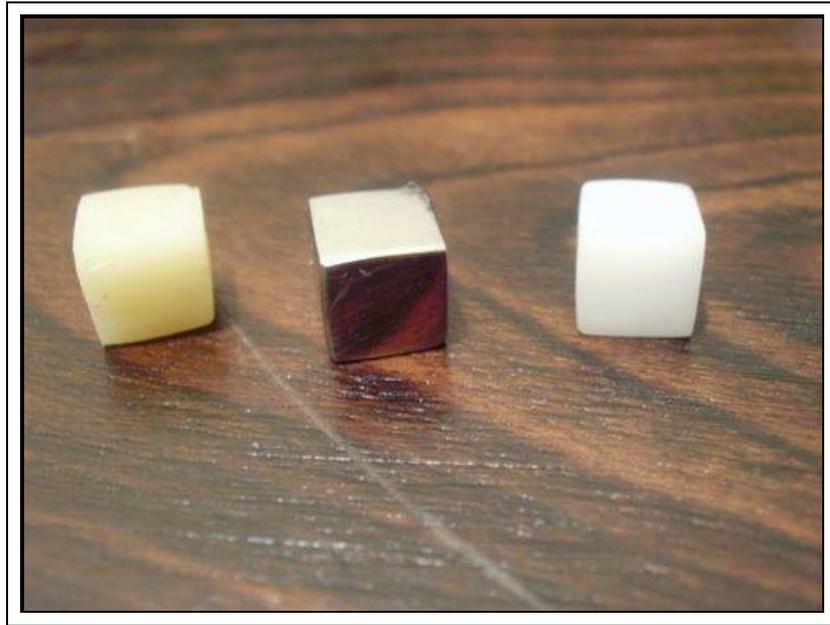


Figura 11 - Padrão metálico no centro e o bloco de resina composta a esquerda e bloco de cerâmica a direita confeccionado a partir do padrão metálico

4.4 CIMENTAÇÃO DOS BLOCOS DE CERÂMICA E RESINA COMPOSTA

Cada bloco cerâmico foi unido ao bloco de resina composta, utilizando-se o agente de fixação resinosa correspondente a cada grupo. Os agentes de fixação resinosa foram manipulados de acordo com as especificações de cada fabricante e aplicados à superfície da cerâmica com seringa tipo Centrix (Centrix Inc., Shelton, Connecticut).

Após a inserção do agente de fixação, o bloco de compósito foi posicionado sobre a superfície da cerâmica e agente de fixação e o conjunto foi posicionado para aplicação de carga vertical de 1kg (Lopes et al., 2003) com a utilização de uma articulador semi ajustável (Figura 12) adaptado para se ter uniformidade de carga (Palhari, 2007).



Figura 12 – Articulador semi ajustável adaptado para aplicação da carga

Após a cimentação, a remoção dos excessos do cimento foi realizada com espátula número 1 e pincel, foto polimerização por quarenta segundos em cada margem da superfície de cimentação utilizando fotopolimerizador (Optilux 500–Demetron/ Kerr) com intensidade de $600\text{mW}/\text{cm}^2$ totalizando quatro margens para o procedimento de cimentação. Todas as amostras foram armazenadas em água deionizada em câmara úmida a 37°C .

4.5 CORTES PARA OBTENÇÃO DOS PALITOS

Vinte e quatro horas após a confecção do conjunto cerâmica/agente de fixação /resina composta, o mesmo foi fixado em placas de acrílico planas empregando-se godiva em bastão (DFL) previamente aquecida. A godiva foi colocada ao redor de toda a interface adesiva a fim de minimizar a incidência de tensões (Figura 13).

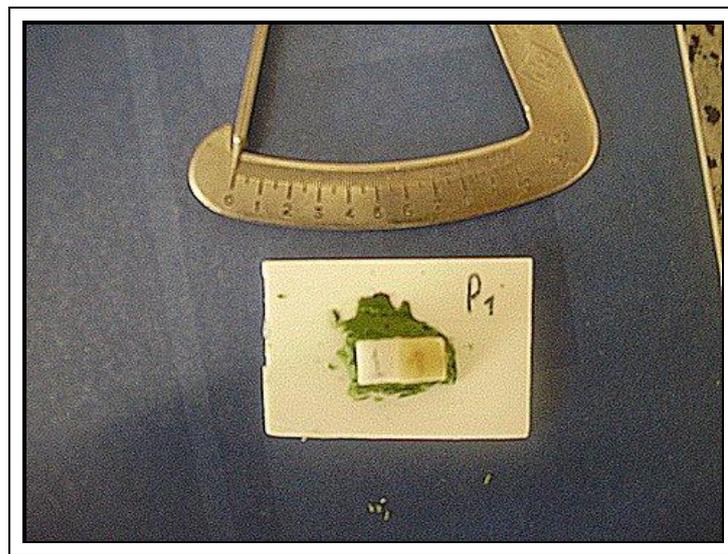


Figura 13 - Blocos unidos e estabilizados junto a placa acrílica com godiva ao redor

O conjunto base acrílica/amostra foi devidamente fixado a uma cortadeira metalográfica de precisão (Isomet Buehler), na qual um disco diamantado de baixa granulação (Série 15 LC – Buehler) seccionou a amostra paralelamente, à velocidade de 600rpm, sob irrigação de água, obtendo-se inicialmente fatias com 1 mm de espessura aproximadamente (Figura 14).

Em seguida, a amostra fatiada foi novamente envolvida por godiva aquecida e a base acrílica foi recolocada na máquina, em posição girovertida em 90° em relação

à posição inicial. A amostra foi então fatiada perpendicularmente ao primeiro corte sob irrigação a água, empregando-se a velocidade 300rpm (Figura 15).



