

**FABIO LUIZ ANDRETTI**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À TRAÇÃO DE  
CIMENTOS ADESIVOS A UMA LIGA DE NÍQUEL-CROMO**

**Florianópolis**

**2003**

**FABIO LUIZ ANDRETTI**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À TRAÇÃO DE  
CIMENTOS ADESIVOS A UMA LIGA DE NÍQUEL-CROMO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Florianópolis

2003

**FICHA**  
**CATALOGRÁFICA**

A561      Andretti, Fábio Luiz  
            Avaliação da resistência de união à tração de cimentos adesivos a uma  
            liga de níquel-cromo /Fábio Luiz Andretti;  
            Hamilton Pires Maia. - Florianópolis, 2003.  
            95f. : il.; gráfs.; tabs + anexos.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - opção Materiais Dentários) -  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de  
Santa Catarina.

Inclui bibliografia

1. Materiais dentários. 2. Cimentos dentários. 3. Ligas de níquel -  
cromo. I. Maia, Hamilton Pires. II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU : 616.314

FÁBIO LUIZ ANDRETTI

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À TRAÇÃO DE  
CIMENTOS ADESIVOS A UMA LIGA DE NÍQUEL-CROMO**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Materiais Dentários, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Florianópolis, 12 de novembro de 2003.

---

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada

*Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia*

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

*Orientador*

---

Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates

*Membro*

---

Prof. Dr. Saulo Geraldeli

*Membro*

Ao meu **DEUS e SENHOR**, que tem me suprido, em **Jesus Cristo**, todas as minhas necessidades de acordo com Suas riquezas. Para Sua glória.

À minha família, **Miréia, Fábio e Manoela**, muito obrigado por tudo.

Vocês são o meu apoio, minha motivação e minha inspiração.

Aos meus pais, irmãos, sogros e cunhados pelo amor e pelo apoio incondicional.

## ***AGRADECIMENTOS ESPECIAIS***

Ao Professor Dr. **Hamilton Pires Maia**, meu orientador, sempre incansável e dedicado. Por acreditar que somos capazes de alcançar, com humildade, nossos objetivos.

Ao Professor Dr. **Luiz Henrique Maykot Prates**, pela participação efetiva na elaboração deste trabalho.

## ***AGRADECIMENTOS***

Ao Professor Dr. **Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Sua atenção e ajuda foram imprescindíveis para a realização deste trabalho.

Ao Professor **Cléo Nunes de Sousa**, Vice-diretor do Centro de Ciências da Saúde, pela atenção e colaboração na realização desta etapa de formação profissional.

Ao Professor Dr. **Marcelo Carvalho Chain**, pelos ensinamentos e pelo incentivo.

Ao Professor **Hubert Chamone Gesser**, pela assessoria na análise estatística.

Aos Professores Dr. **Izo Milton Zani** e Dr. **Carlos Renato Soares**, pela amizade e pelo suporte.

Ao Professor **Gilberto Müller Arcari**, pelo auxílio e pelo estímulo.

Aos colegas da Área de Materiais Dentários, **Cassius**, **Cleonice** e **Luanana**, pelo companheirismo, pela troca de experiências e por me estimularem a alcançar minhas metas.

Aos **colegas do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, pelas palavras amigas, pelo auxílio e pelo estímulo.

Aos acadêmicos, **Lilian Coelho** e **Samuel Zanela**, pela participação nas pesquisas laboratoriais.

Aos funcionários, **Sra Valda**, **Sra Luciane**, **Srta. Renata** e **Sr. Lauro**, por mediarem, com seu nobre ofício, a realização deste trabalho.

Ao técnico, **Sr Fernando**, pela ajuda essencial à realização desta pesquisa.

Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, especialmente a Sra. **Ana Maria**, pela cordialidade nos atendimentos.

Aos Srs. **Herbert Mendes** e **Éderson Marques Pereira**, da Ivoclar Vivadent, por disponibilizarem o cimento Vivaglass Cem PL.

Às Cirurgiãs-Dentistas **Glauce Pachane** e **Anadélia Borges Soares**, da 3M ESPE do Brasil, por disponibilizarem o cimento RelyX CRA.

À Srta. **Regiane Marton**, da J.Morita do Brasil, por disponibilizar o cimento Bistite II DC.

À bibliotecária Sra. **Ieda Maria de Souza**, pela revisão metodológica.

Aos amigos e irmãos, **Moacir Tadeu de Melo**, **Marcos Braga** e **Raul Murilo de Souza** por sua ajuda e sua amizade.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

*“Invoca-me, e te responderei;  
anunciar-te-ei coisas grandes e ocultas, que não sabes.”*

**Jeremias 33:3, Bíblia**

ANDRETTI, F. L. **Avaliação da resistência de união à tração de cimentos adesivos a uma liga de níquel-cromo.** 2003, 95 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Materiais Dentários) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

Este estudo avaliou a resistência de união à tração de duas marcas comerciais de cimento resinoso de dupla ativação e dois cimentos de ionômero de vidro para fixação a uma liga metálica de Ni-Cr, aos 15 min e 24 h de armazenamento após o tempo de presa. Cento e vinte cilindros metálicos fundidos em liga de Ni-Cr, foram cimentados em pares usando um dos cimentos e foram divididos em 8 grupos: GRUPO 1: RelyX CRA-15 min (R-15), GRUPO 2: RelyX CRA-24 h (R-24), GRUPO 3: Bistite II DC-15 min (B-15), GRUPO 4: Bistite II DC-24 h (B-24), GRUPO 5: Ketac-Cem-15 min (K-15), GRUPO 6: Ketac-Cem- 24 h (K-24), GRUPO 7: Vivaglass Cem PL -15 min (V-15) e GRUPO 8: Vivaglass Cem PL- 24 h (V-24). As médias de resistência de união à tração dos grupos 1 a 8 foram: R-15= 10,1 MPa; R-24 = 12,9 MPa; B-15 min = 18,4 MPa; B-24 = 21,1 MPa; K-15 = 7,7 MPa; K-24 = 9,60 MPa; V-15= 3,3 MPa e V-24 = 11,0 MPa. Os resultados originais obtidos foram submetidos à Análise de Variância de Dois Critérios (*Two-way* ANOVA) ( $p < 0,05$ ) e ao teste de Comparações Múltiplas de Tukey-Kramer. Entre os grupos de 15 minutos, o cimento Bistite II DC apresentou diferença significativa em relação aos demais cimentos. Houve equivalência estatística entre os cimentos RelyX CRA e Ketac-Cem e Vivaglass Cem PL apresentou os menores valores. Entre os grupos de 24 horas, o cimento Bistite II DC apresentou diferença significativa em relação aos cimentos RelyX CRA, Ketac-Cem e Vivaglass Cem PL, ocorrendo equivalência estatística entre estes três grupos. Os grupos de cimentos resinosos de 24 h não apresentaram diferença estatística em relação aos grupos de 15 min e os grupos de cimentos de ionômero de vidro de 24 h foram superiores aos grupos de 15 min.

Palavras-chave: Materiais Dentários. Cimentos dentários. Ligas de Níquel-Cromo.

ANDRETTI, F. L. **Avaliação da resistência de união à tração de cimentos adesivos a uma liga de níquel-cromo.** 2003, 95 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Materiais Dentários) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

This study assessed the tensile bond strength of two dual resin-based and two glass-ionomer luting commercial cements to a NiCr alloy, after 15 minutes and 24 hour storage time. One hundred and twenty cylinder-shaped NiCr castings were luted in pairs with either luting agent and divided in 8 groups: GROUP 1: RelyX ARC- 15 min (R-15), GROUP 2: RelyX ARC- 24 hr (R-24), GROUP 3: Bistite II DC- 15 min (B-15), GROUP 4: Bistite II DC- 24 hr (B-24), GROUP 5: Ketac-Cem- 15 min (K-15), GROUP 6: Ketac-Cem- 24 hr (K-24), GROUP 7: Vivaglass Cem PL- 15 min (V-15), and GROUP 8: Vivaglass Cem PL- 24 hr (V-24). The mean tensile bond strength for groups 1 to 8 were: R-15= 10.08 MPa; R-24 = 12.66 MPa; B-15 = 18.42 MPa; B-24 = 21.11 MPa; K-15 = 7.52 MPa; K-24 = 9.60 MPa; V-15 = 3.27 MPa and V-24 = 10.98 MPa. The original results were subjected to 2-way Analysis of Variance (two-way ANOVA) ( $p < .05$ ) and Tukey-Kramer Multiple Comparison Test. Among the 15 min-storage groups, Bistite II DC showed significant difference in comparison to the other cements. There was no difference between RelyX ARC and Ketac-Cem groups, and Vivaglass Cem PL demonstrated the lowest values. Among the 24-hr storage groups, Bistite II DC demonstrated significant difference in comparison to RelyX ARC, Ketac-Cem, and Vivaglass Cem PL, and these three groups were statistically equivalent. The 24 hr storage resin cement groups did not show significant differences in tensile bond strength in comparison to the 15 min storage groups. The glass-ionomer cement groups of 24-hr-storage were superior to the 15 min storage groups.

Key words: Dental materials, Dental cements, Nickel-chromium alloys.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Apresentação comercial do cimento resinoso RelyX CRA, cor A3 (3M ESPE, Saint Paul, EUA), no sistema “ <i>click dispenser</i> ”.....	43
Figura 2 - Apresentação comercial do cimento resinoso Bistite II DC, <i>Clear</i> (Tokuyama Inc. /J.Morita do Brasil, São Paulo), no sistema de “Superseringa”.....	43
Figura 3 - Apresentação comercial do cimento de ionômero de vidro Ketac-Cem Radiopaque (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), no sistema pó/líquido.....	43
Figura 4 - Apresentação comercial do cimento de ionômero de vidro Vivaglass Cem PL (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), no sistema pó/líquido.....	43
Figura 5 - Par de cilindros fundidos apresentando orifícios laterais (A) para adaptação ao dispositivo auxiliar para tração e faces circulares de cimentação (B).....	44
Figura 6 - Aparelho <i>Ultrasonic Cleaner</i> (modelo 1440 D, Odontobrás, Ind. Com. Equip. Med. Odontol. Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) utilizado para a limpeza ultrasônica dos cilindros fundidos.....	45
Figura 7 - Politriz (Modelo DP-10, Struers/ Panambra Industrial e Técnica Ltda., São Paulo, SP, Brasil) utilizada para acabamento dos cilindros de cimentação.....	46
Figura 8 - Matriz de fixação do cilindro, para acabamento da face circular de cimentação com orifício central para posicionamento (A) e parafuso lateral (B) para fixação dos cilindros metálicos.....	46
Figura 9 - Acabamento do cilindro com a matriz para fixação (A) em lixa nº 600 na politriz.....	47
Figura 10 - Aparelho de jateamento (F&F Equip. Med. Odont., Araraquara, São Paulo) utilizado para limpeza dos cilindros metálicos para cimentação.....	47
Figura 11 - Jateamento com óxido de alumínio de tamanho de partícula de 50 µm, com a caneta de jateamento (A) na face circular de cimentação do cilindro (B).....	48
Figura 12 - Recipiente plástico (A) contendo par de cilindros para cimentação no interior da bandeja do aparelho de ultrassom (B) preenchida com água destilada.....	48
Figura 13 - Dispositivo de alinhamento e fixação dos cilindros para cimentação, composto pela base (A), formada pelo disco (1), cilindro vertical (2) e suporte (circulado) com a guia de orientação (3, ponta da seta) e pela plataforma superior (B), composta por disco (4) e haste metálica.....	50

Figura 14 - Canaleta do cilindro vertical do dispositivo de alinhamento e fixação (margens: linhas brancas; paredes: linhas vermelhas), utilizada para alinhar os cilindros de cimentação e haste metálica da plataforma superior (1), utilizada para aplicar o peso sobre os cilindros de cimentação, pressionando-os entre si.....	51
Figura 15 - Vista lateral da fenda para remoção de excessos de cimento (A, em destaque), localizada no cilindro vertical, para posicionamento da ponteira do fotoativador e parafuso (B) localizado na base.....	51
Figura 16 - Cimento recém manipulado sendo aplicado com espátula plástica à superfície circular de cimentação do cilindro.....	53
Figura 17 - Fixação do cilindro de cimentação após aplicação do cimento, no interior da canaleta vertical do dispositivo de alinhamento e fixação, com o parafuso.....	53
Figura 18 - Posicionamento do segundo cilindro com auxílio de uma pinça clínica, com a face de cimentação recoberta pelo cimento, sobre o primeiro cilindro fixado previamente no dispositivo de alinhamento e fixação.....	54
Figura 19 - Posicionamento da plataforma superior (A), deslocando a haste metálica (B) no interior da guia de orientação (C) ao longo da canaleta de orientação (D), pressionando os cilindros (E) entre si.....	54
Figura 20 - Peso para balança (A) posicionado no momento da cimentação, sobre a plataforma superior (B) do dispositivo de alinhamento e fixação. O peso para balança somado ao peso da plataforma (350 g) totalizou 5 kg.....	55
Figura 21 - Remoção dos excessos na linha de cimentação (1), no dispositivo de alinhamento e fixação, de um par de cilindros cimentados com o material Ketac-Cem Radiopaque, com o auxílio de uma pinça clínica (2).....	56
Figura 22 - Remoção dos excessos de cimento, no dispositivo de alinhamento e fixação, de um par de cilindros cimentados com o material Bistite II DC Ketac-Cem Radiopaque, com pincel descartável.....	56
Figura 23 - Par de cilindros (letra C), posicionado no dispositivo de alinhamento e fixação, após a aplicação na linha de cimentação do Gel Bistite Air Barrier utilizado para proteção do cimento Bistite II DC.....	57
Figura 24 - Aparelho fotopolimerizador Curing Light 2500 (3M Dental Products, Saint Paul, EUA) utilizado para fotoativação dos cimentos resinosos de dupla ativação utilizados na pesquisa.....	57
Figura 25 - Ativação dos cimentos resinosos com o feixe de luz do fotopolimerizador paralelo à linha de cimentação, à esquerda (A), à direita (B) e pela frente (C) do dispositivo de alinhamento e fixação.....	58
Figura 26 - Remoção do gel de proteção do cimento resinoso Bistite II DC, da superfície de cimentação do par de cilindros, com gaze.....	58
Figura 27 - Dispositivo auxiliar para tração composto por conexão (A), corrente (B) e alça (C). A conexão é adaptada à base ou à cruzeta da máquina de testes universal com um pino (D).....	59
Figura 28 – Dispositivos auxiliares para teste de tração, fixados por suas conexões aos mordentes (A) e à cruzeta (B) da máquina de testes universal. As alças dos dispositivos (C) são utilizadas para apreender com pinos um par de cilindros fixados.....	60

Figura 29 - Máquina de testes universal Instron (modelo 4444, Instron Inc., Canton, EUA) utilizada para o teste de tração.....	60
Figura 30 - Comparação dos valores médios de resistência de união à tração entre os cimentos no período de armazenamento de 15 minutos pelo Teste de Comparação Múltipla de Tukey.....	63
Figura 31 - Comparação dos valores médios de resistência de união à tração entre os cimentos no período de armazenamento de 24 horas pelo Teste de Comparação Múltipla de Tukey.....	64
Figura 32 - Comparações individuais dos grupos experimentais do cimento resinoso RelyX CRA, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer.....	65
Figura 33 - Comparações individuais dos grupos experimentais do cimento resinoso Bistite II DC, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer.....	66
Figura 34 - Comparações individuais entre os grupos experimentais do cimento Ketac Cem, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer.....	67
Figura 35 - Comparações individuais entre os grupos experimentais do cimento Vivaglass Cem PL, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer.....	68

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo das informações técnicas fornecidas pelos fabricantes dos cimentos resinosos.....	42
Tabela 2 – Resumo das informações técnicas dos cimentos de ionômero de vidro fornecidas pelos fabricantes.....	42
Tabela 3 – Divisão dos grupos experimentais, de acordo com as marcas comerciais de cimentos e o tempo de armazenamento e distribuição dos pares de cilindros (pares iniciais e pares repetidos) nos respectivos grupos experimentais.....	49
Tabela 4 – Informações sobre o tempo de trabalho, tempo de presa e de ativação dos cimentos de fixação.....	52
Tabela 5 – Médias e desvios-padrão de valores de resistência de união à tração, em MPa, e respectivos números de amostras, no período de armazenamento de 15 minutos.....	63
Tabela 6 – Médias e desvios-padrão de valores de resistência de união à tração, em MPa, e respectivos números de amostras, no período de armazenamento de 24 horas.....	64
Tabela 7 – Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento resinoso RelyX CRA, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.....	65
Tabela 8 – Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento resinoso Bistite II DC, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.....	66
Tabela 9 – Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento de ionômero de vidro Ketac-Cem, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.....	67
Tabela 10 – Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento de ionômero de vidro Viva glass Cem, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.....	68

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-GMA: Bisfenol glicidil metacrilato

UDMA: Uretano dimetacrilato

HEMA: Hidroxietil metacrilato

TEGDMA: Trietilenoglicol dimetacrilato

mm: milímetro

mm/min: milímetros por minuto

μm : micrometro

nm: nanômetro

kgF: quilograma-força

kgF/cm<sup>2</sup>: quilograma-força por centímetro quadrado

N/mm<sup>2</sup>: Newton por milímetro quadrado

Ni-Cr: níquel-cromo

Ni-Cr-Be: níquel-cromo-berílio

Cu-Al: cobre-alumínio

Au-Ag-Cu: ouro-prata-cobre

Ag-Pd: prata-paládio

MPa: megapascal ou megapascals

KN: quilo-newton

Psi: libra por polegada quadrada

°C: Graus Celsius

mW/cm<sup>2</sup>: miliWatts por centímetro quadrado

4-META: 4-metacrilatoloxietil trimelitato anidro

4-AET: 4-acriloloxietil trimelitato anidro

MDP: ácido 10- metacriloloxi-decametileno fosfórico

PMMA: polimetil-metacrilato

MAC-10: ácido 10-metacriloloxi-undecano malônico

IEEE 488: *Institute of Electrical and Electronics Engineers*, Norma 488

DP : Desvio-Padrão

®: Marca Registrada

P/L: pó/líquido

ADA: *American Dental Association*

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>9</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>10</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>11</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>14</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	<b>15</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>17</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>20</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>41</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>42</b>
4.1 CIMENTOS PARA FIXAÇÃO .....	42
4.2 CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS .....	44
4.2.1 <i>Obtenção dos cilindros metálicos</i> .....	44
4.2.2 <i>Acabamento das faces circulares de cimentação dos cilindros metálicos</i> .....	45
4.2.3 <i>Jateamento das faces circulares de cimentação dos cilindros metálicos</i> .....	47
4.2.4 <i>Formação dos grupos experimentais e distribuição dos pares de cilindros</i> .....	49
4.2.5 <i>Cimentação dos cilindros metálicos</i> .....	50
4.2.5.1 Dispositivo de alinhamento e fixação .....	50
4.2.5.2 Manipulação dos cimentos .....	52
4.2.5.3 Cimentação dos cilindros metálicos no dispositivo de alinhamento e fixação .....	52
4.3 TESTE DE TRAÇÃO .....	59
4.3.1 <i>Dispositivo auxiliar para tração</i> .....	59
4.3.2 <i>Máquina de teste universal</i> .....	60
4.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	61
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>62</b>
5.1 RESULTADOS DO TESTE DE TRAÇÃO .....	62
5.2 COMPARAÇÕES INDIVIDUAIS .....	65
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>69</b>
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	<b>76</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>77</b>
<b>APÊNDICE</b> .....	<b>82</b>
<b>ANEXO</b> .....	<b>86</b>

# 1 INTRODUÇÃO

O procedimento de cimentação é um dos passos mais importantes e críticos durante a elaboração de restaurações indiretas.

O cimento de fosfato de zinco é o material que há mais tempo vem sendo utilizado para fixação e seu desempenho clínico tem sido amplamente relatado (PAFFENBARGER; SWEENEY; ISAACS, 1933; SMITH, 1968). Apesar de sua história de sucesso clínico, o cimento de fosfato de zinco apresenta propriedades físicas limitadas como solubilidade e baixa resistência à tração, o que levou a uma busca por cimentos que pudessem oferecer desempenho clínico superior (JOHNSTON, 1954; SWARTZ; PHILLIPS, 1955; SCHOUBOE; PAFFENBARGER; SWEENEY, 1956; SMITH, 1968; WILSON et al, 1977; CHAN; BOYER; AUNAN, 1985).

No final da década de 1960, o cimento de policarboxilato de zinco representou um avanço por ser adesivo, apresentando força de retenção superior à do cimento de fosfato de zinco (SMITH, 1968; MIZRAHI; SMITH, 1969).

Em 1972, foi apresentado um novo cimento odontológico, translúcido, baseado na reação de presa entre pós de vidro de silicato de alumínio e soluções aquosas de polímeros e de copolímeros de ácido acrílico. O material recebeu o nome genérico de cimento de ionômero de vidro por Wilson e Kent (1972), sendo um material experimental. Este cimento aliou a adesão do cimento de policarboxilato de zinco à liberação de flúor e estética do cimento de silicato. Os primeiros cimentos de ionômero de vidro restauradores eram muito sensíveis ao ar e à umidade (CAUSTON, 1981; METZ; BRACKETT, 1994). Também apresentavam uma

lenta reação de presa. Por isso acrescentou-se ácido tartárico ao líquido, para acelerar a reação de presa (CRISP; WILSON, 1976). Visando reduzir a sensibilidade pós-operatória provocada pela acidez do componente líquido, os fabricantes incorporaram o ácido poliacrílico ao pó, por meio de liofilização, surgindo os chamados cimentos de ionômero de vidro anidros (MCLEAN; WILSON; PROSSER, 1984).