Figura 14 - Conjunto posicionado na cortadeira no primeiro corte



Figura 15 – Conjunto giro vertido para cortes perpendiculares aos primeiros

O resultado dos cortes foi a obtenção de palitos, formados por uma parte de cerâmica IPS Empress 2 e a outra de resina, entre estas duas estruturas encontra-se o cimento resinoso (Figura16).



Figura 16 – Palitos obtidos na cortadeira metalográfica

Os palitos foram levados a um microscópio estereoscópico (ANS JENA) com aumento de 30x (Figuras 17 e 18) para serem avaliados em relação à presença de fendas ou bolhas na margem em cimento. Os palitos que apresentaram qualquer defeito foram descartados.



Figura 17 - Microscópio estereoscópico ANS JENA



Figura 18 - Palito posicionado e sendo avaliado

Os palitos restantes foram armazenados em água deionizada em câmara úmida (37°C) até o momento do ensaio de microtração, realizado trinta dias depois.

4.6 ENSAIOS DE MICROTRAÇÃO

Os palitos obtidos foram submetidos à microtração para a fratura dos corpos de prova no Laboratório de Materiais Dentários da Universidade de São Paulo. Foi usado o dispositivo de Geraldeli (Perdigão et al. 2002) Figura 19, o qual é composto de duas barras de aço inoxidável, que são articuladas e presas uma a outra, através de uma barra de metal, permitindo movimento. Este dispositivo tem por finalidade facilitar o alinhamento e a colocação dos palitos em aletas, assegurando a aplicação de uma força pura de tração ao espécime seccionado (Figura 20). Foi utilizada acoplada a máquina de ensaios universal Kratos com velocidade de 0,5mm/min (Figura 21).



Figura 19 - Palito já fraturado visto no dispositivo de Geraldeli



Figura 20 - Forma do dispositivo de Geraldeli



Figura 21 - Máquina de ensaios kratos

Os resultados obtidos com o teste de microtração foram tabulados e submetidos a tratamento estatístico pelo método de análise de variância (ANOVA), com nível de confiança de 95%. Foi utilizado o teste de "*Mann-Whitney U*" entre as três amostras visando determinar os aspectos de superioridade duas a duas.

A área da união foi mensurada em ambos os lados do palito (X e Y), utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão) Figura 22, com precisão de 0,01mm, para cálculo dos valores em MPa, como se segue:

- a) área do espécime em mm² = Lado Y × Lado X mm²
- b) valor indicado pela máquina em quilograma-força × 9,82 = N (Newton)
- c) valor em Newton N ÷ Área dos espécimes = Mpa ou MPa

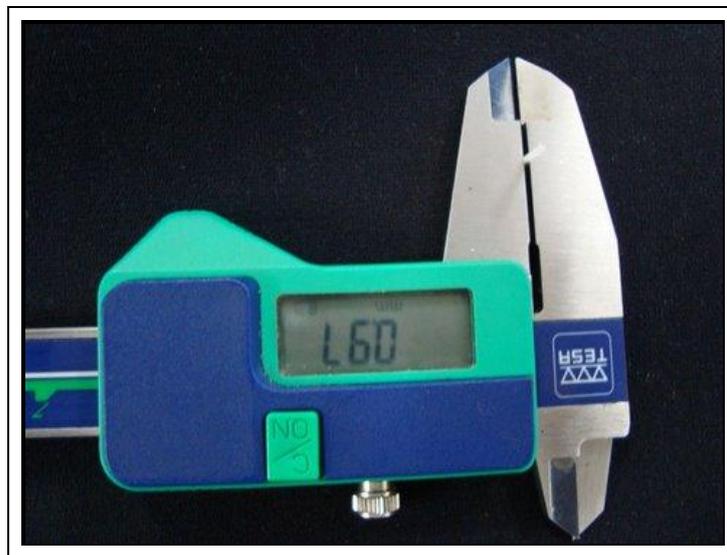


Figura 22 – Mensuração da área do corpo de prova com paquímetro digital Mitutoyo (Tóquio, Japão)

4.7 ANÁLISES DO PADRÃO DE FRATURA

Todas as superfícies fraturadas foram analisadas sob microscopia óptica com aumento de 50X em lupa estereoscópica (ANS JENA) no Laboratório de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade de Taubaté (UNITAU) para a quantificação e caracterização das superfícies fraturadas. O padrão de fratura foi definido da seguinte forma: (A) ADESIVAS – fraturas entre o agente de fixação adesiva e o substrato, tanto do lado da RC quanto do lado da cerâmica; (C) COESIVAS – fraturas na estrutura do cimento resinoso e (M) MISTA - fraturas envolvendo o agente de fixação adesiva e o substrato, tanto do lado da RC quanto do lado da cerâmica.

5 RESULTADOS

Tabela 3 - Medidas, área e conversão de N para MPa dos corpos-de-prova onde foi utilizado o cimento autoadesivo Relyx --100

Corpo de prova	Largura (mm)	Espessura (mm)	Área (mm ²)	Força de Ruptura (N)	Tensão de Ruptura (MPa)
1	1,05	0,98	1,02	50,38	49,39
2	1,01	1,23	1,24	32,85	26,49
3	0,96	1,12	1,07	29,91	27,95
4	0,68	1,24	1,21	41,18	34,03
5	1,05	0,72	0,75	31,68	42,24
6	1,20	0,83	0,99	32,56	32,88
7	0,96	0,82	0,78	52,76	67,64
8	0,75	0,92	0,69	19,17	27,78
9	0,74	0,95	0,70	24,12	34,45
10	1,15	1,32	1,51	43,25	28,64
11	0,97	1,11	1,07	42,95	40,14
12	0,98	1,13	1,10	50,90	46,27
13	1,18	0,83	0,97	25,11	25,88
14	0,87	1,35	1,17	32,66	27,91
15	0,98	1,18	1,15	32,85	28,56
Média	0,96866667	1,04866667	1,028	36,1553333	36,0166667
Desvio padrão	0,15574093	0,19884907	0,22672198	10,2768379	11,5206093