Os cimentos de ionômero de vidro para fixação foram criados experimentalmente a partir dos cimentos de ionômero de vidro restauradores em 1977 (WILSON et al., 1977), mas somente em meados da década de 1980 passaram a ser aceitos como materiais para fixação (FINGER, 1983). Ainda na década de 1980, outros aperfeiçoamentos surgiram como, por exemplo, a mistura do pó de cimento de ionômero de vidro com limalha de prata para amálgama odontológico, dando origem aos ionômeros reforçados por metal (SIMMONS, 1983) e a adição de monômeros como o HEMA (hidroxietil metacrilato), originando os cimentos de ionômero de vidro resinosos (WILSON, 1989).

Os cimentos resinosos estão disponíveis desde a década de 1940 (SCHOUBOE; PAFENBARGER; SWEENEY, 1956). Estes cimentos foram indicados para fixação de bandas ortodônticas pois possuíam melhores propriedades mecânicas do que os outros cimentos utilizados até aquela época (JOHNSTON, 1954; MOSER et al., 1976).

O sucesso dos sistemas adesivos atuais, devido à sua capacidade de efetuarem a hibridização da dentina, observada originalmente por Nakabayashi; Kojima; Masuhara (1982), possibilitou um aumento significativo do número de indicações clínicas dos cimentos resinosos.

Um dos aperfeiçoamentos dos cimentos resinosos foi o emprego de monômeros funcionais como o 4-META (4-metacrilatoiloxietil trimelitato anidro) e o MAC-10 (ácido 10-metacrilatoil-oxidecametileno malônico) (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Estes monômeros unem os cimentos resinosos às ligas metálicas, por sua afinidade à camada de óxidos

formada na superfície do metal, possibilitando a execução de próteses parciais fixas mais conservadoras (GIVAN et al., 1995; RUBO; PEGORARO, 1995). Apenas na década de 1980 os cimentos resinosos se tornaram populares e foram aceitos como agentes de fixação para coroas e próteses parciais fixas em virtude da menor solubilidade e de resistências ao desgaste e mecânica superiores, aliadas à capacidade de adesão a diferentes substratos (ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999).

A diversidade de materiais para fixação atualmente disponível, com grande variação de composição, impõe ao profissional a necessidade do conhecimento de suas propriedades físicas e mecânicas, as quais, por sua vez, influenciam o desempenho clínico destes materiais (McCOMB; 1996).

A resistência mecânica de um cimento de fixação, tanto flexural, como de compressão, de tração e de cisalhamento, deve ser adequada para resistir às forças funcionais durante a vida útil da restauração (DONOVAN; CHO, 1999).

Tem sido demonstrado que a resistência de união dos cimentos de fixação a metais está correlacionada à sua resistência mecânica (GRIEVE, 1969) e que a resistência de união dos cimentos para fixação nos momentos iniciais é crítica, pois é muito inferior à resistência máxima, normalmente medida 24 horas após a presa (BRAGA; BALLESTER; CARRILHO, 1999). Esta é uma questão relevante, pois é necessário conhecer o momento que os cimentos de fixação apresentam resistência mecânica e de união suficientes para suportarem tensões mastigatórias, isto é, o momento que as restaurações podem receber esforços, pois elas iniciam a função alguns minutos após a sua fixação.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Paffenbarger; Sweeney; Isaacs (1933) constataram que a literatura publicada carecia de dados confiáveis sobre as propriedades físicas e químicas dos cimentos. Assim, devido ao extensivo uso dos cimentos de fosfato de zinco, publicaram um relato preliminar sobre várias propriedades, incluindo tempo de trabalho e de presa, adesão e manipulação.

Johnston (1954) avaliou clinicamente um cimento de acrílico, por 15 meses, realizando a fixação de 571 elementos de prótese fixa, 42 coroas totais de ouro, 3 coroas parciais e 14 coroas de jaqueta. O autor salientou que o ponto mais fraco de qualquer tipo de restauração indireta consiste no cimento de fosfato de zinco que já era utilizado como material para fixação há décadas. Por isso, materiais resinosos começaram a serem empregados como meio de fixação. Eles possuíam características de manipulação que os tornavam superiores ao cimento de fosfato de zinco, sendo menos sensíveis a variáveis de manipulação, tais como, proporção pó/líquido, temperatura e técnica de espatulação. Um cimento de acrílico com partículas de carga de tamanho apropriado em sua composição, apresentou espessura de película similar à do cimento de fosfato de zinco. Por outro lado, salientou que na década de 1950 as pesquisas indicavam que os cimentos resinosos possuíam adesão apenas a uma superfície dentária seca e ainda não se conhecia seu comportamento clínico. Concluiu, então, que os cimentos resinosos utilizados apresentaram desempenho satisfatório, em que pese o período relativamente curto de avaliação. Também recomendou que seria desejável uma superfície completamente desidratada e afirmou que não se podia determinar a capacidade do cimento de suportar tensões sob as restaurações.

Swartz e Phillips (1955) propuseram, em virtude do desconhecimento do mecanismo exato pelo qual os cimentos de acrílico se aderiam ao dente, um método da adesão de cimentos dentários. Os testes realizados demonstraram a superioridade dos cimentos resinosos em relação aos cimentos de fosfato de zinco, em superfície de dentina preparada seca. A umidade foi prejudicial para ambos os tipos de cimento. Os autores reconheceram que testes de adesão laboratoriais não reproduzem exatamente o tipo de tensão que ocorre na boca. Todavia, eles são necessários e aceitáveis para o estudo da adesão dos materiais.

Schouboe; Paffenbarger; Sweeney (1956) estudaram cimentos resinosos e resinas restauradoras diretas posteriores. Foi avaliada a composição, a consistência do cimento resinoso após a manipulação e antes da presa, o tempo de presa, o aumento de temperatura e a contração relacionados à polimerização, a espessura de película, a resistência à compressão e a adesão, entre outras propriedades. Após a planificação das superfícies de esmalte e dentina, os materiais foram aplicados à superfície limpa e seca. O teste de adesão demonstrou que todas as resinas apresentaram adesão inicial alta o suficiente para provocar fratura do dente na remoção da resina, desde que o dente fosse mantido seco. Entretanto, após imersão em água por 24 horas, esta adesão era perdida e a maior parte das amostras podia ser deslocada facilmente. Quanto à composição, a quantidade de partícula de carga variou de 5% a 67% em peso do pó. Concluíram, portanto, que os cimentos resinosos poderiam ser considerados materiais experimentais e não serviam como substitutos diretos para o cimento de fosfato de zinco.

Smith (1968) afirmou que a versatilidade que se exigia dos cimentos de fixação talvez fosse uma das principais razões porque apenas dois tipos de cimentos haviam sido desenvolvidos, o cimento de fosfato de zinco e o cimento de óxido de zinco e eugenol. Embora o uso destes cimentos pudesse propiciar resultados clínicos bastante satisfatórios, era evidente a necessidade de um cimento melhor, que reunisse as vantagens da manipulação e resistência do fosfato de zinco à baixa irritabilidade e toxicidade do óxido de zinco e eugenol. A criação

de um cimento que pudesse se unir ao dente teria conseqüências importantes, pois permitiria um selamento dos túbulos dentinários e uma superfície mais favorável para a retenção de outro material restaurador. O termo “adesão”, segundo o autor, significa atração físico-química entre a substância adesiva e a superfície à qual ela está em contato. Um adesivo para esmalte e dentina deve umedecer e se espalhar na superfície dental preparada e reagir quimicamente com a fase mineral e/ou protéica nesta superfície. Para tanto, o adesivo deve ser uma solução aquosa, ou hidrófila, e deve conter um grande número de grupos quelantes na molécula, ou seja, deve ser um polímero. Seguindo estes princípios, o autor preparou e testou polímeros hidrossolúveis que continham grupos quelantes, como o ácido poliacrílico. Foi demonstrado que o ácido poliacrílico pode se ligar ao cálcio e também ao óxido de zinco. Quando uma solução aquosa concentrada de ácido poliacrílico é misturada com o óxido de zinco, forma-se um cimento que toma presa. Assim, o cimento criado foi chamado de cimento de poliacrilato.

Grieve (1969) descreveu um método para determinar a força usada clinicamente na cimentação *in vitro* de coroas totais de ouro, com cimentos de óxido de zinco e eugenol modificados, um cimento de fosfato de zinco e um cimento de policarboxilato de zinco, que eram os únicos materiais de cimentação disponíveis àquela época. Após a confecção das coroas totais de ouro e previamente aos procedimentos de cimentação, cada restauração foi posicionada sobre o preparo de dentina e a altura foi medida. Para o procedimento de cimentação, foi aplicada sobre o preparo uma força de 90 N. Após 1 minuto, a força foi retirada e a altura do dente com a restauração foi novamente medida. A diferença entre as medições foi considerada a espessura máxima da película de cimento. Após 24 horas de armazenamento em água a 37° C, a resistência de união foi determinada tracionando a coroa em uma máquina de testes universal Instron com velocidade de 0,5 mm/min. Concluiu que existe uma correlação entre a resistência à compressão e a resistência de união do cimento de fosfato de zinco e do cimento de óxido de zinco e eugenol.

Mizrahi e Smith (1969) estudaram a cimentação direta de brackets ortodônticos ao esmalte usando cimento de policarboxilato de zinco. Em seu trabalho experimental, prepararam espécimes de esmalte, desgastando-os com uma pasta de pó de carborundum 400 e água destilada e as fixaram em um recipiente metálico com gesso pedra. A seguir, utilizaram uma fita adesiva para padronizar a área de colagem de cada botão ortodôntico. Após 10 minutos de aplicação de peso de 1 kg, os espécimes foram armazenados a 37° C por 24 horas, sendo testados com velocidade de 5 mm/min. Informaram que houve pouca mudança na técnica de colagem de bandas ortodônticas a coroas dentárias desde 1871, quando Magill usou pela primeira vez um cimento, até 1966. Em 1968, surgiu o cimento de policarboxilato de zinco, que se mostrou superior aos cimentos dentários existentes em termos de adesão. Em seu trabalho, constataram que o cimento de policarboxilato de zinco apresentou um valor médio de 78 kg/cm<sup>2</sup> contra 5 kg/cm<sup>2</sup> para o cimento de fosfato de zinco.

Wilson e Kent (1972) apresentaram um cimento odontológico translúcido novo, baseado na reação de presa entre pós de vidro de silicato de alumínio e soluções aquosas de polímeros e copolímeros de ácido acrílico. O material recebeu o nome genérico de cimento de ionômero de vidro e o nome usual de ASPA, ou cimento de poliacrilato de silicato-alumínio, sendo um material experimental. A intenção foi desenvolver um material para uma série de aplicações dentárias como a restauração de dentes anteriores, de cavidades de erosão, para fins de fixação e como forramentos cavitários. Ressaltaram que o ácido poliacrílico apresenta vantagens em comparação ao ácido fosfórico presente nos cimentos de silicato, como boas propriedades de ligação e menor acidez e possibilidade de se unir ao óxido de zinco para formar cimentos. Foram testadas combinações de pós de cimento de silicato e soluções aquosas de ácido poliacrílico de 40 a 50%. Os resultados foram desanimadores pois as misturas tomavam presa lentamente e formavam cimentos sensíveis à umidade. Entretanto, os cimentos de ionômero de vidro já possuíam valores de adesão razoáveis ao esmalte humano e a metais, o

que os tornava indicados para serem usados em ortodontia. Quanto à reação química do cimento de ionômero de vidro, ocorre uma reação ácido-base entre o pó e o líquido e se forma um sal hidratado que toma presa. Constatou-se também que a resistência destes cimentos aumentou com a concentração do ácido poliacrílico nos líquidos.

Crisp; Lewis; Wilson (1976) realizaram uma pesquisa sobre a relação entre a proporção pó/líquido e as propriedades físicas e de manipulação de cimentos de ionômero de vidro. Foi determinada a consistência, o tempo de presa, a resistência à compressão e a solubilidade. Ocorreu uma relação linear inversa entre a consistência do cimento e a relação pó/líquido. Similarmente, o tempo de presa diminuiu à medida que a relação pó/líquido aumentou. A resistência à compressão dos cimentos de ionômero de vidro aumentou proporcionalmente com o aumento da relação pó/líquido. Ocorreu uma redução da taxa de aumento da resistência quando foi utilizada a relação pó/líquido mais alta. Contudo, o valor de resistência à compressão não atingiu um patamar máximo, nem diminuiu além da relação pó-líquido ideal. Isto representou uma vantagem, pois os cimentos de ionômero de vidro usados para restaurações podiam ser manipulados com a maior relação pó/líquido possível. O resultado foi um cimento com velocidade de presa rápida, com alta resistência mecânica e bastante resistente ao efeito da umidade. Entretanto, deveria se observar o tempo de trabalho e adequar a relação pó/líquido à situação clínica.

Crisp e Wilson (1976) estudaram o efeito da incorporação do ácido tartárico ao líquido dos cimentos de ionômero de vidro sobre a reação de presa. Constataram que o ácido tartárico atuou como um acelerador, auxiliando na extração de íons a partir do vidro de silicato de alumínio e mediando a ligação deles às cadeias de poliânions. Verificaram, ainda, que o endurecimento do cimento após a geleificação aumentou significativamente, sem afetar o tempo de trabalho.

Moser et al. (1976) estudaram a adesão de cimentos ortodônticos ao esmalte humano. As características da união à tração de cinco cimentos utilizados em ortodontia ao esmalte humano condicionado, com ou sem *primer*, foram estudadas após armazenamento por 1 dia, 7 dias e 30 dias em saliva artificial a 37° C. O cimento resinoso estudado foi significativamente mais resistente do que os outros cimentos, tanto nos grupos com *primer* como sem *primer*.

Wilson et al. (1977) estudaram agentes experimentais para fixação, formulados a partir de cimentos de ionômero de vidro restauradores. Para fins de cimentação, os cimentos de ionômero de vidro foram modificados com a substituição do ácido poliacrílico por um copolímero dos ácidos acrílico e itacônico, que possui menor viscosidade. O pó dos cimentos tinha um tamanho médio de partícula de 45 µm que foi reduzido, por meio de um processo de trituração em laboratório, para diminuir a espessura de película. Descobriram que o tamanho das partículas de pó foi reduzido durante a reação do cimento e que quando foi usada uma relação pó/líquido baixa, a espessura de película do cimento foi menor do que o tamanho das partículas de pó.

Causton (1981) estudou as conseqüências físico-químicas da exposição dos cimentos de ionômero de vidro restauradores à água durante as primeiras 48 horas. A resistência do cimento após tomar presa foi reduzida somente quando ocorreu exposição à água na primeira hora após a manipulação. Mostrou-se que a matriz de gel formada durante a reação de presa é a fonte dos íons flúor liberados quando o cimento de ionômero de vidro é colocado na água. O grau de hidratação, a taxa de liberação de flúor e o grau de formação de ligações cruzadas da matriz de gel foram todos afetados pelo ingresso de água durante a reação de presa. Concluiu-se que a liberação de flúor dos cimentos cessa em até seis meses de exposição à água, indicando que apenas os íons de flúor liberados no interior da matriz de gel durante a reação de presa estão disponíveis para proteger a estrutura dentária circundante.

Nakabayashi; Kojima; Masuhara (1982) estudaram o efeito do 4-META sobre a adesão de uma resina acrílica a esmalte e dentina condicionados com solução de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3%. O uso de monômeros ambifílicos como o 4-META promoveu a infiltração de monômeros no interior do tecido dentário. Os monômeros infiltrados polimerizaram *in situ* e ocorreu adesão satisfatória, com resistência à tração de 18 MPa à dentina condicionada. As análises em microscopia eletrônica de varredura sugeriram que os monômeros possuíam afinidade ao tecido dentário.

Finger (1983) avaliou o tamanho das partículas, a retenção e a solubilidade de três cimentos de ionômero de vidro para fixação e os comparou a um cimento de fosfato de zinco e a um cimento de policarboxilato de zinco. Os resultados do teste de solubilidade com exposição, 15 minutos após o tempo de presa, para os cimentos de ionômero de vidro demonstraram uma desintegração consideravelmente mais alta dos mesmos em relação aos outros materiais. Os cimentos de ionômero de vidro mostraram solubilidade bastante baixa em ácido, em comparação aos cimentos de fosfato de zinco e de policarboxilato de zinco. Concluiu que a perda progressiva de cimento na linha de cimentação é consideravelmente menor nos cimentos de ionômero de vidro do que nos cimentos de fosfato de zinco de policarboxilato de zinco, o que torna os cimentos de ionômero de vidro materiais de cimentação aceitáveis.

Simmons (1983), propôs a adição de liga para amálgama ao pó do cimento de ionômero de vidro restaurador, conhecendo a baixa resistência à propagação de fratura e à tração do cimento convencional. Concluiu que a mistura de pó de cimento de ionômero de vidro e amálgama, combinada ao líquido de ácido poliacrílico, resultou em um cimento com melhores propriedades físicas em comparação ao cimento de ionômero de vidro restaurador convencional.

McLean; Wilson; Prosser (1984) informaram que os cimentos de ionômero de vidro apresentavam deficiências como a solubilidade inicial em meio bucal causada pela formação

tardia de sais resistentes e a dificuldade de se estabelecer uma relação pó/líquido correta, devido à alta viscosidade do líquido. Além disso o líquido tendia a geleificar, o que prejudicava o desenvolvimento de materiais com vida útil prolongada. A solução foi o desenvolvimento do cimento de ionômero de vidro anidro, no qual o poliácido é liofilizado e incorporado ao pó de vidro. Existem duas formas de cimentos anidros: com o ácido tartárico presente no líquido ou incorporado ao pó. Seu tempo de trabalho é maior porque antes de ocorrer a reação de formação do cimento, forma-se uma solução entre o poliácido presente no pó e a água. O primeiro cimento de ionômero de vidro anidro para fixação foi o Ketac-Cem (ESPE, Seefeld, Alemanha). Entretanto, estes cimentos não eram radiopacos o que exigia do clínico maior cuidado no controle radiográfico das restaurações.

Chan; Boyer; Aunan (1985) citaram, em um trabalho sobre a resistência de união de cimentos a ligas metálicas, que as ligas de níquel-cromo têm sido cada vez mais usadas para coroas, pinos e núcleos devido ao alto custo das ligas de ouro. Utilizaram cilindros de 4,7 mm de diâmetro por 4,5 mm de comprimento, com um anel acrescentado à uma extremidade de cada cilindro para fixação à máquina de ensaios. As superfícies de cimentação foram asperizadas com lixas 100, lavadas e secas. Foi exercida pressão de 1 Kg durante o tempo de presa dos cimentos, informado pelos fabricantes. Os espécimes foram armazenados por 24 horas a 37° C, em um ambiente com 100% de umidade relativa, e testados com velocidade de cruzeta de 0,5 mm/min. Após o teste, os espécimes que receberam um tipo de cimento foram novamente jateados, lixados, lavados e secos, para que pudessem ser cimentados com outro cimento. Concluíram que a adesão do cimento de poliacrilato de zinco foi superior aos demais cimentos testados e que os valores foram mais altos para a liga de níquel-cromo.

Diaz-Arnold; Williams; Aquilino (1989) investigaram as resistências sob tração de três cimentos (Comspan, Panavia Opaque e Super-Bond) para cimentação usados em próteses parciais fixas, realizando a cimentação, *in vitro*, de pares de cilindros de uma liga metálica de

níquel-cromo (Rexillum III, Jeneric Pentron, EUA) por meio de um aparato de alinhamento. O aparato de alinhamento mantinha os espécimes fixos durante a cimentação e possuía em seu interior um dispositivo micrométrico que possibilitava uma espessura de película controlada em 20  $\mu\text{m}$ . Antes da cimentação, dois cilindros eram posicionados no aparato e o comprimento combinado dos cilindros era registrado. O agente de fixação era manipulado e aplicado com ligeiro excesso nas extremidades dos cilindros previamente jateadas com óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  por 15 segundos, limpas em ultra-som por 10 minutos. Estes eram reposicionados na canaleta do aparato de alinhamento e o micrômetro era ajustado com uma leitura 20  $\mu\text{m}$  maior do que a medida inicialmente registrada. As condições de armazenamento foram de 2 dias e de 30 dias, em água a 37° C, e a metade dos espécimes foram termociclados por 24 horas (1.080 ciclos, entre 5° e 60° C). Os espécimes foram fraturados sob tração com uma máquina de testes universal (Instron Corp., Canton, Massachusetts, EUA), com velocidade de cruzeta de 5 mm/min e os valores registrados em força de tração por área (MPa). Foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os materiais testados, em ambos os períodos de armazenamento, com ou sem termociclagem. A termociclagem não afetou significativamente as resistências dos materiais testados e o tempo de armazenamento afetou a resistência de união de Panavia Opaque e de Super-Bond.

Wilson (1989) afirmou que o desempenho dos cimentos de ionômero de vidro melhorou desde sua apresentação e que muitas das desvantagens iniciais haviam sido superadas. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina surgiram da adição de monômeros hidrossolúveis como o HEMA (hidroxietil metacrilato) ao líquido de um cimento de ionômero de vidro convencional. Estes cimentos tomam presa por uma reação ácido-base, que pode ser complementada por fotoativação.

Adabo et al. (1990) estudaram a influência de diferentes agentes de fixação sobre a resistência de união por tração de ligas metálicas cimentadas em dentina. Em seu estudo, obti-

veram fundições cilíndricas com superfície de cimentação medindo 28,26 mm<sup>2</sup>. A superfície de cimentação foi limpa com jato de óxido de alumínio, lavadas e limpas com *spray* de seringa tríplice. A manipulação dos cimentos foi de acordo com as instruções dos fabricantes, os materiais foram aplicados à superfície de cimentação e após 90 segundos os cilindros foram submetidos à pressão de cimentação de 8 kgF/cm<sup>2</sup>, com o auxílio de uma guia de orientação para a cimentação. Após 12 minutos, as amostras foram retiradas da guia de orientação e armazenadas em água destilada à temperatura de 37° C por 24 horas. Os testes foram executados em uma máquina de testes universal Instron, com velocidade de cruzeta de 0,5 mm/min. Os resultados para resistência de união à tração foram 2,77 Kgf para uma marca comercial de ionômero de vidro e 18,83 kgf para um cimento resinoso.

Albers (1991) apresentou uma classificação da união metal-resina (APÊNDICE 1). Entre os tratamentos possíveis para adesão de resina ao metal, o jateamento foi citado como um método eficiente para limpar e asperizar a superfície da maioria dos metais, sem remover metal em excesso, aumentando a área de superfície para a adesão. Para tal, o uso de óxido de alumínio de 50 µm, sob pressão de 60 a 100 psi, associado à limpeza com ultra-som por um minuto foi considerado eficiente para a adesão.

Gorodovsky e Zidan (1992) cimentaram coroas de metal nobre, com dimensões padronizadas, usando cimentos de fosfato de zinco, de ionômero de vidro, resinoso, resinoso com adesivo dentinário e cimento resinoso adesivo. As fundições foram jateadas com óxido de alumínio de 50 µm e em cuba de ultra-som por 10 minutos. Os cimentos foram misturados de acordo com as recomendações dos fabricantes e as coroas foram submetidas no ato da cimentação a uma carga constante de 10 libras por 8 a 10 minutos, enquanto o cimento estava tomando a presa, sendo posteriormente armazenadas em água deionizada a 37° C por 7 dias. Os espécimes foram montados em um dispositivo constituído de uma base e uma corrente, para proporcionar uma junta flexível com a finalidade de dissipar outras tensões além das

geradas pela tração. O conjunto foi conectado à uma máquina de testes universal e submetidos à tração com velocidade de 50 libras/segundo.

Hasegawa; Boyer; Chan (1991) estudaram a extensão da cura de cimentos de dupla cura sob *inlays* de resina composta e a eficácia de uma cunha foto-reflexiva sobre a cura de cimentos na margem proximal. Os tempos de exposição necessários para curar de maneira ideal os cimentos foram determinados expondo diretamente os cimentos à luz de cura. Os *inlays* de resina composta foram cimentados em molares extraídos com os cimentos Dual, Dicor (foto-ativado) e Duo. Nenhum dos cimentos tomou presa completamente em 24 horas quando foi usado um tempo de exposição que atingiu ou até mesmo excedeu aquele recomendado pelos fabricantes. O componente de cura química não curou completamente os cimentos quando a luz foi atenuada pelo dente e pela restauração.

Mojon et al. (1992) estudaram a resistência de união inicial de cimentos de fixação à uma liga preciosa. Foram testados três cimentos de fixação – um cimento de ionômero de vidro (Aqua Cem, DeTrey, Suíça), um fosfato de zinco (Fleck's, Mizzi, EUA) e um cimento resinoso adesivo (Super-Bond, Sun Medical, Japão) – durante os primeiros sete dias após a cimentação. Trinta cilindros de uma liga altamente nobre para metalo-cerâmica foram fundidos e fixados em pares com um dos cimentos. Afirmaram que uma tensão de tração pura é difícil de se obter e que um desvio muito pequeno na direção da carga pode concentrar tensões em uma área específica e diminuir a resistência à fratura. Além disso, até mesmo em condições experimentais ideais, a tensão pode não estar distribuída homoganeamente na interface. Eles citaram que os cimentos resinosos desenvolvidos fornecem uma união mais forte a metais básicos do que os cimentos de ionômero de vidro. Como todos os materiais adesivos, os cimentos resinosos são sensíveis à concentração de tensões e seu desempenho está intimamente relacionado aos procedimentos de teste.

Cattani-Lorente; Godin; Meyer (1993) investigaram as resistências à compressão, à tração e flexural iniciais de 26 cimentos de ionômero de vidro, que foram avaliados 24 horas após o início da reação de presa. Os resultados mostraram uma ampla variação das propriedades entre os cimentos de ionômero de vidro de forramento e fixação. O cimento Ketac-Cem Radiopaque apresentou uma resistência à tração de 4,5 MPa.

Metz e Brackett (1994) estudaram um cimento de ionômero de vidro para fixação por 8 anos. Após realizarem a preservação de 1.230 restaurações metálicas cimentadas com um cimento de ionômero de vidro, concluíram que o cimento de ionômero de vidro se mostrava promissor como um agente para fixação pois apenas 1% das restaurações foi perdido e apenas 3,9% dos dentes vitais restaurados necessitaram de endodontia.

Givan et al. (1995) analisaram a fadiga sob tração de cimento resinoso à base de 4-META, unindo três ligas metálicas básicas ao esmalte bovino, em comparação a outros cimentos resinosos. Discos metálicos de Ni-Cr, de Ni-Cr-Be e de Co-Cr de 6 mm de diâmetro foram jateados com óxido de alumínio de tamanho de partícula de 50  $\mu\text{m}$  e cimentados sob carga de 2 Kg. O cimento à base de 4-META conferiu a resistência de união mais alta entre a liga básica e o esmalte.

Rubo e Pegoraro (1995) realizaram teste de resistência de união à tração de cimento resinoso (Panavia-Ex) a ligas odontológicas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be, Cu-Al, de ouro tipo IV e de ouro para metalo-cerâmica. Obtiveram as amostras segundo uma técnica padronizada, após acabamento com lixas 600 e jateamento com óxido de alumínio. Os discos metálicos foram lavados em água corrente ou limpos com ultra-som por 2 minutos em água destilada e foram cimentados com o uso de um cilindro sob pressão constante de 5 kg por 6 minutos. Os corpos de prova foram armazenados em água a 37° C por 24 horas e a velocidade de cruzeta empregada foi de 0,5 mm/min. Eles concluíram, após análises de variância e teste de Tukey, que os espécimes de Ni-Cr e de Ni-Cr-Be foram superiores aos outros metais, independente da reali-

zação ou não de jateamento da liga metálica. Também demonstraram que os melhores valores de resistência de união foram obtidos com jateamento e limpeza ultra-sônica.

Burrow et al. (1996) investigaram a adesão inicial de três cimentos resinosos (um de dupla cura e dois autopolimerizáveis) à dentina bovina. O teste foi realizado em duas condições ambientais: em temperatura e umidade ambiente (23° C, com umidade relativa de 50%) e ambiente bucal (30° C, com umidade relativa de 80%). Os valores de resistência de união à tração foram registrados após 10 minutos, 1 hora e 1 dia. Os resultados mostraram que as resistências de união foram mais altas para todos os materiais com o passar do tempo ( $p < 0,05$ ), exceto para o cimento resinoso Bistite entre 10 minutos e 1 hora ( $p > 0,05$ ). Variação entre os ambientes de adesão foi observada apenas para o cimento resinoso Bistite, em 10 minutos e em 1 hora e para o cimento Panavia 21, aos 10 minutos. Concluíram que as resistências de união foram inicialmente baixas para os materiais quimicamente curados e que todos os materiais exibiram aumento significativo de resistência de união nas primeiras 24 horas. Contudo, o ambiente de adesão exerceu pouca influência.

McComb (1996) realizou um estudo sobre os tipos de cimentos para fixação adesivos, seus critérios de seleção e suas indicações de uso. Informou que os estudos clínicos têm mostrado que a cárie secundária e a falta de retenção são as principais causas de falha de coroas e pontes fixas. A precisão marginal e a forma de retenção do preparo são pré-requisitos importantes para a longevidade. Em um esforço de proporcionar um maior sucesso clínico, têm sido desenvolvidos novos tipos de agentes de cimentação com melhores propriedades físicas e novas possibilidades terapêuticas. Afirmou que os cimentos de ionômero de vidro para fixação convencionais apresentam as vantagens de liberar flúor e adesão e que os cimentos resinosos, apesar de serem mais difíceis de utilizar, possibilitam uma união bastante superior aos outros cimentos. Afirmou ainda que a reação de autopolimerização ou de presa química de cimentos resinosos de dupla ativação, que é responsável pelo posterior aumento da resistência

final do material, pode não ser suficiente nos casos em que é impossível expor o cimento à luz visível para fotoativação.

O'Brien (1996) informou, em sua base de dados de propriedades de biomateriais, que os valores de resistência à tração máxima para ligas de níquel-cromo variaram de 493 MPa a 827 MPa. Sobre as resistências de união entre materiais restauradores e estruturas dentárias, informou que muitos fatores, incluindo o substrato dentário, as condições de armazenamento e o método de teste, afetam os valores de resistência de união. Especificamente, os valores de resistência de união à tração de cimentos de ionômero de vidro variam de 4 MPa em dentina a 5 MPa em esmalte. Já os cimentos resinosos adesivos apresentam valores de resistência de união à tração à dentina de 4,1 MPa e de 15 MPa ao esmalte.

Ayad; Rosenstiel; Salama (1997) estudaram a influência da rugosidade da superfície dentária e do tipo de cimento sobre a retenção de coroas metálicas totais. Noventa coroas metálicas foram confeccionadas de modo padronizado e cimentadas com um cimento de fosfato de zinco, um cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem Aplicap) e um cimento resinoso adesivo. A carga necessária para deslocar as coroas artificiais dos preparos dentários foram 265,6 N para o cimento Ketac-Cem e 348,3 N para o cimento resinoso.

Kourtis (1997), descrevendo um sistema de adesão a metal, afirmou que quando as partículas de óxido do jateamento contatam as superfícies metálicas, sua energia cinética é transformada em energia térmica, podendo alcançar o ponto de liquefação da liga. Esta liquefação é limitada de 1 a 2 micrometros da superfície e grande quantidade de energia é liberada formando uma camada que envolve partículas de silicato na superfície da liga.

Yoshida et al. (1997) estudaram os efeitos de *primers* para metal sobre a resistência de união de resina auto-polimerizável a uma liga básica. O jateamento do metal com óxido de alumínio propiciou uma forte união entre óxidos de níquel, cromo, cobalto e platina formados na superfície da fundição a um cimento resinoso adesivo. Entre os monômeros funcionais

estudados estava o monômero funcional MAC-10, ou ácido 10-metacrilóil-oxi-undecano má-lônico, presente no cimento resinoso Bistite II DC (Tokuyama Inc., Japão). Os espécimes tratados com *primers* e com as resinas dos mesmos fabricantes conferiram forças de união significativamente mais altas de uma resina de PMMA à liga básica do que os espécimes não tratados com *primer*.

Ernst et al. (1998), ao estudarem as resistências de união de coroas de ouro usando cimento resinoso, de compômero e de ionômero de vidro, constataram que a força de união da técnica adesiva é três vezes mais alta do que a resistência de união química dos cimentos de ionômero de vidro. Afirmaram ainda que camadas de cimento demasiadamente finas, de menos de 20  $\mu\text{m}$ , poderiam resultar em reação de polimerização incompleta, pela dificuldade de acesso da luz do fotoativador, e menor resistência de união.

Taira et al. (1998) pesquisaram se um *primer* derivado de fosfato e dois *primers* derivados de tiofosfato aumentaram a resistência e a durabilidade de união entre uma marca comercial de liga de titânio e quatro cimentos resinosos contendo monômeros funcionais derivados de ácido carboxílico (4 – META, 4 – AET e MAC-10), de ácido fosfórico (10-MDP) e de ácido tiofosfórico (MEPS). Os resultados para o cimento Bistite II SC, que contem o monômero MAC-10, variaram de  $35,5 \pm 6,5$  MPa a  $40,9 \pm 6,3$  MPa usando *primers* de diferentes fabricantes.

Arnold; Vargas; Haselton (1999) escreveram sobre o estado atual de cinco tipos de cimentos de fixação. Os cimentos resinosos foram descritos como variações de resinas de Bis-GMA e de outros metacrilatos, que polimerizam por meio de mecanismos iniciados quimicamente, de fotoativação ou de uma combinação de ambos. Sua adesão ao esmalte ocorre por retenção micromecânica de resina aos cristais de hidroxiapatita e prismas de esmalte condicionados. Os cimentos resinosos se unem às resinas restauradoras, à porcelana silanizada e também demonstram boa resistência de união a ligas metálicas básicas jateadas. Acerca da

composição, a maior parte dos cimentos resinosos é composta por vidro ou sílica, de 50% a 70% em peso. Suas partículas de carga contribuem para uma maior resistência ao desgaste marginal em comparação aos cimentos de ionômero de vidro. A capacidade de se aderir a múltiplos substratos, a alta resistência e a insolubilidade em meio bucal tornaram os cimentos resinosos populares. Seus principais inconvenientes são a sensibilidade da técnica e a dificuldade de remoção de excessos após a polimerização.

Braga; Ballester; Carrilho (1999), em estudo piloto sobre a resistência de união ao cisalhamento entre porcelana e dentina usando cimentos de dupla cura, efetuaram a cimentação de porcelanas sobre dentina. Constataram que os cimentos resinosos de dupla ativação atingiram valores de resistência adesiva relativamente altos nos primeiros 10 minutos, sendo que as duas marcas comerciais testadas não apresentaram diferença estatística significativa entre 10 e 30 minutos. Os valores com fotoativação foram sempre superiores, independente do intervalo de tempo, em relação aos grupos sem fotoativação. Os cimentos resinosos duplamente ativados atingiram aos 90 minutos, no máximo 31% da resistência final em 7 dias. O cimento Porcelite não apresentou diferença estatística significativa entre os intervalos de tempo de 10, 30 e 90 minutos. Os cimentos Dual e C&B apresentaram valores similares de resistência de união ao cisalhamento aos 10 e 30 minutos. Os valores obtidos após 90 minutos foram muito mais baixos do que a resistência máxima, medida após 24 horas. Por esta razão, recomendaram que se deve pedir ao paciente para adiar ao máximo os esforços mastigatórios, mesmo quando forem usados cimentos resinosos de dupla ativação.

Donovan e Cho (1999) afirmaram que a resistência mecânica de um cimento de fixação, tanto flexural, como de compressão, de tração e de cisalhamento, deve ser adequada para resistir às forças funcionais durante a vida útil da restauração. Concluíram que uma espessura de película excessiva (maior do que 150  $\mu\text{m}$ ) pode resultar em tensões de contração destrutivas nos cimentos de ionômero de vidro e podem enfraquecer bastante o cimento. O contrário

acontece com os cimentos resinosos: com espessuras de película mínimas (menores do que 50 µm), as tensões de polimerização ocorrem rapidamente no cimento, resultando na formação de uma grande lacuna provocada pela contração do cimento na interface dente-cimento.

Yoshida; Kamada; Atsuta (1999) estudaram *primers* utilizados para união de ligas de cobalto-cromo à resina e afirmaram que a união de resinas a ligas metálicas têm sido melhorada significativamente na última década e que foram desenvolvidos diversos métodos e técnicas de adesão para ligas básicas. O aparecimento de *primers* capazes de se unirem quimicamente a metais básicos simplificou os procedimentos de preparo de superfície destas ligas. O jateamento do metal com óxido de alumínio forma um filme passivo constituído de óxidos de Ni, Cr e Co. Os derivados de ácido carboxílico e de ácido fosfórico têm afinidade por esta camada de óxidos e sua utilização aumenta a força de união às ligas.

El-Mowafy e Rubo (2000) analisaram a influência da espessura de restaurações de resina composta sobre o endurecimento de oito cimentos resinosos de dupla ativação. Um dos cimentos resinosos estudados teve um componente de ativação química relativamente fraco, alcançando apenas 30% do endurecimento máximo quando a espessura da restauração de resina foi de 5 mm. Foi demonstrada a existência de uma correlação entre baixa dureza e a ocorrência de um mecanismo de ativação química fraco, o que trouxe prejuízo ao comportamento do cimento em áreas inacessíveis à luz do fotopolimerizador. Os cimentos de dupla ativação devem ter em sua composição uma proporção de componentes responsáveis pela reação de polimerização química suficiente para atingirem um grau similar de conversão pela autopolimerização, ou pelo menos não muito inferior, ao obtido pela dupla ativação.

Garcia et al. (2000) avaliaram a resistência de união à tração entre cilindros metálicos de Ni-Cr e diferentes agentes cimentantes, submetidos à ciclagem térmica. Obtiveram setenta pares de cilindros metálicos distribuídos em sete grupos, utilizando os cimentos Dyract Cem, Enforce com Flúor, Panavia F, Panavia F com Alloy Primer, RelyX CRA com Ceramic Pri-

mer, Vitremer e Fosfato de Zinco (CFZ, SS White), com termociclagem e sem termociclagem. Os ensaios foram realizados em uma máquina de testes universal com velocidade de 0,5 mm/min. O cimento resinoso Panavia F, sem uso de *primer*, apresentou diferença extremamente significativa em comparação aos demais grupos.

Nakabayashi e Pashley (2000) apresentaram uma evolução histórica de monômeros adesivos usados atualmente para adesão de resina à dentina. Para a adesão esmalte-resina, informaram que pelo menos 10 MPa são necessários para uma adesão durável. A força necessária para a adesão provavelmente depende do desenho da cavidade e do tipo de tensão funcional que a restauração será submetida. A resistência à tração máxima de uma camada híbrida bem formada pode estar entre 20 e 30 MPa, sobrepujando os valores de tensão de contração de polimerização, que variam de 15 a 18 MPa.

Padrós et al. (2000), abordaram um novo método para avaliação *in vitro* de sistemas de adesão a ligas odontológicas denominado “teste de tração dupla oposta”. O jateamento aumentou a energia de superfície da liga e também melhorou as resistências de união entre metal e resina. Empregaram cilindros da uma liga básica medindo 8 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento, jateados nas duas extremidades com óxido de alumínio de tamanho de partículas de 50  $\mu\text{m}$  a uma distância aproximada de 5 mm, sob pressão de 60 psi. Após limpeza com ultra-som, os cilindros foram cimentados de três em três, com um dispositivo de alinhamento, usando as combinações de cimentos Panavia 21 *versus* Panavia EX, Panavia 21 *versus* Metabond e Panavia 21 *versus* Panavia 21 com adesivo. O conjunto de três cilindros foi mantido sob força de compressão constante de 2  $\text{Kg}/\text{cm}^2$  por 24 horas para evitar alterações de posicionamento provocadas pela continuidade da reação de polimerização, bem como pela absorção de água. Os cilindros foram armazenados por 48 horas, submetidos a termociclagem (100 ciclos de 5 minutos de 4° C a 60° C) e depois ao teste de tração com velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados médios foram 40,39 MPa para Panavia 21 *versus* Panavia EX, 49,79

MPa para Panavia 21 *versus* Metabond e 50,19 MPa para Panavia 21 *versus* Panavia 21 com resina.

Prates et al. (2000) analisaram a influência de agentes cimentantes sobre a resistência à tração de coroas totais metálicas fundidas fixadas em dentina. Vinte e oito molares recém-extraídos foram preparados para coroas totais e receberam peças protéticas fundidas em liga de paládio-prata (Pors-on 4, Degussa GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) que foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco, cimentos de ionômero de vidro convencional e cimento de ionômero de vidro modificado por resina para cimentação e cimento resinoso com adesivo. O cimento resinoso proporcionou os valores mais altos (75,78 kgf), seguido do grupo de cimento de ionômero de vidro resinoso (39,26 kgf), do cimento de ionômero de vidro convencional (34,91 kgf) e do cimento de fosfato de zinco (16,70 kgf).

Kamada; Yoshida; Atsuta (2001) determinaram a resistência de união inicial e a durabilidade da união entre uma cerâmica e cimentos resinosos ativados quimicamente ou por dupla cura, após 10 minutos, 20 minutos, 24 horas e após 20.000 ciclos de termociclagem. Os três cimentos resinosos utilizados exibiram praticamente a mesma resistência de união para todas as condições de armazenamento, quando duplamente ativados. Os cimentos resinosos quimicamente ativados exibiram valores de resistência de união ao cisalhamento de 7,9 MPa (Panavia 21, Kuraray) e de 15,3 MPa (Super-Bond C&B, Sun Medical Co.) dez minutos após a presa e de 20,4 MPa (Panavia 21, Kuraray) e de 18,4 MPa (Super-Bond C&B, Sun Medical Co.) vinte minutos após a presa. Após 24 horas de armazenamento, os valores foram similares: 44,6 MPa para Panavia 21 e 49,7 MPa para Super-Bond C&B. As diferenças de valor entre os cimentos nos estágios iniciais de polimerização foram atribuídas a velocidades de reações diferentes provocadas por quantidades diferentes de fotoiniciador de cada cimento.