Tabela 4 - Medidas, área e conversão de N para MPa dos corpos-de-prova onde foi utilizado o cimento Panavia F

Corpo de prova	Largura (mm)	Espessura (mm)	Área (mm ²)	Força de Ruptura(N)	Tensão de Ruptura (MPa)
1	1,01	0,93	0,93	43,95	46,80
2	1,06	0,68	0,72	20,30	28,19
3	0,96	0,90	0,86	22,45	26,10
4	0,85	0,91	0,77	26,77	34,76
5	1,28	1,35	1,72	30,99	18,01
6	1,37	1,68	2,30	64,82	28,18
7	1,24	0,89	1,10	43,24	39,30
8	0,95	0,98	0,93	34,42	37,01
9	1,17	0,93	1,06	39,81	37,55
10	1,15	1,35	1,81	54,03	29,85
11	1,12	0,78	0,87	46,38	53,31
12	0,87	0,97	0,84	31,48	37,47
13	0,77	0,86	0,66	42,66	64,63
14	0,62	1,23	0,76	46,78	61,55
15	1,00	0,78	0,78	46,09	59,08
Média	1,028	1,01466667	1,074	39,6113333	40,1193333
Desvio padrão	0,20203253	0,26954636	0,47963975	12,0226345	14,0573837

Tabela 5 - Medidas, área e conversão de N para MPa dos corpos-de-prova onde foi utilizado o cimento C & B

Corpo de prova	Largura (mm)	Espessura (mm)	Área (mm ²)	Força de Ruptura(N)	Tensão de Ruptura (MPa)
1	0,99	1,22	1,20	62,00	51,66
2	0,87	0,96	0,83	35,20	42,40
3	0,75	0,72	0,54	30,79	57,01
4	0,83	0,92	0,76	38,74	50,97
5	1,05	1,02	1,07	26,96	25,19
6	1,37	0,85	1,16	26,38	22,74
7	0,82	0,97	0,79	29,02	36,73
8	1,36	0,86	1,21	26,38	21,80
9	0,89	0,81	0,72	19,61	27,23
10	0,93	0,72	0,66	27,95	42,34
11	0,98	1,18	1,15	38,44	33,42
12	0,75	0,88	0,66	30,89	46,80
13	0,84	0,73	0,61	30,79	50,47
14	0,88	0,83	0,73	34,62	47,42
15	1,40	0,87	1,21	23,04	19,04
Média	0,98066667	0,90266667	0,88666667	32,054	38,348
Desvio padrão	0,2210516	0,15026009	0,24861521	9,84076492	12,625712

As Tabelas 3 a 5 apresentam as medidas dos corpos-de-prova, a força de ruptura(N) e a conversão para MPa nos grupos estudados. Observa-se nestas tabelas média 36,02+- 11,52 para o agente de fixação resinosa Relyx U-100, 40,12+-14,06 para o grupo Panavia e 38,35+-12,63 para o cimento auto-polymerizável C&B. A Figura 23 apresenta a comparação entre as medidas citadas.

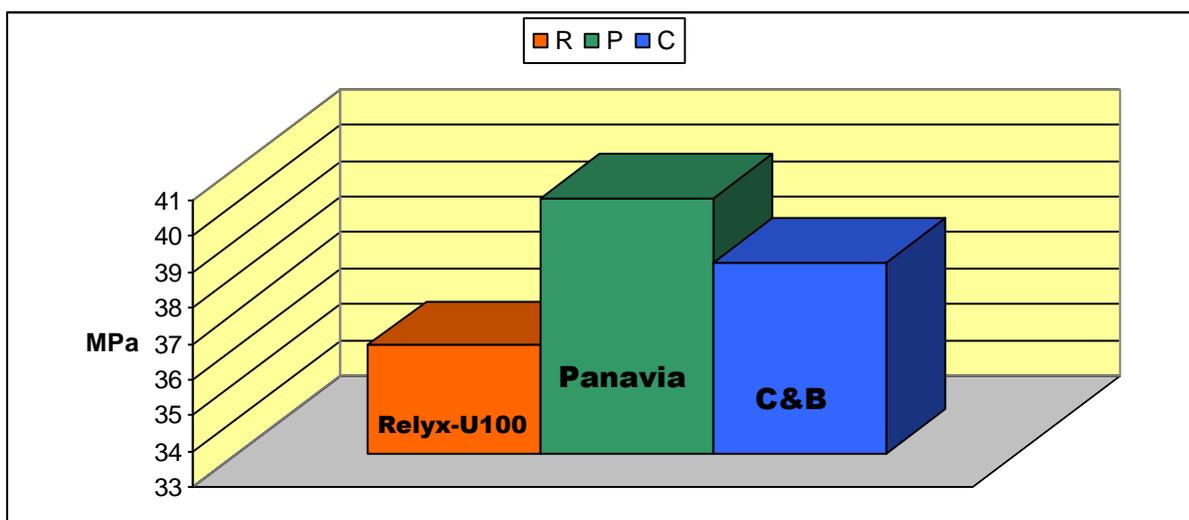


Figura 23 – Gráfico da média da tensão de ruptura entre os grupos estudados

Para a análise estatística dos dados coletados, foram utilizadas duas abordagens: a primeira, visando observar a diferença entre as três amostras de uma maneira geral, através do Excel, o cálculo da ANOVA (*Analysis Of Variance - On Way*) mostra que o valor da variância (F) entre os grupos é 6, 464388 e ainda que o valor crítico de F é 3, 219942. Considerando-se que o valor crítico da ANOVA representa o limite para que se aceite a igualdade entre as amostras, pode-se concluir que a diferença entre as médias dos três grupos é significativa, mostrando que houve influência no processo dos três métodos utilizados, já que o valor de F (variância calculada entre os grupos) é bem maior que o valor crítico.