Prakki e Carvalho (2001) abordaram as características clínicas de cimentos resinosos de dupla ativação. Informaram que os cimentos resinosos têm como base o sistema monomé-

rico Bis-GMA em combinação com monômeros de baixa viscosidade, além de cargas inorgânicas que podem ter formas irregulares, esféricas ou arredondadas, com conteúdo de peso variando entre 36 a 77% e diâmetro de 0,2  $\mu\text{m}$  a 15  $\mu\text{m}$ . Lembraram ainda que o mecanismo de ativação química dos cimentos autopolimerizáveis pode ser bastante lento, o que pode atenuar os efeitos da contração de polimerização, minimizar os defeitos provocados por esta, além de diminuir a sensibilidade pós-operatória como consequência das tensões de contração da polimerização.

Ferreira (2002) avaliou a resistência flexural dos cimentos resinosos de dupla ativação Enforce, RelyX CRA e Variolink II submetidos à dupla ativação ou apenas à ativação química, aos 30 minutos e 24 horas após o início da polimerização. Os corpos-de-prova foram divididos em 4 grupos para cada cimento, de acordo com a ativação (dupla ou química) e o tempo de armazenamento (15 minutos ou 24 horas). Não foram observadas diferenças significativas entre os materiais e a dupla ativação aos 30 minutos. Também no período de 24 horas de armazenamento, não foram observadas significâncias estatísticas na interação materiais x tipos de ativação. Concluiu que a reação química pode não ter sido suficiente para estabelecer uma diferença significativa entre os grupos de cimentos resinosos de 15 minutos e de 24 horas, quando os cimentos não foram foto-ativados.

Hibino et al. (2002) estudaram a relação entre a resistência de cimentos de ionômero de vidro e sua resistência de união a metais. O desempenho clínico de restaurações indiretas metálicas é influenciado tanto pela qualidade da união adesiva como pela integridade estrutural da camada de cimento. Em relação à integridade, o fator dominante é a capacidade da camada de cimento resistir às tensões geradas em seu interior quando a restauração recebe cargas oclusais. Estudaram se cimentos com maior resistência mecânica, obtidos por meio de maior proporção pó/líquido, apresentariam maior resistência de união ao cisalhamento, à compressão e à tração diametral. Observaram uma tendência de cimentos com maior propor-

ção de pó/líquido possuem maior resistência de união. Em geral, quando a proporção pó/líquido diminuí, a resistência mecânica diminuí de igual modo. Atribuíram esta diminuição ao fato de que ocorre um aumento na fração de volume de matriz, que tem baixa resistência mecânica. Assim, os valores de resistência à compressão e à tração diametral diminuíram com uma menor proporção pó/líquido. Concluíram que existe uma correlação significativa, tanto entre a resistência à tração diametral como à compressão, com as resistências de união.

Moreira e Neisser (2002) realizaram uma avaliação da resistência à tração de cilindros metálicos de níquel-cromo à dentina bovina. Foram empregados cilindros metálicos que receberam tratamento da superfície de cimentação com óxido de alumínio de tamanho de partículas de 50  $\mu\text{m}$  e, a seguir, banho de ultra-som com água destilada por 5 minutos. Foi empregada pressão de cimentação de 2 Kgf, pelo tempo preconizado pelos fabricantes de cada cimento. Após a cimentação, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada em estufa a 37° C por 24h. Para que a força aplicada incidisse principalmente sobre o agente cimentante, os preparos se limitaram a desgastes planos, o que excluiu a influência de paredes cavitárias sobre a resistência de união. O cimento resinoso foi utilizado com adesivo do mesmo fabricante e apresentou desempenho superior aos cimentos de ionômero de vidro resinoso e de fosfato de zinco. O resultado médio do grupo de cimento resinoso foi 7,80 MPa.

Almilhatti et al. (2003) estudaram a resistência de união ao cisalhamento de materiais estéticos a ligas de Ni-Cr. Lembraram que uma camada de óxidos metálicos pode ser criada na superfície de uma fundição de aço inoxidável ou de ligas com Ni, Co e Cr, na forma de um filme passivo de óxido de cromo. Os monômeros funcionais derivados de ácido carboxílico e fosfórico usados em resinas opacificadoras adesivas e em *primers* foram eficientes na união de resina composta a ligas básicas.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Os objetivos deste trabalho foram:

1. Avaliar a resistência de união à tração de dois cimentos resinosos de dupla ativação (RelyX CRA e Bistite II DC) e dois cimentos de ionômero de vidro para cimentação (Ketac Cem Radiopaque e Vivaglass Cem PL), a uma liga de níquel-cromo (Kromalit) com períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, após a presa.
2. Verificar se os cimentos apresentaram diferença na resistência de união à tração, após o período de 24 horas de armazenamento em relação aos cimentos após o período de 15 minutos de armazenamento.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Cimentos para fixação

Foram utilizadas para os grupos experimentais duas marcas comerciais de cimento resinoso de dupla ativação (TAB. 1) e duas marcas comerciais de cimento de ionômero de vidro para fixação (TAB. 2).

Tabela 1 – Resumo das informações técnicas fornecidas pelos fabricantes dos cimentos resinosos

Cimento	Fabricante	Matriz	Carga		Código do lote
			Tipo	(% peso)	
RelyX CRA	3M ESPE, Saint Paul, EUA	Bis-GMA TEGDMA	Dióxido de silício Dióxido de zircônia	67,5	CPCP
Bistite II DC	Tokuyama Inc. / J.Morita do Brasil, São Paulo, Brasil	UDMA TEGDMA	Dióxido de silício Dióxido de zircônia	77,0	UB44772

Tabela 2 – Resumo das informações técnicas dos cimentos de ionômero de vidro fornecidas pelos fabricantes

Cimento	Fabricante	Pó	Líquido	Código do lote
Ketac- Cem Radiopa- que	3M ESPE, Seefeld, Alema- nha	- Vidro de flúor- silicato de alumínio - Vidro de cálcio - Ácido poliacrílico	- Ácido tartárico - Água	100926
Vivaglass Cem PL	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	- Vidro de flúor- silicato de alumínio - Vidro de cálcio - Ácido poliacrílico - Trifluoreto de itérbio	- Ácido tartárico - Água	562256AN

Foram selecionados dois cimentos resinosos de dupla ativação, RelyX CRA, na cor A3 (3M ESPE, Saint Paul, EUA) (FIG. 1) e Bistite II DC, *Clear* (Tokuyama Inc., Japão/ J.Morita do Brasil, São Paulo, Brasil) (FIG. 2).



Figura 1 - Apresentação comercial do cimento resinoso RelyX CRA, cor A3 (3M ESPE, Saint Paul, EUA), no sistema “click dispenser”.

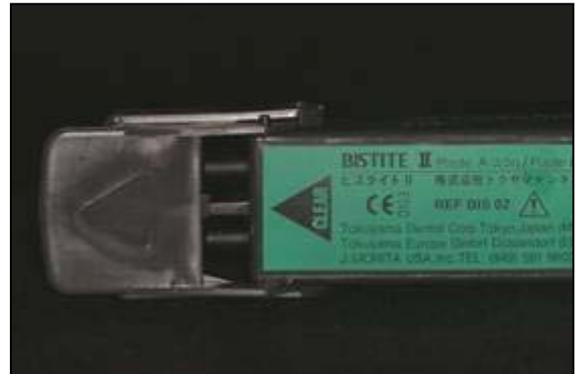


Figura 2 - Apresentação comercial do cimento resinoso Bistite II DC, *Clear* (Tokuyama Inc. /J.Morita do Brasil, São Paulo), no sistema de “Superseringa”.

Os cimentos de ionômero de vidro utilizados, Ketac-Cem Radiopaque (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (FIG. 3) e Vivaglass Cem PL (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 4) são comercializados no sistema pó/líquido. O pó é constituído, basicamente, de um vidro de silicato de cálcio, alumínio e flúor e de um ácido poliacrílico liofilizado. O líquido é uma solução de ácido tartárico e água.



Figura 3 - Apresentação comercial do cimento de ionômero de vidro Ketac-Cem Radiopaque (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), no sistema pó/líquido.



Figura 4 - Apresentação comercial do cimento de ionômero de vidro Vivaglass Cem PL (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), no sistema pó/líquido.

## 4.2 Confeção das Amostras

### 4.2.1 Obtenção dos cilindros metálicos

Foram confeccionados 120 cilindros metálicos a partir de uma liga de níquel-cromo disponível comercialmente (Kromalit, Knebel Ltda., Porto Alegre, Brasil), seguindo uma técnica de fundição padronizada.

Inicialmente, foram obtidos padrões de resina acrílica (Jet, Clássico, São Paulo, Brasil), confeccionados em torno mecânico, padronizados nas dimensões de 12 mm de comprimento por 6 mm de diâmetro. Cada padrão de resina possuía um orifício lateral perpendicular ao seu longo eixo que foi feito com uma fresa, posicionado a 2 mm de uma das extremidades, que após a fundição do cilindro terá a função de fixação ao dispositivo auxiliar para tração (FIG. 5, letra A). Após a fundição, os cilindros metálicos foram limpos manualmente com escova e água corrente para remoção do revestimento e posteriormente submetidos ao acabamento das superfícies externas com brocas e discos para eliminar excessos e irregularidades resultantes da fundição.

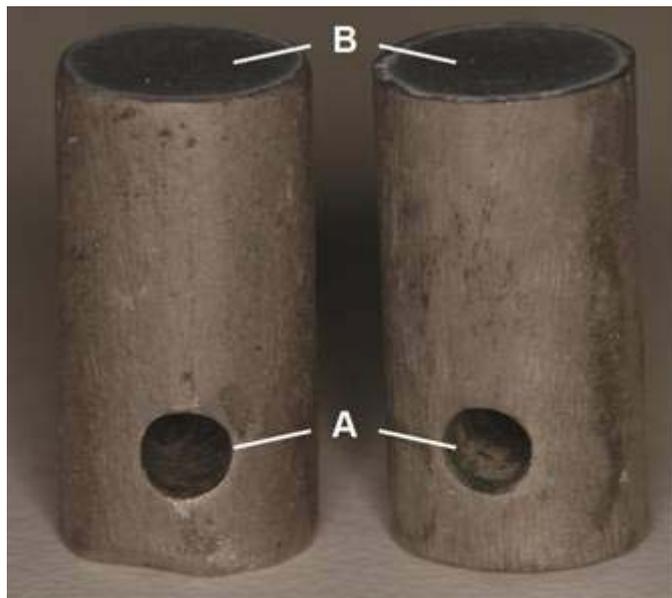


Figura 5 - Par de cilindros fundidos apresentando orifícios laterais (A) para adaptação ao dispositivo auxiliar para tração e faces circulares de cimentação (B).

Os orifícios laterais dos cilindros também foram regularizados internamente com brocas de aço para peça reta e brocas de aço-tungstênio de alta rotação, para permitir posterior adaptação ao dispositivo auxiliar para realização do teste de tração. Foram selecionadas as faces circulares mais distantes dos orifícios laterais dos cilindros (FIG. 5, letra B) para a cimentação. A seguir, os cilindros foram limpos em aparelho de limpeza ultra-sônica (*Ultrasonic Cleaner*, modelo 1440 D, Odontobrás Ind. Com. Equip. Med. Odontol. Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) (FIG. 6) com água destilada por 5 minutos.



Figura 6 - Aparelho *Ultrasonic Cleaner* (modelo 1440 D, Odontobrás, Ind. Com. Equip. Med. Odontol. Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil ) utilizado para a limpeza ultrasônica dos cilindros fundidos.

#### 4.2.2 Acabamento das faces circulares de cimentação dos cilindros metálicos

As superfícies circulares de cimentação foram submetidas a um acabamento sequencial com lixas de granulação 400 e 600 em uma politriz (Modelo DP-10, Struers/Panambra Industrial e Técnica Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (FIG. 7). Para o acabamento da face de cimentação foi utilizada uma matriz de fixação, constituída de um disco metálico de aproximadamente 20 mm de espessura por 50 mm de diâmetro, com um orifício com diâmetro ligeira-

mente maior do que o diâmetro do cilindro metálico e um parafuso lateral para fixação do cilindro (FIG. 8).



Figura 7 - Politriz (Modelo DP-10, Struers/ Panambra Industrial e Técnica Ltda., São Paulo, SP, Brasil) utilizada para acabamento dos cilindros de cimentação.

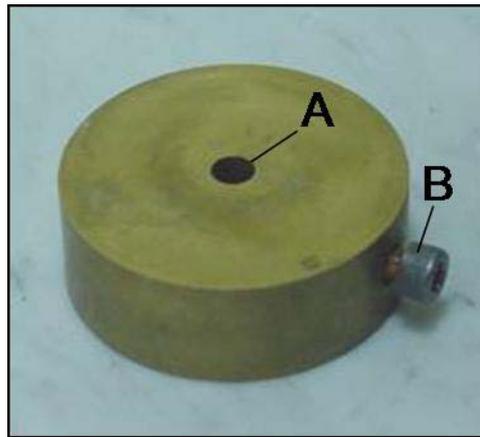


Figura 8 - Matriz de fixação do cilindro, para acabamento da face circular de cimentação com orifício central para posicionamento (A) e parafuso lateral (B) para fixação dos cilindros metálicos.

Cada cilindro foi fixado, individualmente, no interior da matriz, com a face circular de cimentação exposta, para acabamento na politriz (FIG. 9) com lixas 400 e 600, por 10 segundos cada, sob abundante irrigação, ou até que toda a face fosse polida.

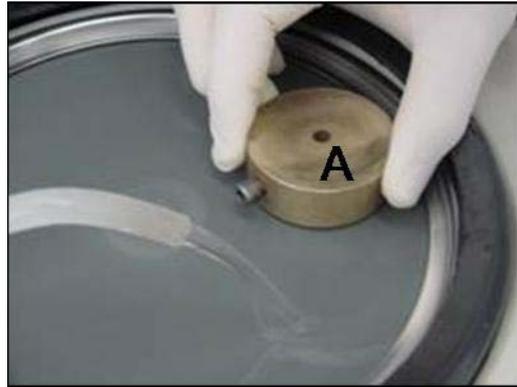


Figura 9 - Acabamento do cilindro com a matriz para fixação (A) em lixa nº 600 na politriz.

#### 4.2.3 Jateamento das faces circulares de cimentação dos cilindros metálicos

Para a limpeza da superfície circular de cimentação dos cilindros, foi executado jateamento com óxido de alumínio de tamanho de partícula de 50  $\mu\text{m}$  (BioArt Equip. Odontol. Ltda., São Paulo, Brasil), em aparelho de jateamento (F&F Equip. Med. Odont., Araraquara, São Paulo) (FIG. 10), sob pressão de 5  $\text{kgf/cm}^2$  durante 30 segundos, na face circular de cimentação de cada cilindro (FIG. 11). O jateamento promove a limpeza da superfície do metal, aumenta sua energia de superfície e cria micro-retenções mecânicas, de acordo com Albers (1991), Yoshida; Kamada; Atsuta (1999) e Padrós et al. (2000).



Figura 10 - Aparelho de jateamento (F&F Equip. Med. Odont., Araraquara, São Paulo) utilizado para limpeza dos cilindros metálicos para cimentação.

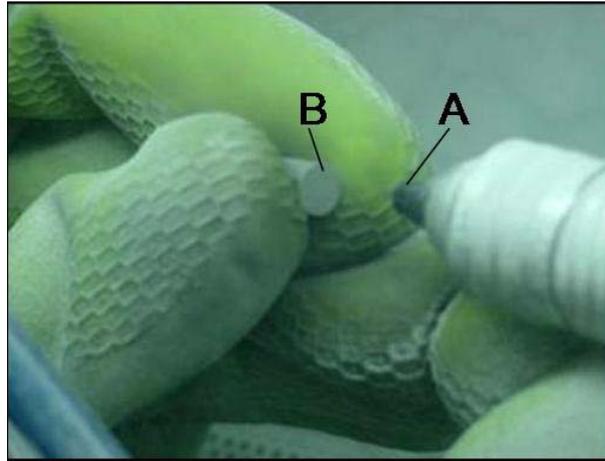


Figura 11 - Jateamento com óxido de alumínio de tamanho de partícula de 50  $\mu\text{m}$ , com a caneta de jateamento (A) na face circular de cimentação do cilindro (B).

Os cilindros foram em seguida limpos em aparelho de ultra-som (*Ultrasonic Cleaner*, modelo 1440 D, Odontobrás Ind. Com. Equip. Med. Odontol. Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) com água destilada. Para evitar que os cilindros metálicos se chocassem entre si, o que danificaria as superfícies recém jateadas, eles foram acondicionados aos pares em recipientes plásticos usados para guardar filmes fotográficos (FIG. 12, letra A). Estes recipientes plásticos foram preenchidos com água destilada, tampados e imersos na cuba do aparelho de ultra-som (FIG. 12, letra B) também preenchida com água destilada.

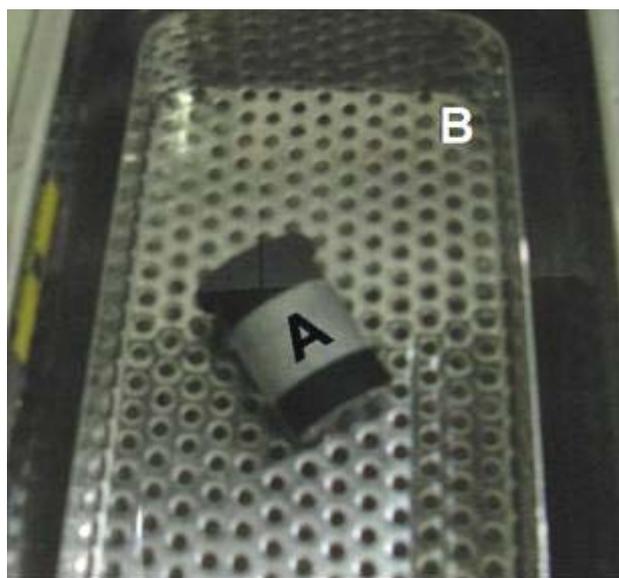


Figura 12 - Recipiente plástico (A) contendo par de cilindros para cimentação no interior da bandeja do aparelho de ultrasom (B) preenchida com água destilada.

#### 4.2.4 Formação dos grupos experimentais e distribuição dos pares de cilindros

Para a formação dos grupos experimentais, os cento e vinte cilindros metálicos foram divididos aleatoriamente em 60 pares, sendo utilizados 15 pares para cada cimento no período de armazenamento de 15 minutos (chamados Pares Iniciais), que foram reutilizados para o período de 24 horas de armazenamento do mesmo cimento (chamados Pares Repetidos). Para a reutilização dos cilindros, as faces circulares de cimentação de cada cilindro foram novamente preparadas, de acordo com os procedimentos descritos nos ítems 4.2.2 e 4.2.3 e de modo similar a Chan; Boyer; Aunan (1985). A distribuição dos pares de cilindros nos grupos experimentais, formados pelas marcas comerciais dos cimentos e os períodos de armazenamento, está descrita na TAB. 3.

Tabela 3 – Divisão dos grupos experimentais, de acordo com as marcas comerciais de cimentos e o tempo de armazenamento e distribuição dos pares de cilindros (pares iniciais e pares repetidos) nos respectivos grupos experimentais

Grupos Experimentais		Denominação	Distribuição	
Cimento X	Tempo de Armazenamento		Pares Iniciais	Pares Repetidos
RelyX	- 15 min	R-15	15	-
RelyX	- 24 h	R-24	-	15
Bistite	- 15 min	B-15	15	-
Bistite	- 24 h	B-24	-	15
Ketac	- 15 min	K-15	15	-
Ketac	- 24 h	K-24	-	15
Vivaglass	- 15 min	V-15	15	-
Vivaglass	- 24 h	V-24	-	15

## 4.2.5 Cimentação dos cilindros metálicos

### 4.2.5.1 Dispositivo de alinhamento e fixação

Foi utilizado um dispositivo de aço inoxidável para o alinhamento e fixação dos cilindros para cimentação, idealizado em 2002 pelo Professor Luiz Henrique Maykot Prates, da Disciplina de Materiais Dentários da UFSC. O dispositivo de alinhamento e fixação é composto por duas peças de aço inoxidável que se encaixam (FIG. 13). A primeira peça, que constitui a base, é formada por um disco de 60 mm de diâmetro por 12 mm de espessura (FIG. 13, número 1), por um cilindro vertical de 40 mm de altura por 22 mm de diâmetro (FIG. 13, número 2) e um suporte de 29 mm de diâmetro, que possui uma guia de orientação (FIG. 13, número 3), de diâmetro interno de 6 mm, que se alinha com o longo eixo do cilindro vertical.

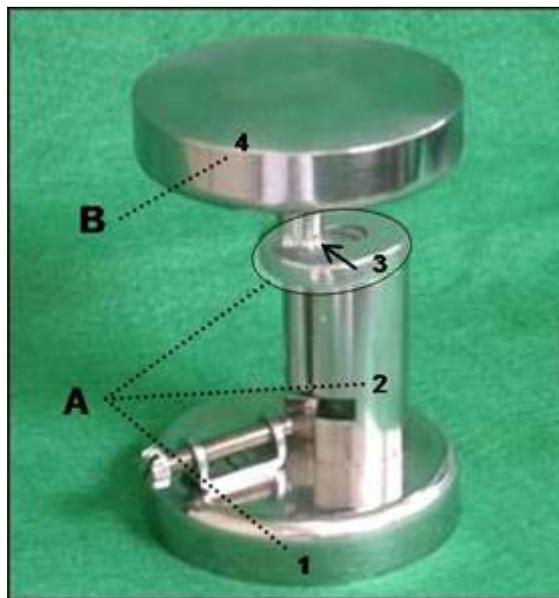


Figura 13 - Dispositivo de alinhamento e fixação dos cilindros para cimentação, composto pela base (A), formada pelo disco (1), cilindro vertical (2) e suporte (circulado) com a guia de orientação (3, ponta da seta) e pela plataforma superior (B), composta por disco (4) e haste metálica.