A segunda avaliação teve como meta, observar os grupos por pares, e foi então utilizado o teste não-paramétricos “*Mann-Whitney U Test*”. Os testes não-paramétricos são poderosos e recomendados quando não sabemos ou não podemos afirmar a distribuição dos dados; são chamados de “*distribution-free*”, e ainda são muito bem direcionados em casos de amostras pequenas.

Em síntese, a *Mann-Whitney U Test* considera o menor valor de U entre o calculado (observado) e o tabelado, tomando-se a decisão de rejeitar H_0 (Hipótese da igualdade) ao nível de significância tabelada quando o valor de U observado é $<$ ou $=$ (menor ou igual) ao valor de U tabelado,

- Considerando as hipóteses:

H_0 : Não há diferença entre as forças médias, medidas nos grupos estudados.

H_1 : Existe diferença entre os grupos estudados.

- Considerando os valores tabelados de U:

$\alpha = 0,01$ -----U=56

$\alpha = 0,05$ -----U=72

- Considerando os valores obtidos para os pares de teste:

Tabela 6 - Valores obtidos para os pares de teste

Pares de teste	U observado	H_0	H_1
Relix U-100 X C&B	55	R=C	C>R
Relix U-100 X Panavia	39	R=P	P>R
C&B X Panavia	94	C=P	P>C

Podemos então estabelecer que o par Relyx U-100 e C&B, assim como o par Relyx U-100 e Panavia são diferentes aos níveis de significância adotados ($\alpha = 0,01$

e $\alpha = 0,05$). Entretanto as amostras C&B e Panavia não são diferentes para rejeitarmos sua igualdade, possivelmente vem da mesma população, ou ainda, o processo utilizado nas duas amostras não interfere na tensão de ruptura analisado.

Observam-se na análise estatística, diferença significativa entre o grupo Relyx U-100 com os grupos C&B e Panavia. Não houve diferença, entretanto, entre os grupos C&B e Panavia.

Todas as fraturas ocorreram dentro da zona de adesão, definida no presente estudo como sendo a região onde o agente de fixação adesiva interage com os dois substratos para promover sua união. Os tipos de fratura (Adesiva, Mista ou Coesiva) estão apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 – Tipo de fratura dos grupos estudados: A (adesiva); M (mista); C (coesiva)

Corpo de prova	GRUPO R	GRUPO P	GRUPO C
1	A	C	A
2	A	M	A
3	C	A	C
4	A	C	M
5	M	M	A
6	A	A	M
7	A	C	A
8	M	C	C
9	A	A	A
10	A	M	A
11	A	C	C
12	M	A	C
13	A	C	A
14	C	M	A
15	A	A	M

A comparação entre os grupos pode ser observada na Figura 24. O cimento auto-adesivo Relyx U-100 demonstrou 66,6% de fraturas adesivas, 20% mistas e 13,3% de coesivas. O cimento dual Panavia apresentou 33,3% de fraturas adesivas, 26,6% mistas e 40% de coesivas. Para o cimento resinoso auto-polimerizável C&B as fraturas foram 53,3%, 20% e 26,6% de fraturas adesivas, mistas e coesivas respectivamente. Observou-se, portanto diferença no tipo de fratura nos três materiais avaliados.

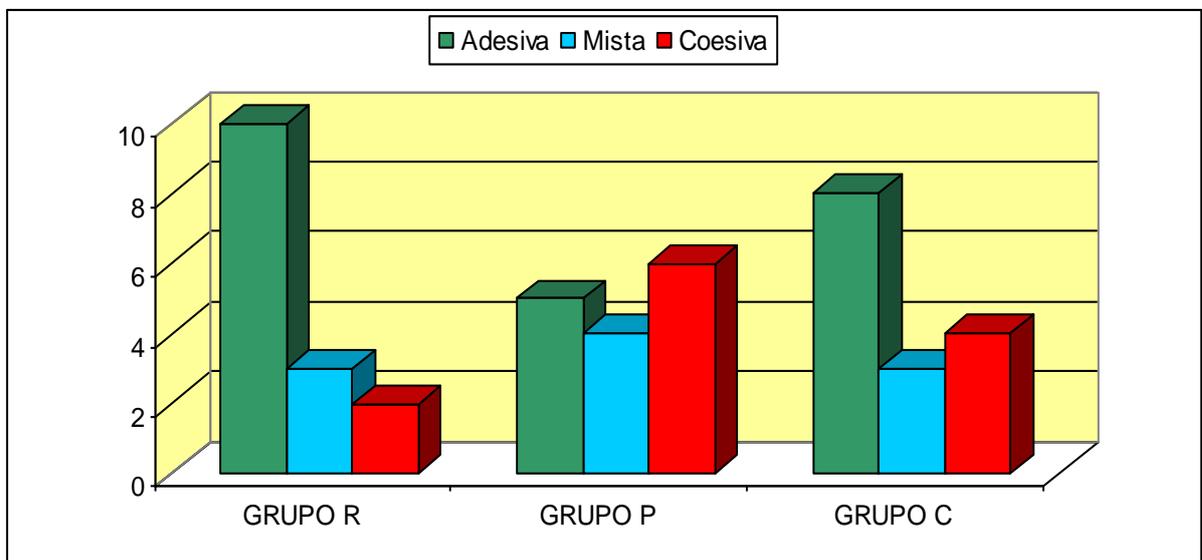


Figura 24 – Gráfico dos tipos de fratura entre os grupos estudados

6 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de materiais restauradores com capacidade de adesão à estrutura dentária, a técnica de condicionamento ácido do esmalte e da adesão à dentina (Nakabayashi et al., 1982; Estrela et al., 2005) possibilitaram a utilização de procedimentos adesivos para a cimentação de peças protéticas cerâmicas. O presente estudo considerou a adesão de agentes resinosos com a cerâmica, na busca da avaliação das condições adesivas.

Optou-se no presente trabalho por utilizar a cerâmica IPS Empress 2 como substrato pois o processo adesivo destas cerâmicas baseadas em sílica e baixo conteúdo de alumina aos agentes de fixação resinosa, estar bastante estabelecido (Spohr et al., 2003). A cerâmica IPS Empress 2, apresenta propriedades mecânicas adequadas, com grande presença de cristais de dissilicato de lítio em sua composição, diminuindo a propagação de trincas. Seu índice de refração de luz semelhante aos dentes oferece boa estética (Sorensen et al., 1999).

A composição da microestrutura e o método de processamento das cerâmicas são determinantes no padrão de dissolução frente aos condicionadores ácidos e frente a susceptibilidade à abrasão por partículas de óxido de alumínio, utilizados para se criar microrretenções na superfície interna das restaurações. Os componentes da cerâmica suscetíveis ao silano são utilizados como agente de união, pois são capazes de se ligar quimicamente a fase inorgânica da cerâmica à fase orgânica da resina (Dellabona et al., 2002; Brentel et al., 2007). Devido à friabilidade da cerâmica, sua união à estrutura dentária pelo cimento resinoso torna-se um mecanismo eficaz no aumento da sua resistência à fratura (Roulet et al., 1995; Spohr et al., 2003).

Optou-se na metodologia, por uma resina fotopolimerizável para confecção do corpo de prova, pois apresenta capacidade de promover melhor controle do tempo de trabalho e maior grau de conversão em relação às outras resinas (Polydorou et al., 2009).

Pode-se inferir com os resultados obtidos no trabalho, que o substrato em resina possa funcionar como um núcleo de preenchimento em uma cavidade que receberá restauração cerâmica a ser cimentada. O preenchimento além de reforçar o remanescente dentário também pode melhorar as características do preparo, preservar a estrutura dentária, facilitar a fase de moldagem e a cimentação e facilitar a inserção e adaptação da peça protética.

Neste trabalho, para preparo das superfícies do substrato cerâmico, além do condicionamento com ácido fluorídrico, optou-se por realizar jateamento com óxido de alumínio associado à utilização do agente silano, pois o jateamento cria irregularidades superficiais e o silano aumenta o molhamento no processo de adesão mecânica, aumentando a resistência adesiva (Pacheco & Góes, 2001).

A relação do agente de fixação adesiva com os dois substratos (cerâmica e resina) foi também avaliada neste estudo, pela observação das características das fraturas apresentadas nos corpos de prova.

A adesão entre a resina composta e o cimento resinoso pode estar relacionada ao processo adesivo químico entre a matriz da resina composta e o componente orgânico do cimento resinoso, pela adesão mecânica quando os agentes cimentantes penetram nas irregularidades da resina composta e por uma adesão química da carga silanizada com a matéria orgânica do cimento resinoso.

Importante parâmetro a ser discutido é a presença de poucos radicais livres para uma nova união química em resina previamente polimerizada, como nas restaurações indiretas em resina composta, as quais apresentam menor possibilidade da superfície se tornar reativa (Burtscher, 1993). Na confecção de núcleo de preenchimento em resina, o mesmo é confeccionado diretamente no dente, antes do preparo, da moldagem, da cimentação da restauração provisória e dos procedimentos adesivos para a cimentação final da restauração indireta em cerâmica, constituindo-se um desafio manter a superfície da resina novamente reativa.

Considera-se de importância analisar a natureza da fratura, uma vez que um alto índice de fraturas coesivas no substrato cerâmico ou no substrato de resina não seria indicativo de que a resistência adesiva superou a resistência coesiva do material, mas sim que a metodologia aplicada pode não ter sido adequada (El Zohairy et al., 2004; Reis et al., 2004; Sadek et al., 2004). Nos estudos que empregaram o teste de microtração, ocorre predomínio de falhas na interface adesiva, como observaram Sano et al. (1994). Áreas menores de superfície produzem maiores valores de resistência, independentemente da forma da área de união, provavelmente porque ocorrem menores defeitos estruturais em áreas pequenas (Phrukkanon et al., 1998).

Foi utilizado no presente trabalho o dispositivo de Geraldeli acoplado a máquina de ensaio, com a finalidade de facilitar o alinhamento e a colocação dos palitos em aletas, que garante aplicação de forças puras de tração, evitando forças de torção, durante a carga aplicada à amostra, diferentemente do que pode ocorrer com o corpo de prova utilizado com o dispositivo Bencor Multi-T, que porventura

pode ser assentado em uma posição incorreta, e gerar uma força de torção capaz de interferir de forma decisiva nos resultados

Embora os estudos de microtração para a verificação da resistência adesiva encontrados na literatura enfoquem principalmente, a adesão dos materiais adesivos à dentina e ao esmalte, esse tipo de ensaio associado à metodologia utilizada para a confecção dos corpos-de-prova (CP) neste teste mostrou-se perfeitamente passível de ser usada para materiais cerâmicos (Lopes et al., 2003).