A segunda peça, ou plataforma superior, é um disco (FIG. 13, número 4), de dimensões idênticas ao da base, que possui uma haste metálica de 50 mm de comprimento por 5,5

mm de diâmetro (FIG. 14, número 1). O cilindro vertical tem uma canaleta lateral medindo 9 mm de profundidade (FIG. 14, em destaque) e uma fenda para remoção de excessos de cimento e para posicionamento da ponteira do fotopolimerizador (FIG. 15, letra A) e ao seu lado foi fixado um parafuso horizontal, voltado para o centro da canaleta (FIG. 15, letra B).

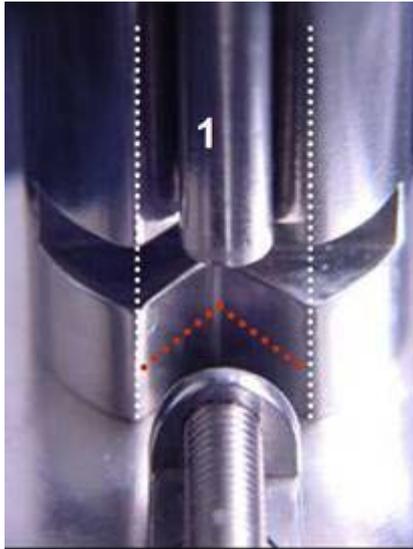


Figura 14 - Canaleta do cilindro vertical do dispositivo de alinhamento e fixação (margens: linhas brancas; paredes: linhas vermelhas), utilizada para alinhar os cilindros de cimentação e haste metálica da plataforma superior (1), utilizada para aplicar o peso sobre os cilindros de cimentação, pressionando-os entre si.

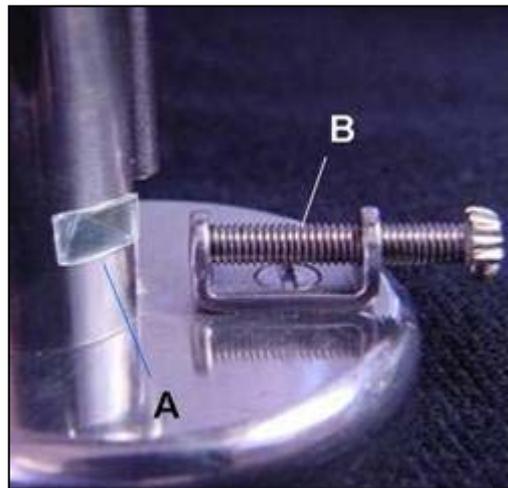


Figura 15 - Vista lateral da fenda para remoção de excessos de cimento (A, em destaque), localizada no cilindro vertical, para posicionamento da ponteira do fotoativador e parafuso (B) localizado na base.

#### 4.2.5.2 Manipulação dos cimentos

A manipulação dos cimentos foi realizada de acordo com as orientações de cada fabricante (APÊNDICE 2). Os tempos de trabalho e de presa dos cimentos, apresentados na TAB. 4, foram monitorados. A espatulação de cada cimento foi realizada com espátula plástica em bloco de papel para espatulação fornecidos pelos próprios fabricantes.

Os cimentos resinosos foram fornecidos em duas pastas – uma pasta base e uma pasta catalisadora, com apresentação comercial em seringas duplas auto-dosadoras, o que minimizava erros provocados por eventuais variações no proporcionamento das mesmas.

Os cimentos de ionômero de vidro, fornecidos no sistema pó/líquido, foram espatulados de acordo com as instruções dos fabricantes.

Tabela 4 – Informações sobre o tempo de trabalho, tempo de presa e de ativação dos cimentos de fixação

Material	Tempo de mistura	Tempo de presa	Tempo de ativação
RelyX CRA	10 segundos	3:00 minutos *	40 segundos †
BISTITE II DC	10 segundos	3:00 minutos *	30 segundos †
KETAC-CEM	1:00 minuto	7:00 minutos	—
VIVAGLASS CEM PL	1:00 minuto	6:00 minutos	—

\* Tempo sem fotoativação.

† Tempo de ativação com uso de lâmpada halógena, para cada exposição.

#### 4.2.5.3 Cimentação dos cilindros metálicos no dispositivo de alinhamento e fixação

Imediatamente após a manipulação do cimento, uma porção deste foi aplicada com espátula plástica à superfície circular de cimentação de um cilindro (FIG. 16). Na etapa de cimentação, foram cimentados, para cada grupo, 15 pares de cilindros metálicos unidos pelas superfícies de cimentação.



Figura 16 - Cimento recém manipulado sendo aplicado com espátula plástica à superfície circular de cimentação do cilindro.

Este cilindro foi imediatamente levado ao interior da canaleta vertical do dispositivo de alinhamento e fixação, com auxílio de uma pinça clínica, e fixado com o parafuso (FIG. 17).

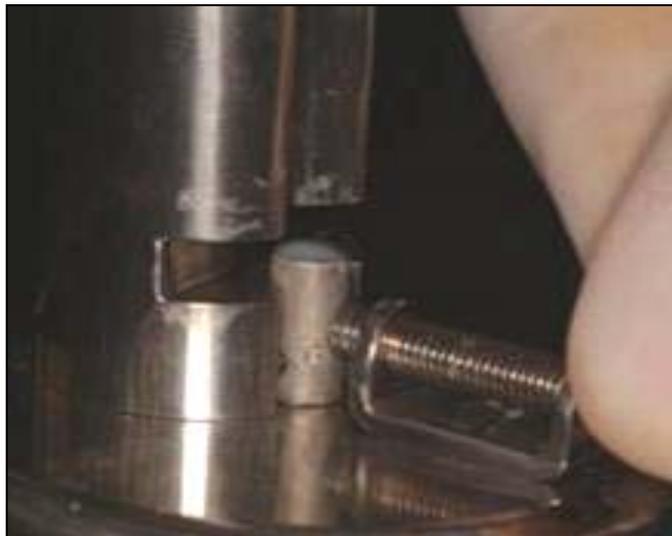


Figura 17 - Fixação do cilindro de cimentação após aplicação do cimento, no interior da canaleta vertical do dispositivo de alinhamento e fixação, com o parafuso.

Foi aplicada uma nova porção do cimento recém espatulado à superfície circular de cimentação de outro cilindro do par, que foi imediatamente posicionado, com o auxílio de uma pinça clínica, sobre o primeiro cilindro previamente fixado (FIG. 18).

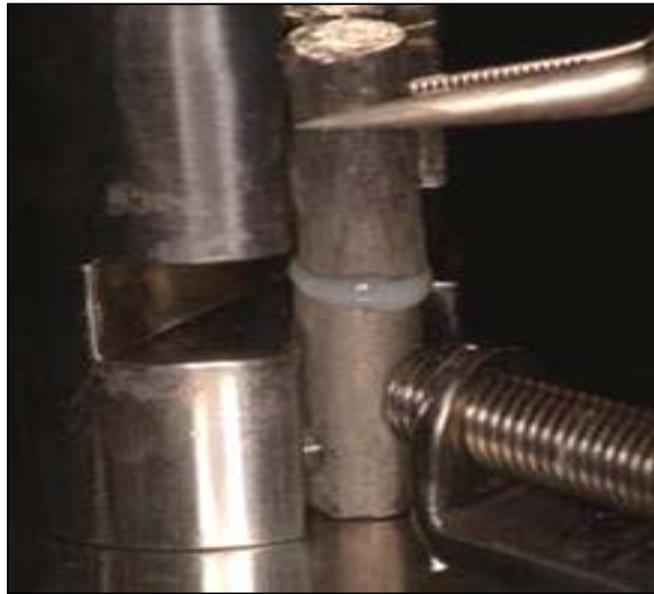


Figura 18 - Posicionamento do segundo cilindro com auxílio de uma pinça clínica, com a face de cimentação recoberta pelo cimento, sobre o primeiro cilindro fixado previamente no dispositivo de alinhamento e fixação.

A plataforma superior (FIG. 19, letra A) foi imediatamente posicionada, deslocando a haste metálica (FIG. 19, letra B) no interior da guia de orientação (FIG. 19, letra C) e da canaleta (FIG. 19, letra D), pressionando os cilindros entre si (FIG. 19, letra E).

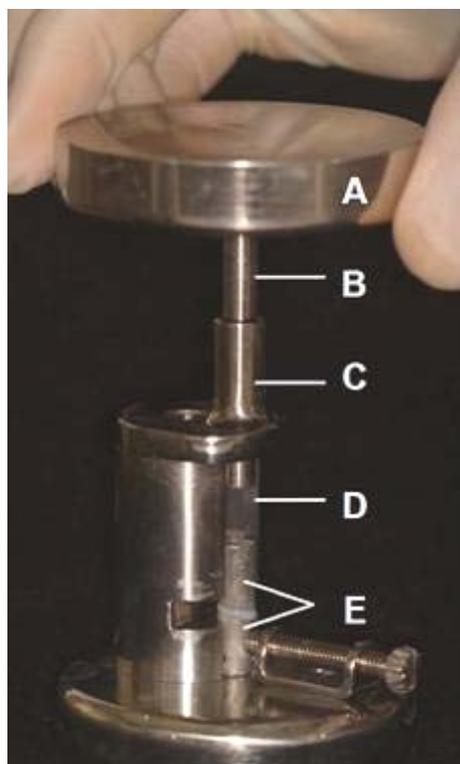


Figura 19 - Posicionamento da plataforma superior (A), deslocando a haste metálica (B) no interior da guia de orientação (C) ao longo da canaleta de orientação (D), pressionando os cilindros (E) entre si.

Foi utilizado um peso para balança (FIG. 20, letra A) que foi posicionado, no momento da cimentação, sobre a plataforma superior do dispositivo de alinhamento e fixação (FIG. 20, letra B). O peso para balança somado ao peso da plataforma superior, de 350 g, totalizou 5 kg.

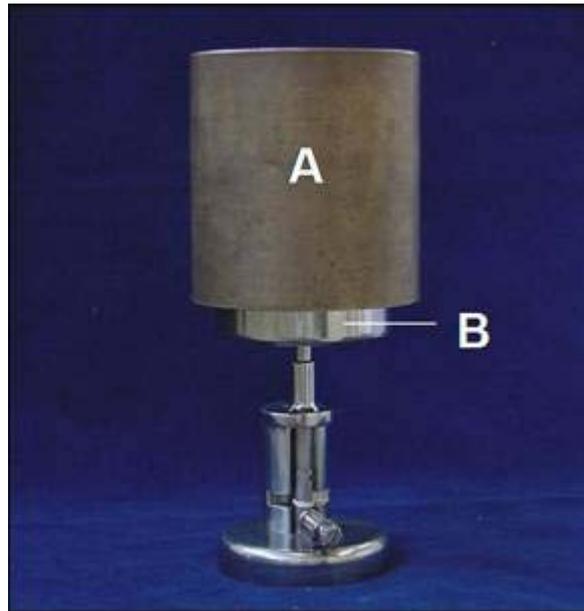


Figura 20 - Peso para balança (A) posicionado no momento da cimentação, sobre a plataforma superior (B) do dispositivo de alinhamento e fixação. O peso para balança somado ao peso da plataforma (350 g) totalizou 5 kg.

A remoção de excessos dos cimentos de ionômero de vidro foi feita após o tempo de presa com o auxílio de pinça clínica (FIG. 21), com os cilindros em posição no dispositivo de alinhamento e fixação.

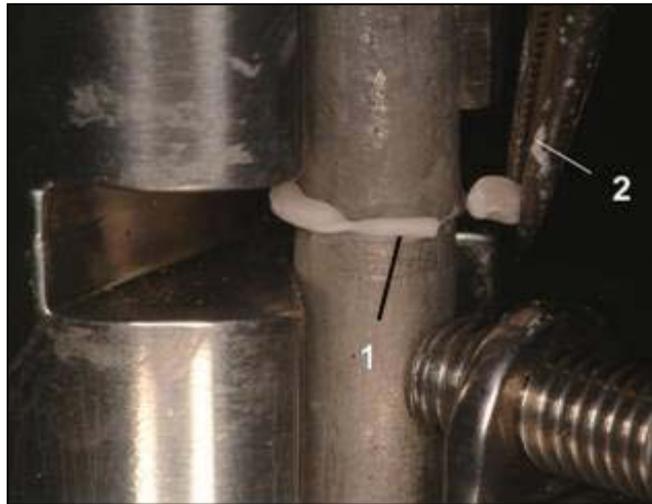


Figura 21 - Remoção dos excessos na linha de cimentação (1), no dispositivo de alinhamento e fixação, de um par de cilindros cimentados com o material Ketac-Cem Radiopaque, com o auxílio de uma pinça clínica (2).

Para os cimentos resinosos, a remoção dos excessos foi efetuada com pincel descartável (FIG. 22), sempre antes da fotoativação.

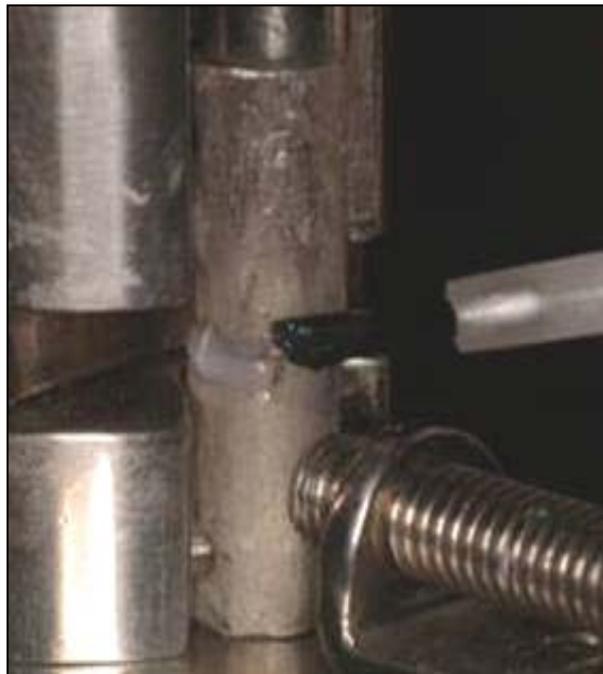


Figura 22 - Remoção dos excessos de cimento, no dispositivo de alinhamento e fixação, de um par de cilindros cimentados com o material Bistite II DC Ketac-Cem Radiopaque, com pincel descartável.

No cimento RelyX CRA a remoção dos excessos foi realizada após 3 minutos de espera (recomendação do fabricante). No cimento Bistite II DC, logo após a remoção dos excessos, foi aplicado na linha de cimentação um gel (Bistite Air Barrier, Tokuyama Inc., Japão),

que permaneceu por 3 minutos, com seringa própria do sistema, para proteger o cimento da inibição da polimerização pelo oxigênio (FIG. 23).

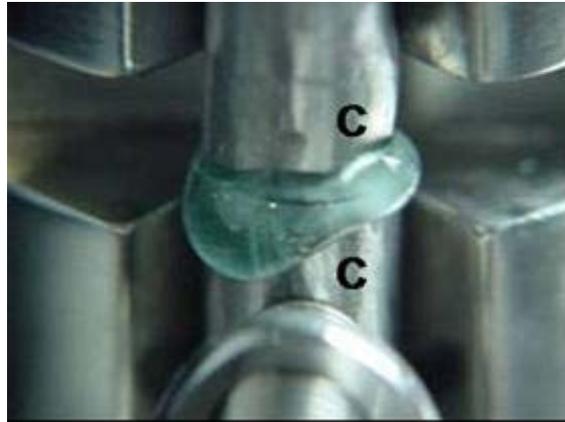


Figura 23 - Par de cilindros (letra C), posicionado no dispositivo de alinhamento e fixação, após a aplicação na linha de cimentação do Gel Bistite Air Barrier utilizado para proteção do cimento Bistite II DC.

Os cimentos resinosos foram ativados por aparelho fotoativador com lâmpada halógena (Curing Light 2500, 3M Dental Products, Saint Paul, EUA) (FIG. 24).



Figura 24 - Aparelho fotopolimerizador Curing Light 2500 (3M Dental Products, Saint Paul, EUA) utilizado para fotoativação dos cimentos resinosos de dupla ativação utilizados na pesquisa.

A intensidade de luz do fotoativador foi medida com um radiômetro e resultou em 450 mW/cm<sup>2</sup>. Para padronização do procedimento de ativação ela foi executada em quatro pontos de aplicação, equidistantes 90° entre si (FIG. 25 A, B e C), com os cilindros fixados em posição no dispositivo de alinhamento e fixação. O feixe de luz da ponteira do fotopolimerizador foi posicionado paralelamente à linha de cimentação, inicialmente de um lado do par de cilin-

dros, a seguir do lado oposto e depois pela frente do dispositivo de alinhamento e fixação. O quarto ponto de ativação foi executado fora do dispositivo de alinhamento e fixação, com o par de cilindros nas mãos do operador, do lado oposto ao terceiro ponto de ativação.

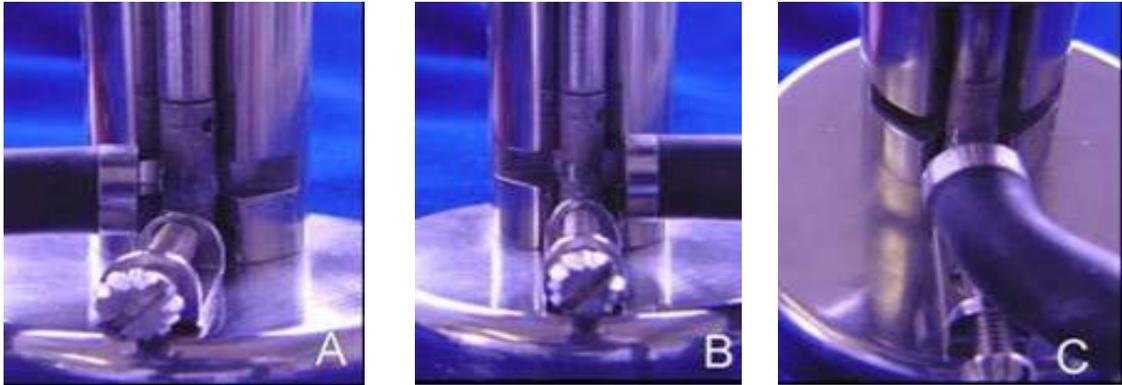


Figura 25 - Ativação dos cimentos resinosos com o feixe de luz do fotopolimerizador paralelo à linha de cimentação, à esquerda (A), à direita (B) e pela frente (C) do dispositivo de alinhamento e fixação.

O gel Bistite Air Barrier, utilizado para proteção do cimento resinoso Bistite II DC, foi removido cuidadosamente da superfície de cimentação do par de cilindros, com gaze (FIG. 26), após o tempo de espera de 3 minutos.



Figura 26 - Remoção do gel de proteção do cimento resinoso Bistite II DC, da superfície de cimentação do par de cilindros, com gaze.

Os pares dos cilindros fixados dos grupos 1, 3, 5 e 7 foram armazenados por 15 minutos e os cilindros fixados dos grupos 2, 4, 6 e 8 foram armazenados por 24 horas antes do teste de resistência à tração, em água destilada a 37° C, até o momento do teste.

### 4.3 Teste de tração

#### 4.3.1 Dispositivo auxiliar para tração

Para a realização do teste de tração, foram confeccionados dois dispositivos auxiliares para tração, similares aos utilizados por Diaz-Arnold (1989). Estes dispositivos são compostos por uma conexão, uma corrente, uma alça e um pino (FIG. 27).

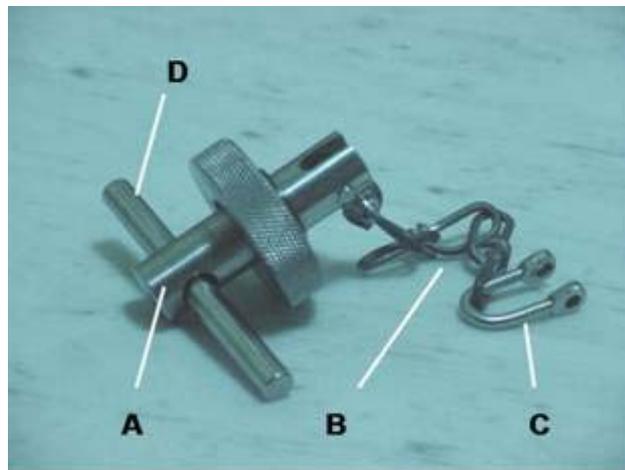


Figura 27 - Dispositivo auxiliar para tração composto por conexão (A), corrente (B) e alça (C).  
A conexão é adaptada aos mordentes da máquina de testes universal com um pino (D).

Os dispositivos auxiliares para tração foram fixados por sua conexão (FIG. 27, letra A) aos mordentes da máquina de testes universal (FIG. 28, letras A e B). Foram utilizadas alças (FIG. 27, letra C), para apreender com pinos um par de cilindros fixados (FIG. 28, letra C).