O módulo de elasticidade dos materiais utilizados em nosso estudo induziu uniformidade na distribuição das forças, o que provavelmente, não se processaria no caso de resistência de união entre materiais indiretos com o mesmo módulo de elasticidade e os cimentos resinosos, pois as extremidades opostas à linha de cimentação são compostas com o mesmo material restaurador. Deve-se considerar também, a dificuldade em se determinar por meio de testes laboratoriais, a estabilidade das ligações envolvidas em longo prazo, especialmente no meio bucal, onde as condições de temperatura são adversas, além da incidência de esforços mastigatórios.

A efetividade da união entre a cerâmica e o cimento resinoso não deve ser inferida apenas pela comparação entre os valores de resistência de união obtidos nos ensaios mecânicos. Por essa razão a análise das superfícies após a fratura foi realizada no presente estudo por meio de microscopia, avaliando-se os tipos de fraturas que ocorreram (El Zohairy et al., 2003).

A retenção de uma prótese representa fator importante para sucesso clínico, sendo válido, portanto, considerar as qualidades do material utilizado para sua cimentação. Cimentos resinosos foram os materiais, entre todos os cimentos

definitivos, os que mais evoluíram, principalmente por constituírem-se em materiais insolúveis e compatíveis com os sistemas adesivos, o que tornou possível a cimentação adesiva para várias indicações (Pegoraro et al., 2007).

Os resultados obtidos demonstraram que os cimentos resinosos Panavia F e C&B apresentaram valores maiores e significantes de resistência adesiva em comparação ao cimento resinoso Relyx U-100. O Panavia F é um cimento de presa dual utilizado em muitos trabalhos científicos, como referência (Mak et al., 2002; De Munck et al., 2004; Uy et al., 2006). Lu et al. (2005) indicaram a utilização dos cimentos resinosos do tipo dual em todas as situações clínicas em que o cimento resinoso seja o agente de fixação de escolha. Os agentes de fixação adesiva estudados apontam para um melhor desempenho do cimento resinoso Panavia F, embora se devam discutir as características individuais de cada material para diferentes situações específicas.

O principal componente do cimento Panavia F é o MDP (monômero fosfatado), sendo constituída ainda por dimetacrilatos, sílica e, é indicado para a cimentação de materiais cerâmicos e, segundo o fabricante apresenta forte ligação com cerâmicas silanizadas. Este cimento de dupla cura foi desenvolvido com o objetivo de conciliar as características favoráveis dos cimentos ativados por luz e os ativados quimicamente. São ideais para situações em que a opacidade da restauração ou presença de cavidades profundas poderiam dificultar que a luz atingisse toda a espessura da camada de cimento. Quando da utilização do cimento dual, a fotoativação é recomendada para estabilizar a prótese em posição de assentamento final e para maximizar o grau de conversão e as propriedades físicas do cimento (Arrais et al., 2007).

Os resultados alcançados pelo cimento C&B, quimicamente ativado, quanto à resistência adesiva em comparação ao cimento Panavia F foram menores. Embora o valor estatístico pequeno não comprometa a sua utilização. Restaurações espessas e em cavidades profundas tem neste cimento um emprego já comprovado, onde a ativação luminosa não tem como ser realizada, devido principalmente à opacidade dos materiais restauradores, o sistema químico tem sua principal indicação (Diaz-Arnold et al., 1999; Prakki & Carvalho, 2001).

No presente estudo aguardou-se tempo de 24 horas para os cortes. Os ensaios de microtração foram realizados trinta dias após a cimentação, inviabilizando qualquer interferência em relação ao grau de conversão do cimento, que segundo estudos de Attar et al. (2003) demonstraram um aumento nos valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade entre os tempos de 24 horas para o cimento autopolimerizável C & B.

Durante o processo de fixação de restaurações indiretas estéticas com cimentos resinosos quimicamente ativados, a retenção inicial baseia-se unicamente na adesão oferecida pelo cimento e na sua resistência coesiva intrínseca. Segundo Burrow et al. (1996) deve se observar que os cimentos resinosos de polimerização química demonstraram, nos primeiros minutos, baixos valores de resistência de união, sugerindo que os excessos dos cimentos fossem removidos cuidadosamente e que as restaurações não deveriam ser submetidas às forças oclusais de grande magnitude pelo menos até uma hora após da cimentação, o que confere limitação na colocação de *inlays*, *onlays* e coroas de cerâmica pura, pois os mesmos podem necessitar de ajustes nos contatos oclusais no ato da cimentação.

Os cimentos auto-adesivos dispensam a aplicação de sistemas adesivos, são tolerantes à umidade, liberam flúor e a utilização do isolamento absoluto não é tão crítica. O cimento auto-adesivo deste trabalho é o Relyx U100(3M ESPE) que é comercializado no Brasil em forma de um dispositivo chamado “clicker” que dispensa a pasta base e o catalisador em quantidades iguais sem a necessidade do uso do amalgamador e do alicate especial (aplicap) que são obrigatórios no Relyx Unicem (3M ESPE). Segundo o fabricante as características e a composição semelhantes, podendo ter os resultados, neste estudo, relacionados. Como este produto de polimerização dupla ou dual, a reação química inicial do radical fosfórico com a hidroxiapatita mediada pelo hidróxido de cálcio, contido da composição básica do material, produz a liberação de água e o material torna-se hidrófilo o que facilita o contato com a superfície do dente, tanto no esmalte quanto a dentina. Ao mesmo tempo o hidróxido de cálcio neutraliza a acidez da reação. O resultado da reação é a união química do radical fosfato com o cálcio do tecido dentário, formando fosfato de cálcio metacrilato. A água formada durante a reação química é usada também para unir o radical fosfórico com os íons metálicos como alumínio, estrôncio e cálcio da partícula vítrea de flúor alumino silicato. Neste momento também existe a liberação do íon flúor. Parte das partículas vítreas são silanizadas e se unem com os radicais metacrilatos livres. Essa reação química é responsável pela propriedade física do material e pela estabilidade da união com o tecido dentário, mesmo com valores menores quando comparados à união produzida pelos sistemas adesivos combinados com cimentos resinosos (Gerth et al., 2006). O cimento auto-adesivo utilizado em nosso estudo apresentou o menor valor absoluto de resistência de união na comparação com os outros cimentos deste estudo, concordando com o