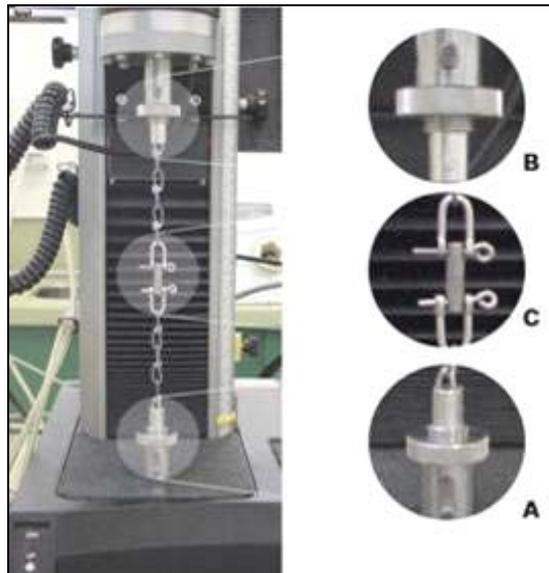


Figura 28 – Dispositivos auxiliares para teste de tração, fixados por suas conexões aos mordentes (A) e cruzeta (B) da máquina de testes universal. As alças dos dispositivos (C) são utilizadas para apreender com pinos um par de cilindros fixados.

#### 4.3.2 Máquina de teste universal

Os pares de cilindros fixados foram submetidos ao ensaio de tração, em uma máquina de teste universal (Instron, modelo 4444, Instron Inc., Canton, MA, EUA), com velocidade de cruzeta de 0,5 mm por minuto (FIG. 29).



Figura 29 - Máquina de testes universal Instron (modelo 4444, Instron Inc., Canton, EUA) utilizada para o teste de tração.

Optou-se por realizar o controle da máquina de testes universal utilizando o *software* Series IX (Instron, Canton, EUA) instalado em micro-computador conectado à máquina de testes universal por meio da interface IEEE 488. Foi realizado com o *software* o cálculo da

resistência à tração, em Megapascal (MPa). Para tanto, os dados fornecidos necessários foram a carga necessária para romper a união dos cilindros, que foi automaticamente registrada pela máquina de testes, e a área da superfície circular de cimentação do cilindro, de 28,26 mm<sup>2</sup>, fornecida pelo usuário. A máquina de testes universal registrou a carga necessária para fratura da união em quilo-newton (kN) e a exibiu no seu visor. Simultaneamente, foi feita a leitura dos dados em megapascal (MPa) na interface do *software* Series IX, no monitor do micro-computador.

Após o teste, os cilindros foram armazenados para serem reaproveitados de acordo com a distribuição dos pares, demonstrada na TAB. 3, conforme a técnica descrita nos itens 4.2.2 e 4.2.3 desta seção.

#### **4.4 Tratamento estatístico**

Após a realização do teste de resistência de união à tração e registro dos valores originais obtidos, foi realizado o tratamento estatístico utilizando Análise de Variância de Dois Critérios (*two-way* ANOVA), para identificar a probabilidade de significância das diferenças existentes entre os grupos testados, e o teste de comparações múltiplas de Tukey-Kramer, para identificação de quais grupos apresentavam diferenças estatísticas entre si.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Resultados do teste de tração

Os valores originais, em MPa, determinados para a resistência de união à tração dos quatro cimentos ( $n = 120$ ) estão descritos, individualmente, nos grupos experimentais de 15 minutos (ANEXO 1) e de 24 horas de armazenamento (ANEXO 2). A estatística descritiva dos grupos experimentais de 15 minutos e de 24 horas está descrita nos ANEXOS 3 a 8. O teste de ANOVA de Dois Critérios foi empregado separadamente para as duas condições de armazenamento. A hipótese nula ( $H_0$ ) testada foi a inexistência de diferença entre as forças médias, medidas nos grupos estudados e a hipótese alternativa ( $H_1$ ) foi a existência de diferença entre os grupos estudados, para os critérios Material e Tempo de Armazenamento. Desse modo, foi possível verificar a existência de diferenças entre os materiais para cada tempo de armazenamento. O nível de significância adotado foi de 95% ( $\alpha = 0,05$ ). O resultado de ANOVA de Dois Critérios demonstrou que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos ( $p < 0,0001$ ), nas duas condições de armazenamento (15 minutos e 24 horas).

Para identificação de quais grupos experimentais foram diferentes entre si, foi aplicado o Teste de Comparações Múltiplas de Tukey-Kramer, cujas comparações individuais estão nas TABS. 5 a 10 e nas FIGS. 30 a 35.

Tabela 5 – Médias e desvios-padrão de valores de resistência de união à tração em MPa e respectivos números de amostras, no período de armazenamento de 15 minutos

Grupos	Médias	Desvios-padrão	n
R-15	10,1 <sup>A</sup>	3,9	15
B-15	18,4 <sup>B</sup>	7,9	15
K-15	7,70 <sup>B</sup>	1,40	15
V-15	3,3 <sup>C</sup>	1,0	15

Obs: médias com letras idênticas apresentam equivalência estatística pelo teste de Tukey.

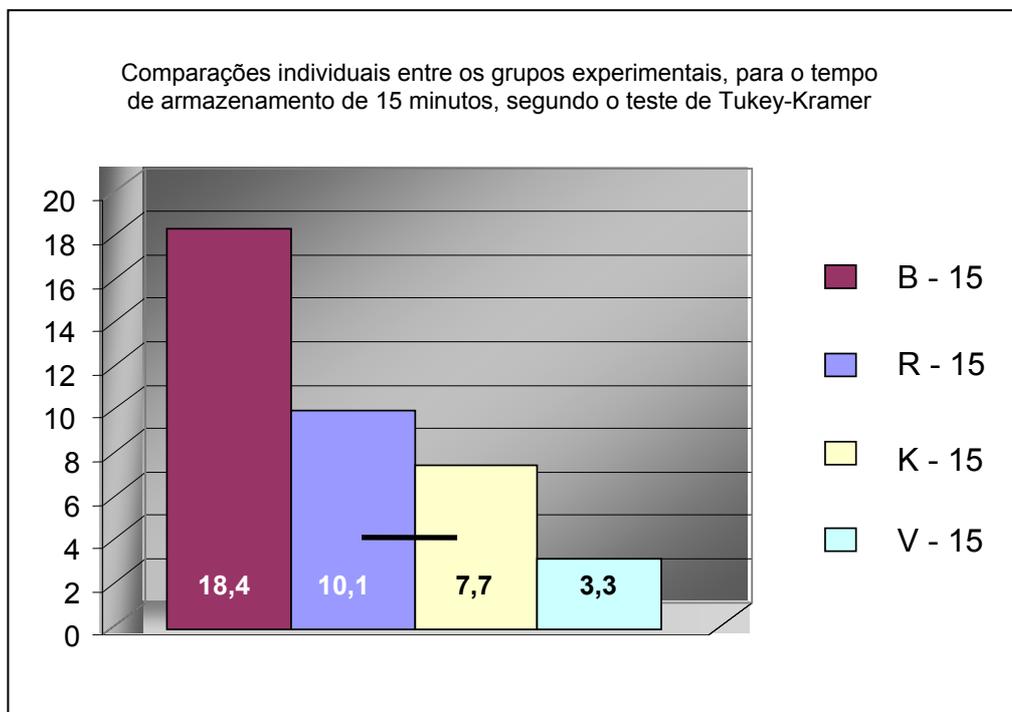


Figura 30 - Comparação dos valores médios de resistência de união à tração entre os cimentos no período de armazenamento de 15 minutos pelo Teste de Comparação Múltipla de Tukey (grupos unidos pela barra horizontal não apresentaram diferença estatística entre as médias).

Estes resultados demonstram que existe diferença entre os grupos. O cimento mais resistente, em média foi o cimento resinoso Bistite II DC (B-15), seguido dos cimentos RelyX CRA (R-15) e Ketac Cem Radiopaque (K-15), que não apresentaram diferença estatística entre si, e pelo cimento Vivaglass Cem PL (V-15).

Tabela 6 – Médias e desvios-padrão de valores de resistência de união à tração em MPa e respectivos números de amostras, no período de armazenamento de 24 horas

Grupos	Médias	Desvios-padrão	n
R-24	12,9 <sup>A</sup>	4,5	15
B-24	21,1 <sup>B</sup>	8,0	15
K-24	9,60 <sup>A</sup>	2,0	15
V-24	11,0 <sup>A</sup>	2,4	15

Obs: médias com letras idênticas apresentam equivalência estatística pelo teste de Tukey.

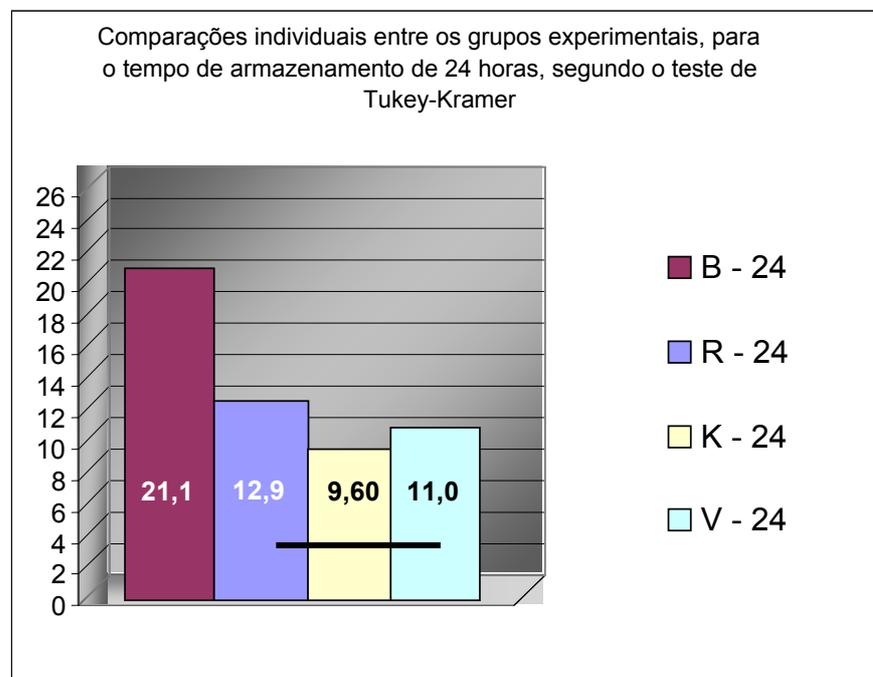


Figura 31 - Comparação dos valores médios de resistência de união à tração entre os cimentos no período de armazenamento de 24 horas pelo Teste de Comparação Múltipla de Tukey (grupos unidos pela barra horizontal não apresentaram diferença estatística entre as médias).

Estes resultados demonstram que existe diferenças entre os grupos. O cimento mais resistente, em média, foi o cimento resinoso Bistite (B-24) e os cimentos RelyX (R-24), Ketac Cem (K-24) e Vivaglass (V-24) mostraram ser menos resistentes, não apresentando diferença estatística entre si.

## 5.2 Comparações individuais

Tabela 7 – Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento resinoso RelyX CRA, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.

Grupos	Médias	Desvios-padrão	n
R-15	10,1 <sup>A</sup>	3,9	15
R-24	12,9 <sup>A</sup>	4,5	15

Obs: médias com letras idênticas apresentam equivalência estatística pelo teste de Tukey.

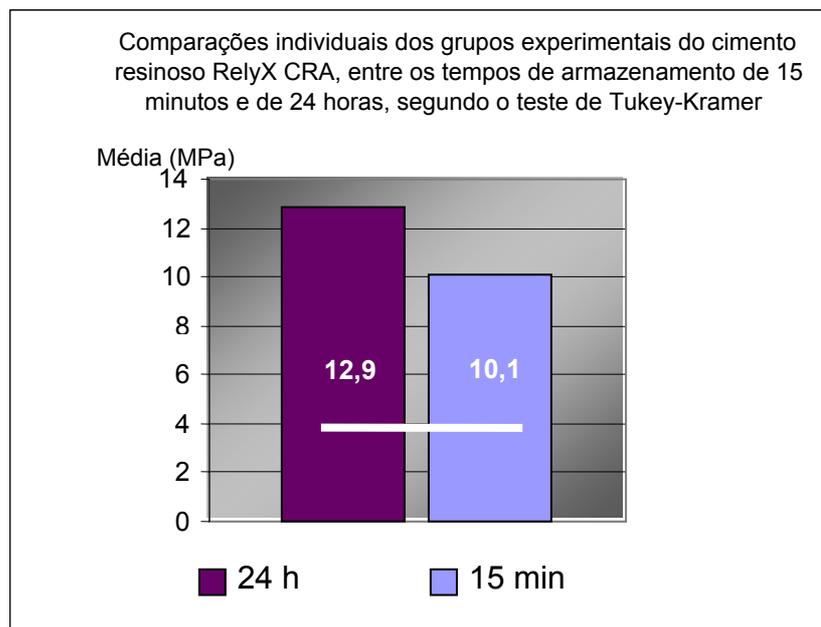


Figura 32 - Comparações individuais dos grupos experimentais do cimento resinoso RelyX CRA, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer. Obs.: a barra horizontal indica equivalência estatística.

A comparação individual entre os grupos R-15 e R-24 através de Análise de Variância e teste de Tukey não rejeitou a hipótese nula, ou seja, neste estudo os grupos do cimento RelyX CRA são equivalentes estatisticamente ( $p = 0,0813$ ).

Tabela 8 - Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento resinoso Bistite II DC, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.

Grupos	Médias	Desvios-padrão	n
B-15	18,4 <sup>B</sup>	7,9	15
B-24	21,1 <sup>B</sup>	8,0	15

Obs: médias com letras idênticas apresentam equivalência estatística pelo teste de Tukey.

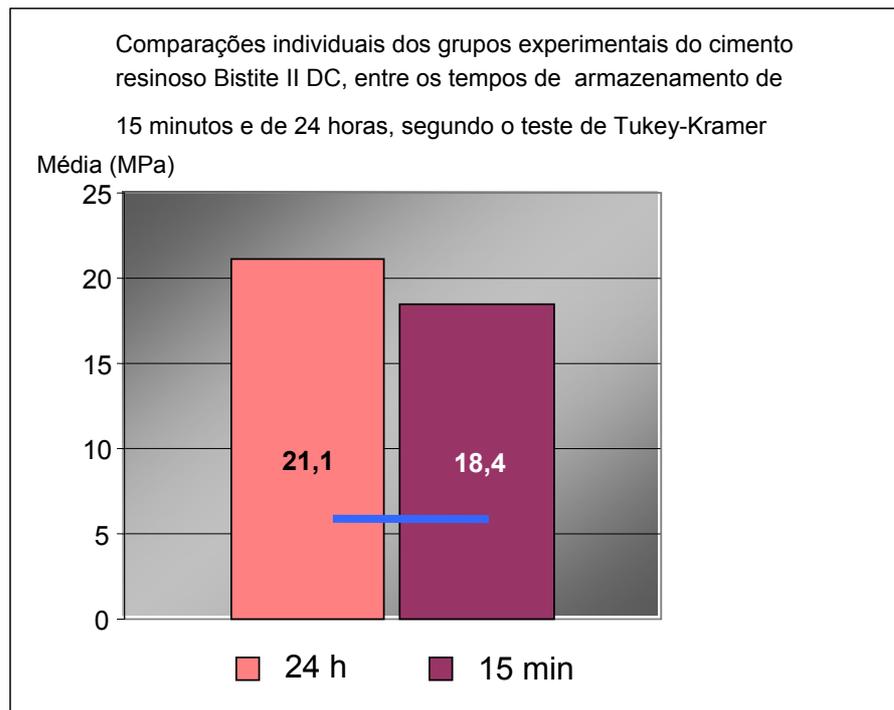


Figura 33 - Comparações individuais dos grupos experimentais do cimento resinoso Bistite II DC, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer. Obs.: a barra horizontal indica equivalência estatística.

A comparação individual entre os grupos B-15 e B-24 através de Análise de Variância e teste de Tukey não rejeitou a hipótese nula, ou seja, neste estudo os grupos do cimento Bistite II DC são equivalentes estatisticamente ( $p = 0,3589$ ).

Tabela 9 - Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento de ionômero de vidro Ketac-Cem, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.

Grupos	Médias	Desvios-padrão	n
K-15	7,70 <sup>B</sup>	1,40	15
K-24	9,6 <sup>A</sup>	2,0	15

Obs: médias com letras diferentes apresentam diferença estatística pelo teste de Tukey.

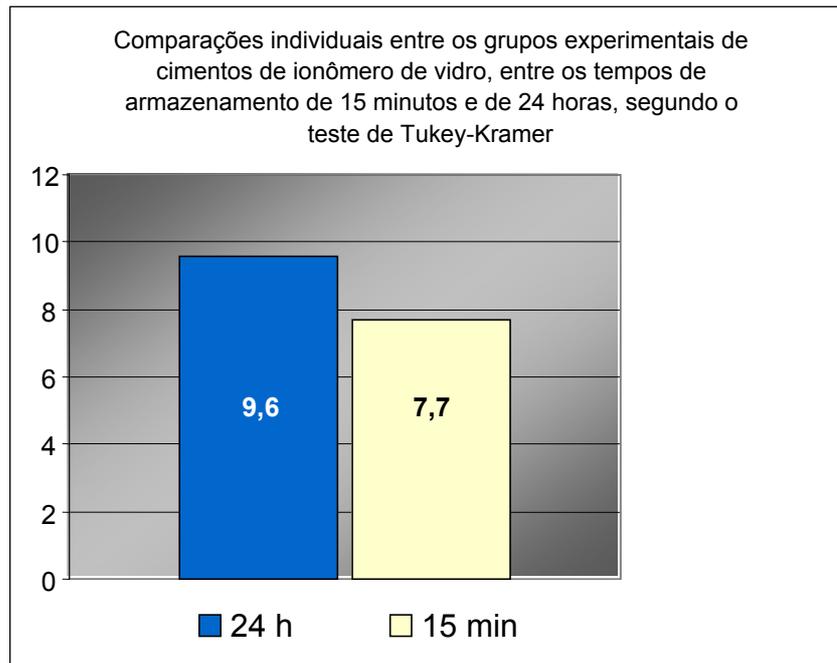


Figura 34 - Comparações individuais entre os grupos experimentais do cimento Ketac Cem, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer.

A comparação individual entre os grupos K-15 e K-24 através de Análise de Variância e teste de Tukey rejeitou a hipótese nula, ou seja, neste estudo, o grupo do cimento Ketac Cem no tempo de armazenamento de 24 horas apresentou uma resistência média em MPa superior ao de 15 minutos ( $p = 0,0052$ ).

Tabela 10 – Comparação individual, segundo o teste de Tukey-Kramer, das médias e desvios-padrão dos grupos experimentais do cimento de ionômero de vidro Vivaglass Cem, nos períodos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas.

Grupos	Médias	Desvios-padrão	n
V-15	3,3 <sup>C</sup>	1,0	15
V-24	11,0 <sup>A</sup>	2,4	15

Obs: médias com letras diferentes apresentam diferença estatística pelo teste de Tukey.

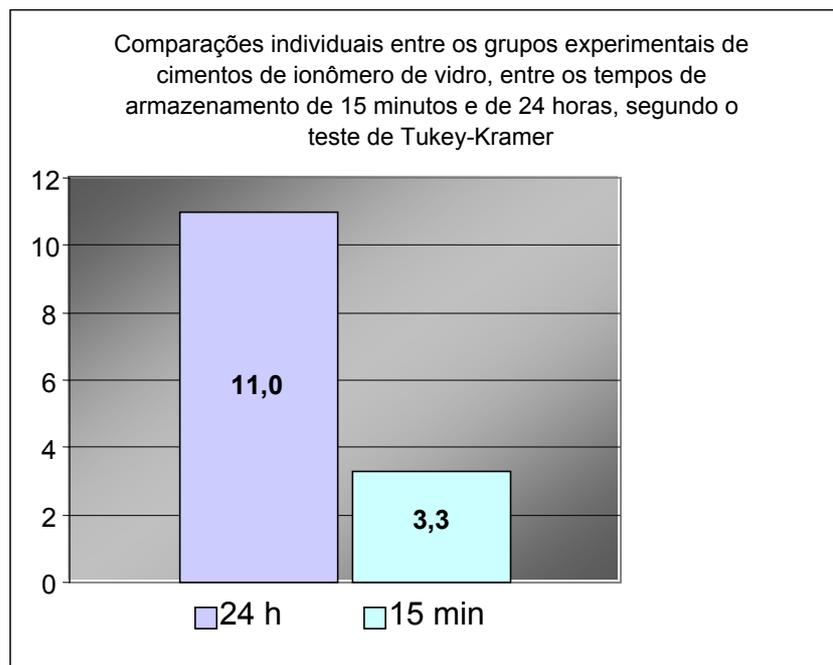


Figura 35 - Comparações individuais entre os grupos experimentais do cimento Vivaglass Cem PL, entre os tempos de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas, segundo o teste de Tukey-Kramer.

A comparação individual entre os grupos V-15 e V-24 através de Análise de Variância e teste de Tukey rejeitou a hipótese nula, ou seja, neste estudo, o grupo do cimento Vivaglass no tempo de armazenamento de 24 horas apresentou uma resistência média em MPa estatisticamente superior ao de 15 minutos ( $p < 0,0001$ ).

## 6 DISCUSSÃO

Este trabalho teve o objetivo de avaliar a resistência de união à tração de dois cimentos resinosos de dupla ativação (RelyX CRA, 3M ESPE e Bistite II DC, Tokuyama Inc.) e de dois cimentos de ionômero de vidro para cimentações (Ketac Cem Radiopaque, 3M ESPE e Viva-glass Cem PL, Ivoclar Vivadent), disponíveis comercialmente, a uma liga de níquel-cromo (Kromalit, Knebel Ltda.), com período de armazenamento de 15 minutos e de 24 horas após a presa.

Analisando os valores médios de resistência de união à tração no período de 15 minutos, o grupo B-15 apresentou 18,4 MPa; o grupo R – 15, 10,1 MPa; o grupo K – 15, 7,7 MPa e o grupo V – 15, 3,3 MPa. Os valores mais altos de cimentos resinosos em relação aos cimentos de ionômero de vidro também foram encontrados nos trabalhos de Adabo et al., 1990; Ayad; Rosenstiel; Salama, 1997; Gorodovsky; Zidan, 1992; Garcia et al., 2000 e de Prates et al., 2000. O grupo B – 15 apresentou diferença significativa em relação aos outros grupos no mesmo período de armazenamento ( $p < 0,001$ ). Já o grupo R – 15 não apresentou diferença estatística significativa em relação ao grupo K – 15 ( $p = 0,453$ ). Os grupos R-15 e K-15 apresentaram diferença estatística em relação ao grupo V-15 ( $p = 0,001$  e  $p = 0,045$ , respectivamente), que apresentou a menor resistência à tração os 15 minutos.

A ativação por luz visível (aparelho com lâmpada halógena) certamente contribuiu para os valores iniciais de resistência de união maiores dos cimentos resinosos em relação aos cimentos de ionômero de vidro (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991). No que diz respeito aos cimentos de ionômero de vidro, os minutos iniciais da reação de presa são caracterizados

por baixa resistência devido à formação de sais de cálcio (CRISP; LEWIS; WILSON, 1976). Apenas posteriormente, com a formação de sais de alumínio, os cimentos de ionômero de vidro apresentam aumento de sua resistência.

Os valores médios de resistência de união à tração após 24 horas foram de 21,1 MPa para o grupo B – 24; 12,9 MPa para o grupo R – 24; 11,0 MPa para o grupo V – 24 e de 9,60 MPa para o grupo K – 24. O grupo B – 24 apresentou diferença significativa em relação aos demais cimentos ( $p < 0,001$ ). Houve equivalência estatística entre os grupos R-24 e K-24 ( $p = 0,265$ ), entre R-24 e V-24 ( $p = 0,713$ ) e entre K-24 e V-24 ( $p = 0,864$ ). O aumento dos valores para os cimentos de ionômero de vidro era esperado pela continuidade da reação de presa dos cimentos, que pode durar até 48 horas (MOJON et al., 1992).

Comparando apenas os cimentos resinosos, os valores de resistência de união aumentaram de 15 minutos para 24 horas. Isto se deve ao fato que os cimentos resinosos de dupla ativação apresentam um aumento na resistência de união após um período de vinte e quatro horas de sua ativação – chamado por Burrow et al. (1996) de “período de maturação” do cimento. A reação dos cimentos resinosos de dupla ativação, quando fotoativados, deve continuar por meio do mecanismo de presa química ou de autopolimerização para assegurar que ocorra polimerização adequada do material, principalmente nas regiões onde a lâmpada halógena não pôde atingi-los (PRAKKI, CARVALHO, 2001). Entretanto, apesar de Arnold, Vargas, Haselton, 1999 e El-Mowafy, Rubo, 2000 já terem demonstrado que ocorre um aumento significativo na resistência de união de cimentos resinosos duais fotoativados em comparação aos mesmos quando não são fotoativados, a diferença observada entre os tempos de armazenamento aqui estudados não foi significativa, podendo-se inferir que a presa química dos cimentos resinosos de dupla ativação não ocorreu de forma satisfatória. Em outras palavras, a autopolimerização ou reação de presa química, que é responsável pelo posterior aumento da resistência final do material (McCOMB, 1996), pode não ter sido suficiente para estabelecer

uma diferença significativa entre os grupos de cimentos resinosos de 15 minutos e de 24 horas. Isto está de acordo com El-Mowafy; Rubo (2000) e Ferreira (2002), pois os cimentos resinosos foram utilizados na cimentação de cilindros metálicos o muito provavelmente ofereceu um obstáculo à passagem de luz pelas margens. Por outro lado, este efeito pode demonstrar a eficácia da ativação dos cimentos resinosos pela luz visível, que segundo Hasegawa; Boyer; Chan (1991) proporciona a fixação inicial de restaurações. Braga; Ballester; Carrilho (1999) demonstraram que as três marcas comerciais de cimentos resinosos por eles testadas atingiram em 90 minutos, no máximo 31% dos valores de resistência ao cisalhamento à porcelana encontrados após 7 dias. Em nosso estudo, em que pese tenhamos empregado períodos de armazenamento diferentes e o teste seja de resistência de união à tração, o cimento RelyX CRA atingiu aos 15 minutos, 78% da resistência em 24 horas e o cimento Bistite II DC apresentou 87% da resistência final em 24 horas. Períodos de armazenamento adicionais e o papel da fotoativação através do teste de cimentos ativados por luz visível *versus* não ativados devem ser incluídos no futuro para uma avaliação mais precisa.

Ocorreram diferenças significativas entre os valores de resistência à tração dos cimentos resinosos, tanto após 15 minutos como após 24 horas. Kamada; Yoshida; Atsuta (2001) atribuíram as diferenças dos valores de resistência de união entre cimentos resinosos, especialmente nos estágios iniciais de polimerização, a velocidades de reação diferentes provocadas por quantidades diferentes de fotoiniciador em cada cimento. Embora não sendo nosso objetivo, foi possível também constatar estas diferenças, porém elas não foram mais relevantes nos estágios iniciais, ou seja, nos grupos de 15 minutos. Os valores mais altos do cimento resinoso Bistite II DC poderiam ser atribuídos à presença do monômero funcional MAC-10 (ácido 10-metacrilóil-oxidecametileno malônico), um derivado de ácido carboxílico que tem a propriedade de unir o cimento à ligas metálicas bem como unir resina auto-polimerizável também à ligas metálicas básicas (YOSHIDA et al., 1997; TAIRA et al., 1998; YOSHIDA;

KAMADA; ATSUTA, 1999; ALMILHATTI et al., 2003). Por outro lado, os valores mais altos dos grupos do cimento resinoso Bistite II DC podem ser devido ao fato do mesmo ter apresentado polimerização química (autopolimerização) em maior quantidade do que o cimento RelyX CRA. Além disso, as diferenças de quantidade de carga podem ter sido responsáveis pelos valores diferentes de resistência à tração encontradas entre os cimentos resinosos em nosso estudo, segundo Ferreira (2002). O cimento RelyX apresenta 67,5% de carga em peso e o cimento Bistite II DC apresenta 77,0% de carga em peso.

A comparação dos valores de resistência de união dos cimentos resinosos com os de outros trabalhos, em função da quantidade de partículas de carga, permite observarmos a similaridade dos nossos valores com o trabalho de Ayad; Rosenstiel, Salama (1997) que, ao realizarem seu estudo cimentando coroas metálicas totais em preparos em dentina, encontraram 348,3 N e resistência à tração média para o cimento Panavia-EX (75,6% de carga em peso), contra 349,41 N para RelyX CRA (67,5% de carga em peso) e 569,53 N para Bistite II DC (77,0% de carga em peso) em nosso trabalho. Já o trabalho de Diaz-Arnold; Williams e Aquilino (1989) apresentou 45,2 MPa para o cimento Comspan (65,0% de carga em peso). Em seu ensaio foram utilizados cilindros metálicos, cimentados em pares, porém com período de armazenamento de 48 horas e com termociclagem, o que poderia justificar seus valores mais elevados em relação ao nosso trabalho, onde foi obtido 12,9 MPa para o cimento RelyX CRA, que apresenta quantidade de carga similar – 67,5% em peso, e de 21,1 MPa para Bistite II DC, que apresenta quantidade de carga mais elevada – 77,0% em peso. Padrós et al. (2000) realizaram seu teste *in vitro* com os cimentos Panavia 21 (77,1% de carga em peso), Panavia-EX (75,6% de carga em peso) e Metabond (um cimento de PMMA sem carga orgânica), fixando trios de cilindros metálicos de níquel-cromo em linha. Seus valores variaram de 40,39 MPa, para a combinação Panavia 21 *versus* Metabond até 50,19 MPa, para a combinação Panavia 21 *versus* Panavia 21 diluído com adesivo. Moreira e Neisser (2002) encontraram 7,80 MPa

para um cimento resinoso com quantidade de carga média de 75,0% em peso, na cimentação de cilindros metálicos em preparos planos em dentina bovina. Em que pese estas comparações de valores entre diferentes estudos mostrem, de modo geral, uma resistência de união mais elevada quando cimentos resinosos com maior quantidade de carga são utilizados, seria necessária uma meta-análise para afirmar se as diferenças entre os valores de resistência de união à tração entre estes diferentes estudos são significativas, pois outros fatores como velocidade de teste, tipo de preparo e substrato, além de variações de composição dos próprios cimentos e outras variáveis de manipulação necessitariam ser avaliadas.

Em relação aos cimentos de ionômero de vidro, as comparações entre os grupos mostraram que ocorreram diferenças estatísticas significativas entre os grupos V-15 e K-15 ( $p = 0,045$ ). A diferença nas velocidades de reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro pode ter sido responsável pela diferença significativa entre os grupos de 15 minutos. As diferenças entre os grupos K-15 e K-24 e entre os grupos V-15 e V-24 foram significativas ( $p = 0,0052$  e  $p < 0,0001$ , respectivamente). Tais diferenças não foram significativas entre os cimentos de ionômero de vidro testados após 24 horas, ou seja, entre os grupos K-24 e V-24 ( $p = 0,864$ ).

Tem sido demonstrado que a resistência de união dos cimentos de cimentação à ligas metálicas é influenciada por sua resistência mecânica (GRIEVE, 1969; HIBINO et al., 2002). Esta resistência mecânica está relacionada à integridade da camada de cimento e deve ser adequada para resistir às forças funcionais que normalmente não excedem 40 N (ERNST et al., 1998; DONOVAN; CHO, 1999). O'Brien (1996) citou que a resistência de união de um cimento resinoso ao esmalte condicionado é de 15 MPa. A resistência de união à tração média para o grupo de cimento resinoso R – 24 em nosso trabalho foi menor: 12,9 MPa. Por outro lado, o grupo de cimento resinoso B – 24 apresentou resistência de união à tração média superior, 21,1 MPa, ao de O'Brien. Tendo em mente que em uma situação clínica, o conjunto for-

mado por dente (ou material de base), cimento de fixação e material restaurador irá falhar no ponto mais fraco, uma baixa resistência à tração do cimento, ou ainda, inferior à resistência à tração do dente e da liga metálica, pode ser o fator responsável pelo fracasso de uma restauração indireta.

O grupo de ionômero de vidro V – 15 exibiu resistência de união à tração média de 3,3 MPa e o grupo K – 15 apresentou 7,7 MPa. Estes valores foram maiores do que os apresentados por Cattani-Lorente, Godin e Meyer (1993) e que apresentaram valores de resistência à tração de ionômero de vidro de 4,5 MPa (Ketac-cem Radiopaque).

Conhecer o momento em que restaurações indiretas, após a fixação com cimentos resinosos ou cimentos de ionômero de vidro para cimentação, podem ser submetidas a esforço mastigatório é essencial para o clínico e, naturalmente, para orientar o paciente que recebe a restauração. O comportamento destes materiais de cimentação, cujos mecanismos de presa são distintos, necessita de estudos de propriedades mecânicas para a elaboração de um perfil de presa do material, ou seja, dos valores de resistência mecânica com o tempo (BRAGA, BALLESTER, CARRILHO, 1999). No caso dos cimentos de ionômero de vidro, pode-se recomendar cautela quanto às tensões mastigatórias sobre as restaurações quinze minutos após o tempo de presa, pois a resistência de união foi ainda muito inferior aos valores após 24 horas. Já os cimentos resinosos, apesar de apresentarem valores de resistência médios iniciais satisfatórios, não apresentaram valores muito mais altos após 24 horas. Entretanto, pode-se recomendar cautela quanto ao momento em que se pode iniciar a mastigação sobre restaurações cimentadas com cimentos resinosos, especialmente restaurações metálicas, restaurações estéticas muito espessas ou muito opacas.

Kourtis (1997) lembrou que testes laboratoriais permitem apenas uma abordagem simplificada da complexa aplicação de forças geradas durante a mastigação. Resultados destes tipos de teste podem apenas sugerir a eficácia de um material, podendo-se caracterizá-lo como

aceitável ou não. Somente pesquisas clínicas de longo prazo podem definitivamente assegurar o sucesso clínico dos materiais.

Testes *in vitro* são importantes, naturalmente, para o conhecimento e estudo dos materiais odontológicos. Todavia, são necessárias pesquisas clínicas adicionais para se avaliar a resistência de união de cimentos de fixação.

## 7 CONCLUSÕES

Após a análise estatística dos valores originais de resistência de união à tração pode-se concluir que:

- 1) Entre os grupos de cimentos com tempo de armazenamento de 15 minutos, Bistite II DC (B-15) apresentou diferença significativa de resistência de união à tração, em relação aos demais cimentos, houve equivalência estatística entre os cimentos RelyX CRA (R-15) e Ketac-Cem (K-15) e Vivaglass Cem PL (V-15) apresentou os menores valores.
- 2) Entre os grupos de cimentos com tempo de armazenamento de 24 horas, Bistite II DC (B-24) apresentou diferença significativa de resistência de união à tração, em relação aos cimentos RelyX CRA (R-24), Ketac-Cem (K-24) e Vivaglass Cem PL (V-24), ocorrendo equivalência estatística entre estes três grupos.
- 3) Os grupos de cimentos resinosos com tempo de armazenamento de 24 horas (R-24 e B-24) não apresentaram diferença estatística na resistência de união à tração, em relação aos grupos de 15 minutos (R-15 e B-15) e os grupos de cimentos de ionômero de vidro de 24 horas (K-24 e V-24) foram superiores aos grupos de 15 minutos (K-15 e V-15).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADABO, G. L. ; SILVA FILHO, F. P. M. ; SÁ, D. N. et al.. Influência de diferentes agentes de fixação na resistência de união, por tração, de ligas metálicas fixadas à dentina. *Rev. Odontol. UNESP*. São Paulo, vol. 19, p. 183-189, 1990.
- ALBERS, H. F.. Metal-resin bonding. *Adept Report*, Califórnia, vol. 2, n. 2, Mar., 1991.
- ALMILHATTI, H. J. ; GIAMPAOLO, E. T. ; VERGANI, C. E. et al.. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. *J. Dent.*, Kidlington..
- ARNOLD, A. M. D. ; VARGAS, M. A. ; HASELTON, D. R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 81, n. 2, p. 131-141, Feb., 1999.
- AYAD, M. F. ; ROSENSTIEL, S. F. ; SALAMA, M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 77, p. 116-121, n. 2, Feb., 1997.
- BRAGA, R. R. ; BALLESTER, R. Y. ; CARRILHO, M. R. O. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 81, n. 3, p. 285-289, Mar, 1999.
- BURROW, M. F.; NIKAIDO, T.; SATOH, M. et al. Early bonding of resin cements to dentin – effect of bonding environment. *Oper. Dent.*, Seattle, vol. 21, n. 5, p. 196-202, Sept./Oct.,1996.
- CATTANI-LORENTE, M-A.; GODIN, C.; MEYER, J. M. Early strength of glass ionomer cements. *Dent. Mater.*, Kidlington, vol. 9, n.1, p. 57-62, Jan., 1993.
- CAUSTON, B. E. The physico-mechanical consequences of exposing glass ionomer cements to water during setting. *Biomaterials*, Kidlington, vol. 2, n. 2, p. 112-115, Apr., 1981.
- CHAN, K. C.; BOYER, D. B.; AUNAN, D. C. Bond strength of cements to nickel-chromium and silver-palladium alloys. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 53, n.3, p. 353-355, Mar, 1985.
- CRISP, S.; LEWIS, B. G., WILSON, A. D. Characterization of glass-ionomer cements. 2. Effect of the powder: liquid ratio on the physical properties. *J Dent.*, Kidlington, vol. 4, n. 6, p. 287-290, Nov., 1976.
- CRISP, S.; WILSON, A. D. Reactions in glass ionomer cements: V. Effect of incorporating tartaric acid in the cement liquid. *J. Dent. Res.*, Washington, vol. 55, n. 6, p. 1023-1031, Nov./Dec., 1976.

DIAZ-ARNOLD, A. M.; WILLIAMS, V. D.; AQUILINO, S. A. Tensile strengths of three luting agents for adhesion fixed partial dentures. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, vol. 2, n. 2, p. 115-122, Mar-Apr, 1989.

DONOVAN, T. E.; CHO, G. C. Contemporary evaluation of dental cements. *Comp. Cont. Educ. Dent.*, Jamesburg, vol. 20, n. 3, p. 197-219, Mar, 1999.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J. Can. Dent. Assoc.*, Ottawa, vol. 66, n. 3, p. 147-151, Mar., 2000.

ERNST, C. P.; WENZL, N.; STENDER, E. et al. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 79, n. 4, p. 472-476, Apr., 1998.

FERREIRA, A. P. B. *Determinação da resistência flexural de cimentos resinosos comerciais, com variação do sistema de ativação e tempo de armazenamento*. 82 f., 2002, Dissertação (Mestrado em Odontologia), Joinville, 2002.

FINGER, W. Evaluation of glass ionomer luting cements. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen, vol. 91, n. 2, p. 143-149, Apr., 1983.

GARCIA, M. I. ; DE ARAÚJO, M. A. J. ; DOS SANTOS, D. R. et al.. Resistência de união entre cilindros metálicos de Ni-Cr e diferentes agentes cimentantes, submetidos à ciclagem térmica – parte I – tração. *Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*. São José dos Campos, vol. 4, n. 1, p. 98-107, Jul./Dez., 2000.

GIVAN, D. A. ; FITCHIE, J. G. ; ANDERSON, L. et al.. Tensile fatigue of 4-META cement bonding three base metal alloys to enamel and comparison to other resin cements. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 73, n. 4, p. 377-385, Apr, 1995.

GORODOVSKY, S. ; ZIDAN, O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 68, n.2, p. 269-274, Aug, 1992.

GRIEVE, A.R. A study of dental cements. *Brit. Dent. J.*, London, vol. 127, n. 9, p. 405-410, 4 Nov, 1969.

HASEGAWA, E.A.; BOYER, D.B.; CHAN, D.C. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent.*, Saint Louis, vol. 66, n. 2, p. 187-192, Aug., 1991.

HIBINO, Y.; KURAMOCHI, K., HOSHINO, T., et al. Relationship between the strength of glass ionomers and their adhesive strength to metals. *Dent Mater.*, Kidlington, vol. 18, n. 7, p. 552-557, Nov., 2002.

IVOCLAR VIVADENT, Vivaglass Cem PL™. *Instructions for Use*, Schaan, 2002, 6 p.

JOHNSTON, J. F. A one-year evaluation of an acrylic cement. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 4, n.5, p. 689-693, Sept., 1954.

KAMADA, K. ; YOSHIDA, K. ; ATSUTA, M. Early bond strength and durability of bond between a ceramic material and chemically cured or dual-cured resin luting agent. *Am. J. Dent.*, San Antonio, vol. 14, n. 2, p. 85-88, Apr., 2001.

KOURTIS, S. G. Bond strengths of resin-to-metal bonding systems. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 78, n. 2, p. 136-145, Aug., 1997.

MCCOMB, D. Adhesive luting cements – classes, criteria and usage. *Comp. Cont. Educ. Dent.*, Jamesburg, vol. 17, n. 8, p. 759-773, Aug., 1996.

MCLEAN, J. W.; WILSON, A. D.; PROSSER, H. J. Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 52, n.2, p. 175-181, Aug., 1984.

METZ, J. E. ; BRACKETT, W. W. Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in a general practice. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 71, n. 1, p. 13-15, 1994.

MIZRAHI, E.; SMITH, D. C. Direct cementation of orthodontic brackets to dental enamel. An investigation using a zinc polycarboxylate cement. *Brit. Dent. J.*, London, vol. 127, n. 8, p. 371-375, Oct. 21, 1969.

MOJON, P. ; HAWBOLT, E. B. ; MACENTEE, M. I. et al.. Early bond strength of luting cements to a precious alloy. *J. Dent. Res.*, Washington, vol. 71, n. 9, p. 1633-1639, Sept., 1992.

MOREIRA, L. A. C. ; NEISSER, M. P. Avaliação in vitro da resistência à tração de cilindros metálicos de níquel-crômio cimentados à dentina bovina com cimento de fosfato de zinco e cimentos adesivos. *Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*. São José dos Campos, vol. 5, n. 1, p. 50-57, Jan./Abr., 2002.

MOSER, J.B.; DOWLING, D.B.; GREENER, E.H. et al.. Adhesion of orthodontic cements to human enamel. *J. Dent. Res.*, Washington, vol. 55, n. 3, p. 411-418, May/Jun., 1976.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 16, n. 3, p. 265-273, 1982.