trabalho de Trajtenberg et al. (2003). Os autores concluíram que o cimento auto-adesivo obteve menor força de adesão em relação aos outros cimentos duais.

Existem trabalhos científicos comparando a resistência adesiva dos cimentos auto-adesivos a outros agentes de fixação resinosos, com desempenho semelhante ou inferior aos encontrados neste estudo (Trajtenberg et al., 2003; Uy et al., 2006; Yang et al., 2006; Hikita et al., 2007). Os cimentos auto-adesivos apresentam características positivas como a capacidade de eliminar passos (condicionamento ácido, aplicação do primer e adesivo) simplificando o procedimento de cimentação, gerando menor sensibilidade técnica, aumentando a possibilidade de sucesso clínico e reduzindo a sensibilidade pós-operatória (Christensen, 2003; Saskalauskaite et al., 2007). Os cimentos auto-adesivos, sem o pré-tratamento da dentina, podem promover adaptação marginal comparável a de cimentos resinosos já estabelecidos (Behr et al., 2004).

7 CONCLUSÕES

Baseado na metodologia utilizada e nos resultados obtidos pode-se concluir que:

- a) o cimento de dupla cura (Panavia F) apresentou maior resistência adesiva em comparação aos outros cimentos analisados;
- b) o cimento auto-adesivo (Relyx U-100) apresentou menor adesão, quando comparado aos outros cimentos analisados;
- c) ocorreu diferença significativa entre o cimento auto adesivo (Relyx U-100) quando comparado com o cimento de dupla cura (Panavia F) e o cimento resinoso auto-polimerizável (C&B);
- d) não ocorreu diferença estatística significativa entre o cimento de dupla cura (Panavia F) e o cimento resinoso auto-polimerizável (C&B).

REFERÊNCIAS

1. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81:135–141.
2. Kramer N, Frankenberger RA. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years; wear of luting composites. *Oper. Dent. Seattle* 2000; 25(6):466- 472.
3. Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin N Am* 2007; 51(2):453–471.
4. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers. *J Dent Res* 1989; 68(1):48-50.
5. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent* 1990; 63(3):295-300.
6. Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler vol., and light curing. *Acta Odontol Scand* 1995; 53(1):29-34.
7. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc* 2000; 66(3):147.
8. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dualpolymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 86(1):101-106.
9. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16:265–273.
10. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont* 2007; 17(4):262 - 268.

11. Tao L, Pashley DH. The relationship between dentin bond strength and dentin permeability. *Dent. Mater* 1989; 5:133-139.
12. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatseu T, Ciucchi B, Carvalho R. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent. Mater* 1994 Jul; 10(4):236-240.
13. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hibridização dos tecidos dentais duros*. São Paulo: Quintessence; 2000. p. 129.
14. Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatments and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res* 1995; 74:381–387.
15. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. Historical Article. Journal Article. Review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996; 75(1):18-32.
16. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 1996; 17(8):779-786, passim.
17. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1992; 67(6):859-865.
18. Schweiger M, Hoeland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restoration. *Journal of Biomedical Materials Research* 1999; 24(7):876-882.
19. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HPA. Clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999; 11(1):95-106.
20. Holland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramic. *J Biomed Mater Res* 2000; 53:297-303.
21. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 91(6):561-569.

22. Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of surface conditions silane agent on the bond of resin to IPS-Empress 2 ceramic Int. J. Prosthodont 2003; 16(3):277-282.
23. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2007. p.411.
24. Prakki A, Carvalho RM. Dual cure resin cements: characteristics and clinical considerations. Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos 2001; 4(1): 22-27.
25. Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. Dent Update 2005 Jun; 32(5):251- 260, passim.
26. Anusavice KJ. Materiais dentários. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p.412.
27. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS, Clelland N. Fracture toughness of packable and conventional composite materials. The Journal of Prosthetic Dentistry 2002; 88(3):307-313.
28. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML .Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. Quintessence international 2002; 33(2):95-100.
29. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. J Prosthet Dent 1999; 81:23-32.
30. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. Oper Dent 1993; 18(2):48-55.
31. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent 1995 Jun; 73(6):515-524.
32. Burrow MF, Nikaido T, Satoh M, Tagami J. Early bonding of resin cements to dentin—effect of bonding environment. Oper Dent 1996; 21:196–202.

33. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four composite resin luting cements. *Int J Prosthodont* 2004; 17:357- 363.
34. Asmussen E, Peutzfeld A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. *J Adhes Dent* 2006; 8(5):299-304.
35. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin Cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29(3):257-262.
36. Velarde ME, Miller MB, Marino KL, Diaz CP, Iglesias IR, Olivares G. Hardness of dual-cure resin cements using three polymerization methods. [cited 2005 march 10]. Disponível em: URL: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/65.abstract_61904.htm.
37. Sharp LJ, Yin R, Kang WH, Suh BI. Comparison of curing of resin cement. [cited 2005 March 11]. Disponível em: URL: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_60685.htm.
38. Mak YF, Lain SCN, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater* 2002; 18:609–621.
39. Swift EJ, May KN, Wilder AD. Effect of polymerization mode on bond strengths of resin adhesive/cement systems. *J Prost Dent* 1998; 7(4):256-260.
40. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentin. *J Dent* 2004; 32(1):55-65.
41. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resinmodified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci* 2004; 112(1):73–83.
42. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Landuyt KV, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials* 2007; 23(1):71-80.
43. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials* 2006; 22(1):45-56.

44. Gerth H, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of relyX unicem and bifax composites- a comparative study. *Dental Materials* 2006; 22(10):934-994.
45. Trajtenberg CP, Pinzon LM, Powers JM. Bonding of a novel self-adhesive cement to tooth substrates. In: 32° Annual Meeting and Exhibition of the AADR [on line]. *Anais eletrônicos*. [cited 2003 Mar 14]. Disponível em: URL: http://iadr.confex.com/iadr/2003SanAnton/techprogram/abstract_27766.htm
46. Christensen J. Ensuring retention for crowns and fixed prostheses. *Dent Assoc* 2003; 134(7):993-995.
47. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-ried systems. *Dental Materials* 2004; 20(2):191-197.
48. Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Monticelli F. In vitro evaluation of wall-to-wall adaptation of a self-adhesive resin cement used for luting gold. *J Adhes Dent* 2005; 7(1):33-40.
49. Piwowarezyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005; 30(3):382-388.
50. Uy J, Chiew L, Nicholls J, Tan K. Load-fatigue performance of gold crowns luted with resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2006; 95(4):315-322.
51. Costa CS, Hebling J, Randall R. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dental Materials* 2006; 22(10):954-962.
52. Salz U, Duarte S Jr, Zimmermann J, Lopes MM, Perdigão J. Bond strengths of selfcured, self etching resin cement systems (abstract 3179). *J Dent Res*. 2004;83(Special Issue).
53. Tezvergil-Mutluay A, Lippo VJ, Lassila A, Pekka K. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 2007; 65(4):201-205.

54. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent* 2006; 8:327-335.
55. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhes Dent* 2001; 3(3): 273-383.
56. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14(6):394-402.
57. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of crosssectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998; 14(6):212-221.
58. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14(3): 194-220.
59. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. *Adhes. Dent* 1999; 1(4): 299-309.
60. Dellabona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J. Adhes. Dent* 2000; 2(4):305-313.
61. Dellabona A, Anusavice KJ, Mecholsky JR. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent. Mater* 2003; 19(8):693-699.
62. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent. Mater* 2003; 19(7):575-583.
63. Lopes GA, Leite FPP, Valandro LF, Siqueira LO, Pimenta LAF, Neisser MP. Resistência à microtração entre uma cerâmica hidrotérmica, silanizada ou não, aderida a uma resina composta por um cimento resinoso. *Cienc. Odontol. Bras* 2003; 6(2):80-87.

64. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PEC. Influência da geometria dos espécimes em dentina e esmalte no teste de microtração: análise da resistência de união e microscopia eletrônica de varredura. *JBD – Revista Iberoamericana de Odontologia Estética & Dentística* 2004 Jan/Mar; 3(9):81-93.
65. Reis A, Carrilho MRO, Schroeder M, Tancredo LLP, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J. Adhes. Dent* 2004; 6(1):7-11.
66. El Zohairy AA, De Gee AJ, De Jager N, Van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J. Dent. Res* 2004; 83(5):420-424.
67. Palhari J. Avaliação da resistência à tração de botões ortodônticos, variando-se os sistemas adesivos, e contaminação com sangue [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2007. 59p.
68. Perdigão J, Geraldeli S, Carmo ARP. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J. Esthet. Restorative Dent* 2002; 14(1):31-38.
69. Estrela, C. Metodologia científica: ciência ensino pesquisa. 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 2005. p.794.
70. Dellabona A, Anusavice K, Hood J. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int-J-Prosthodont* 2002 ; 15(3):248-255.
71. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials* 2007; 23(11):1323-1333.
72. Polydorou O, König A, Kümmerer K, Hellwig E. Release of monomers from different core build-up materials. *Dental Materials* 2009; 25(5): e8 e e9.
73. Pacheco JFM, Goes MF. Influência do tratamento superficial na resistência à tração da colagem do Artglass. *Rev. ABO Nacional* 2000/2001; 8(6): 337-342.

74. Burtscher, P. Stability of Radicals in Cured Composite Materials. *Dental Materials* 1993; 9(4): 218-221.
75. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resinluting agents *J Prosthet Dent* 2005; 94(6):549-554.
76. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Microtensile bond strength of dual-polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2): 99-106.
77. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2): 127-134.

APÊNDICE

APÊNDICE A – Declaração de não infração de direitos autorais

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
DECLARAÇÃO

As cópias dos artigos completos, de minha autoria ou co-autoria, já publicada, aceita ou submetida para publicação em revista científica sujeitas a arbitragem que constam da minha dissertação intitulada “Avaliação da resistência adesiva de três tipos de cimentos resinosos frente à cerâmica a base de dissilicato de lítio” e apresentada ao Departamento de Odontologia , não infringem os dispositivos da Lei no 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Taubaté, de de 2009 .

Candidato/Autor

Manuel Carlos Araujo de Miranda Pinto

CRO-RJ18486

Orientador

Marcos Augusto do Rego

RG no

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Manuel Carlos Araujo de Miranda Pinto

Taubaté, setembro de 2009.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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