NAKABAYASHI, N. ; PASHLEY, D. *Hibridização dos tecidos dentários duros*. Quintessence Editora Ltda, São Paulo, 2000.

O'BRIEN, W. J. Biomaterials properties table listing. Universidade de Michigan, 1996. Disponível em: < [http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental\\_tables/toc.html](http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/toc.html) >. Acesso em: 07 set. 2003.

PADRÓS, J. L. ; PADRÓS, E. ; KEOGH, T. P. ; MONTERRUBIO, M. New method for the in vitro evaluation of dental alloy bonding systems. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 84, n. 2, p. 217-221, Aug., 2000.

PAFFENBARGER, G. C. ; SWEENEY, W. T. ; ISAACS, A. A preliminary on the zinc phosphate cements. *J. Amer. Dent. Assoc.*, Chicago, vol. 20, p. 1960-1982, Nov., 1933.

PRAKKI, A. ; CARVALHO, R. M. Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. *Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*, São José dos Campos, vol. 4, n. 1, p. 21-26, Jan./Abr., 2001.

PRATES, L. H. M. ; CONSANI, S. ; SINHORETI, M. A. C. et al.. Influência de agentes cimentantes na resistência à tração de coroas totais metálicas fundidas fixadas em dentina. *Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*. São José dos Campos, vol. 3, n. 2, p. 90-97, Jul./Dez., 2000.

RUBO, J. H. ; PEGORARO, L. F. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 74, n. 3, p. 230-234, Sept., 1995.

SCHOUBOE, P. J. ; PAFFENBARGER, G. C. ; SWEENEY, W. T. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, vol. 52, n.5, p. 584-600, May, 1956.

SIMMONS, J. J. The miracle mixture. Glass ionomer and alloy powder. *Texas Dent. J.*, Houston, vol. 100, n. 10, p. 6-12, Oct., 1983.

SMITH, D. C. A new dental cement. *Brit. Dent. J.*, London, vol. 124, n. 9, p. 381-384, Nov. 05, 1968.

SWARTZ, M. L. ; PHILLIPS, R. W. A method of measuring the adhesive characteristics of dental cement. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, vol. 50, p. 172-177, Feb., 1955.

TAIRA, Y.; YOSHIDA, K.; MATSUMURA, H. et al.. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 79, n. 4, p. 384-388, Apr., 1998.

TOKUYAMA INC., Bistite II DC, *Instruções de Uso*, J. Morita do Brasil, São Paulo, 2002, 8 p.

3M ESPE, Ketac™ Cem radiopaque. *Instructions for Use*, Seefeld, 2001, 2 p.

3M ESPE, RelyX™ ARC. *Adhesive Resin Cement System Instructions*, St. Paul, 2003, 3 p.

WILSON, A.D. Developments in glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont.*, Lombard, vol. 2, n. 5, p. 438-446, Sep-Oct; 1989.

WILSON, A.D., KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. *Brit. Dent. J.*, London, vol.132, n.4, p.133-135, Feb. 15, 1972.

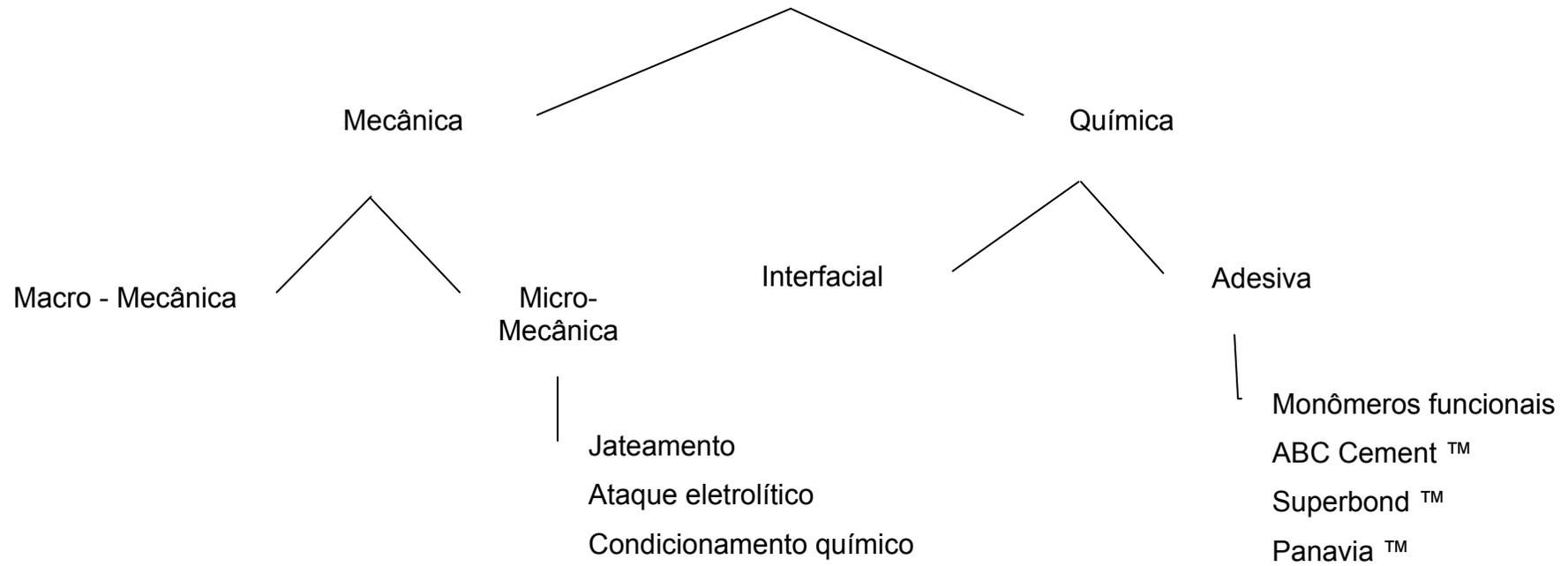
WILSON, A. D.; CRISP, S.; LEWIS, B. G. et al. Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. *Brit. Dent. J.*, London, vol. 142, n. 4, p. 117-122, Feb. 15, 1977.

YOSHIDA, K.; KAMADA, K.; ATSUTA, M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, vol. 26, n. 6, p. 475-478, June, 1999.

YOSHIDA, K. ; TAIRA, Y. ; SAWASE, T. et al.. Effects of adhesive primers on bond strength of self-curing resin to cobalt-chromium alloy. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, vol. 77, n. 6, p. 617-620, June, 1997.

## **APÊNDICE**

# APÊNDICE 1



Classificação da união metal-resina. (Adaptado de ALBERS, 1991)

## APÊNDICE 2

### Resumo das informações do fabricante do cimento resinoso RelyX CRA (3M ESPE, Saint Paul, EUA)

---

Tempo de mistura: 10 seg.

---

Tempo de trabalho: aprox. 2 minutos. Para estender o tempo de trabalho: espalhar o cimento em uma camada fina sobre o bloco de espatulação; resfriar o bloco, a espátula ou a prótese.

---

Tempo de limpeza: aprox. 3 a 5 minutos após o assentamento. Se o excesso de cimento for removido das margens imediatamente após o assentamento, as margens devem ser fotoativadas, por 40 segundos cada, para minimizar a inibição por oxigênio, que pode levar a margens mal seladas.

---

Cura: fotoativar as margens por 40 seg cada ou deixar autopolimerizar por 10 minutos a partir do início da mistura.

---

Proporcionar quantidade adequada de cimento sobre um bloco de espatulação e misturar por 10 segundos.

---

Observação: em restaurações metálicas deve-se deixar o cimento autopolimerizar por 10 minutos a partir do início da mistura. As margens de restaurações metálicas podem ser fotoativadas para fornecer estabilidade inicial.

---

Misturar o cimento com espátula plástica ou espátula de aço inoxidável de alta qualidade.

---

Superfícies de metal devem ser asperizadas, de preferência usando jateamento, ponta diamantada ou broca carbide.

---

Orientar o paciente a evitar aplicar pressão excessiva por 10 a 15 minutos.

---

FONTE: 3M ESPE, RelyX™ ARC. *Adhesive Resin Cement System Instructions*, St. Paul, 2003, 3 p.

### Resumo das informações do fabricante do cimento resinoso Bistite II DC (Tokuyama Inc., Tóquio, Japão)

---

#### Ligas de Metais Não-preciosos

---

Realize jateamento com óxido de alumínio, em toda a superfície de adesão da prótese, com partículas de 30 a 50 µm. Limpe a peça com ultra-som. Seque-a.

---

#### Como usar a Super Seringa

---

Suspenda a tampa com a alavanca.

---

Gire a alavanca completamente. Sempre use a alavanca para suspender ou girar a tampa.

---

Coloque o bico sobre o bloco para mistura.

---

Empurre o centro do êmbolo para expulsar quantidades iguais de cada pasta.

---

Esfregue e limpe as pontas dos bicos da seringa.

---

Retorne a alavanca à posição apropriada, onde os bicos estão completamente fechados. Feche a tampa até ouvir um "click".

---

#### Espatulação e aplicação da Pasta A e B

---

Use a Super Seringa para dispensar uma quantidade adequada das Pastas A e B sobre o bloco de espatulação, e misture uniformemente durante 10 segundos.

---

Primeiro, aplique o cimento misturado sobre a superfície da peça. Posicione a peça.

---

Para núcleos metálicos fundidos, não aplique o cimento dentro dos canais radiculares. Aplique o cimento somente no metal e posicione-o dentro do canal radicular com uma pressão suave e, em seguida, posicione a porção coronária no lugar.

---

Para cimentar uma prótese extensa com múltiplos pilares, aplique o cimento primeiro nas coroas maiores, e depois nas coroas menores para proporcionar um tempo de trabalho adequado.

---

O cimento se polimeriza mais rapidamente quando não exposto a uma atmosfera rica em oxigênio.

---

Posicione a peça sobre o dente, pressionando-a.

---

Remova o excesso de cimento, irradie luz durante 20 segundos, nas linhas marginais. Caso a irradiação da luz esteja difícil, aplique Air Barrier com a ponta dispensadora em toda linha de cimentação.

---

Espere a polimerização do cimento durante 3 minutos, aplicando uma pressão oclusal normal sobre a peça.

---

Caso o Air Barrier tenha sido utilizado, limpe-o com água após três minutos da aplicação.

---

FONTE: TOKUYAMA INC., Bistite II DC, *Instruções de Uso*, J. Morita do Brasil, São Paulo, 2002, 8 p.

## Resumo das informações do fabricante do cimento de ionômero de vidro para fixação Ketac-Cem Radiopaque (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)

Dosagem: Agitar o frasco, a fim de desprender o pó. Fixar o conta-gotas ao frasco no lugar da tampa. A dosagem recomendada para fixações é de 3,8 partes de pó por 1 parte de líquido (em massa), o que corresponde aproximadamente a 1 colher rasa: 2 gotas). Ao retirar o pó, raspar a colher na abertura de plástico do frasco para eliminar os excessos. Não comprimir o pó. Dosificar o pó e o líquido lado a lado sobre um bloco de mistura. Manter o frasco em posição vertical durante a dosagem. O conta-gotas tem que estar livre de líquido cristalizado. Os frascos do pó e do líquido devem ser bem fechados após o uso.

Mistura: Ketac-Cem radiopaque deve ser misturado a uma temperatura ambiente de 20 – 25° C/ 68 – 77° F. Misturar com uma espátula para cimento de metal ou plástico. A porção inteira de pó deve ser misturada com o líquido de uma vez só. Em princípio, deve misturar tanto pó com o líquido até a consistência ser cremosa. A quantidade necessária para uma coroa tem de escorrer ainda da espátula. Raspar a pasta várias vezes, até que a consistência se torne homogênea.

Aplicação: Durante a aplicação e a fase de endurecimento, proteger a área submetida ao tratamento de qualquer contato com água ou saliva. Aplicar uma camada fina de cimento sobre a parte interna da coroa. Em seguida, colocar a restauração. Evitar um enchimento excessivo da coroa.

Tempos: os tempos válidos em temperatura ambiente (23°C/ 73°F) e umidade relativa do ar de 50% são os seguintes: (min:seg)

Mistura	1 : 00
Elaboração (incluindo mistura)	3 : 30
Endurecimento (a partir do início da mistura)	7 : 00

Temperaturas mais elevadas reduzem o tempo de elaboração e temperaturas mais baixas o prolongam (p.ex. efetuando a mistura sobre uma placa de vidro refrigerada). Uma quantidade maior de pó tem por consequência um tempo de trabalho mais curto.

Remoção de excessos: remover os excessos com uma espátula Heidemann e/ou uma sonda 7 min. após o início da mistura.

Armazenagem e durabilidade: Proteger o pó contra umidade. Não armazenar o produto a uma temperatura acima de 25°C/ 77°F. Não utilizar o produto após a expiração da data de validade.

FONTE: 3M ESPE, Ketac™ Cem radiopaque. *Instructions for Use*, Seefeld, 2001, 2 p.

## Resumo das informações do fabricante do cimento de ionômero de vidro para fixação Viva-glass Cem PL (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

Dosagem/ Mistura: 1 gota do líquido para 1 colher do pó (corresponde a proporção em peso de 3/1). Dispensar pó e líquido sobre um bloco de mistura ou uma placa de vidro. Quando for dispensar o líquido, manter o tubo do frasco no sentido perpendicular e aplicar leve pressão para expulsar uma gota. Preencher a colher de medida com excesso de pó e, em seguida, retornar o excesso para o frasco. Misturar o pó e o líquido até conseguir uma consistência cremosa e homogênea.

Tempo de trabalho: 2 minutos.

Tempo de presa: 4 a 6 minutos

FONTE: IVOCALAR VIVADENT, Vivaglass Cem PL™. *Instructions for Use*, Schaan, 2002.

## **ANEXO**

## ANEXO 1

Valores originais, em MPa, determinados para a resistência à tração dos grupos experimentais de cimentos com 15 minutos de armazenamento (Grupos 1, 3, 5 e 7)

AMOSTRA	GRUPO 1	GRUPO 3	GRUPO 5	GRUPO 7
	R – 15	B – 15	K – 15	V – 15
1	15,53	17,14	6,08	3,16
2	17,07	13,10	8,67	2,23
3	17,40	14,53	5,13	2,76
4	5,12	14,61	6,52	3,48
5	8,21	14,11	8,34	3,72
6	7,05	20,99	7,81	4,31
7	11,59	33,21	7,47	2,63
8	8,33	8,71	6,09	2,11
9	9,63	10,82	8,88	1,70
10	8,50	21,50	7,16	3,50
11	8,75	16,95	7,37	3,84
12	9,84	24,21	10,22	2,61
13	4,79	16,19	9,16	3,13
14	9,95	36,71	9,46	4,64
15	9,42	13,55	6,51	5,25

## ANEXO 2

Valores originais, em MPa, determinados para a resistência à tração dos grupos experimentais de cimentos com 24 horas de armazenamento (Grupos 2, 4, 6 e 8)

AMOSTRA	GRUPO 2	GRUPO 4	GRUPO 6	GRUPO 8
	R - 24	B - 24	K - 24	V - 24
1	19,13	27,74	13,22	13,80
2	6,54	22,31	9,90	14,18
3	18,68	10,41	10,31	10,05
4	10,90	27,49	9,70	13,40
5	10,27	12,87	9,47	8,87
6	20,16	33,73	7,77	9,40
7	13,83	8,21	8,41	6,58
8	14,57	15,86	9,63	12,52
9	7,18	25,41	11,18	12,24
10	14,89	22,06	5,73	10,65
11	6,33	11,19	10,46	11,10
12	15,29	19,74	10,29	8,07
13	14,74	26,72	10,46	13,29
14	8,77	21,04	11,60	8,04
15	11,56	32,01	5,80	12,40

### ANEXO 3

Estatística descritiva dos valores originais, em MPa, determinados para a resistência à tração dos grupos experimentais de cimentos com 15 minutos de armazenamento (Grupos 1, 3, 5 e 7)

<b>Grupo</b>	<b>n</b>	<b>Média</b> (em MPa)	<b>Desvio</b> <b>Padrão</b>	<b>Mínimo</b> (em MPa)	<b>Máximo</b> (em MPa)	<b>CV<sup>(1)</sup></b>
R-15	15	10,1	3,9	4,8	17,4	38,2%
B-15	15	18,4	7,9	8,7	36,7	42,6%
K-15	15	7,7	1,4	5,1	10,2	18,9%
V-15	15	3,3	1,0	1,7	5,3	30,1%

## ANEXO 4

Estatística descritiva dos valores originais, em MPa, determinados para a resistência à tração dos grupos experimentais de cimentos com 24 horas de armazenamento (Grupos 2, 4, 6 e 8)

<b>Grupo</b>	<b>n</b>	<b>Média</b> (em MPa)	<b>Desvio</b> <b>Padrão</b>	<b>Mínimo</b> (em MPa)	<b>Máximo</b> (em MPa)	<b>CV</b>
R-24	15	12,9	4,5	6,3	20,2	35,3%
B-24	15	21,1	8,0	8,2	33,7	37,8%
K-24	15	9,6	2,0	5,7	13,2	20,9%
V-24	15	11,0	2,4	6,6	14,2	21,8%

## ANEXO 5

Resultado de ANOVA de Dois Critérios, para os grupos experimentais, da resistência de união à tração medida em MPa, no período de armazenamento de 15 minutos.

<b>Fonte de Variação</b>	<b>Graus de Liberdade</b>	<b>Soma de Quadrados</b>	<b>Soma de Quadrados Médios</b>	<b>F</b>	<b>Valor de p</b>	<b>Resultado</b>
Modelo	3	1824,2	608,1			
Erro	56	1114,6	19,9	30,55	<0,0001	Rejeita H <sub>0</sub>
Total	59	2938,8				

## ANEXO 6

Resultado de ANOVA de Dois Critérios, para os grupos experimentais, da resistência de união à tração medida em MPa, no período de armazenamento de 24 horas.

<b>Fonte de Variação</b>	<b>Graus de Liberdade</b>	<b>Soma de Quadrados</b>	<b>Soma de Quadrados Médios</b>	<b>F</b>	<b>Valor de p</b>	<b>Resultado</b>
Modelo	3	1200,43	400,14			
Erro	56	1315,53	23,49	17,03	<0,0001	Rejeita H <sub>0</sub>
Total	59	2515,96				

## ANEXO 7

Resultado da Comparação Múltipla de Tukey, da resistência de união à tração medida em MPa, no período de armazenamento de 15 minutos.

Comparações	Diferença entre médias	Valor de p	Resultado
Grupo B e R	8,34	<0,001	Diferença significativa
Grupo B e K	10,76	<0,001	Diferença significativa
Grupo B e V	15,15	<0,001	Diferença significativa
Grupo R e K	2,42	0,453	Diferença não-significativa
Grupo R e V	6,81	0,001	Diferença significativa
Grupo K e V	4,39	0,045	Diferença significativa

## ANEXO 8

Resultado da Comparação Múltipla de Tukey, da resistência de união à tração medida em MPa, no período de armazenamento de 24 horas.

Comparações	Diferença entre médias	Valor de p	Resultado
Grupo B e R	8,26	<0,0001	Diferença significativa
Grupo B e V	10,15	<0,0001	Diferença significativa
Grupo B e K	11,52	<0,0001	Diferença significativa
Grupo R e V	1,88	0,713	Diferença não-significativa
Grupo R e K	3,26	0,265	Diferença não-significativa
Grupo V e K	1,38	0,864	Diferença não-significativa

## ANEXO 9

Quadro comparativo de valores de resistência à tração de cimentos resinosos, de diferentes trabalhos da literatura, em função da marca comercial de cimento resinoso, percentagem de carga, tipo de preparo/substrato e velocidade do teste.

ESTUDO	MARCA COMERCIAL	% CARGA	PREPARO/SUBSTRATO	VELOCIDADE DO TESTE	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	
DIAZ-ARNOLD (1989) <sup>§</sup>	Comspan (LD Caulk)	65,0%	Pares de cilindros/ cimentação em linha	0,5 cm/min	45,2 MPa	
AYAD; ROSENSTIEL; SALAMA (1997)	Panavia -EX (Kuraray)	75,6 %	Coroas totais metálicas/ preparos totais dentina	0,5 mm/min	348,3 N	
	Panavia 21 (Kuraray)	77,1%			40,39 MPa (Panavia 21 com Metabond)	
PADRÓS et al. (2000)	Panavia-EX (Kuraray)	75,6%	Trios de cilindros metálicos em linha	0,5 mm/min	a 50,19 MPa (Panavia 21 com Panavia 21 + adesivo)	
	METABOND (Parkell)	Sem carga				
MOREIRA & NEISSER (2002)	Cimento resinoso 3M	80,0% <sup>A</sup> 75,0% <sup>B</sup>	Cilindros metálicos/ preparos planos dentina	0,5 mm/min	7,80 MPa*	
	<b>RESULTADOS EM DISCUSSÃO</b>					
	RelyX CRA (3M ESPE) <sup>X</sup>	67,5%	Pares de cilindros metálicos	0, 5 mm/min	12,9 MPa	349,41 N
	Bistite II DC (Tokuyama) <sup>Y</sup>	77,0%			21,1 MPa	569,53 N

<sup>§</sup> Tempo de armazenamento de 48h.

\* Com adesivo.

<sup>X,Y</sup> Grupos de 24 horas de armazenamento.

<sup>A,B</sup> Pastas A e B, respectivamente.