



**Universidade Norte do Paraná**

**UNOPAR**

---

CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

LARISSA PINCELI CHAVES

**AVALIAÇÃO DA SORÇÃO E DA SOLUBILIDADE DE  
CIMENTOS AUTO-ADESIVOS EM COMPARAÇÃO A  
OUTROS CIMENTOS**

---

Londrina  
2008

# **Livros Grátis**

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

Milhares de livros grátis para download.

LARISSA PINCELI CHAVES

**AVALIAÇÃO DA SORÇÃO E DA SOLUBILIDADE DE  
CIMENTOS AUTO-ADESIVOS EM COMPARAÇÃO A  
OUTROS CIMENTOS**

Dissertação apresentada à Universidade Norte do Paraná - UNOPAR, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientadora:  
Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Linda Wang

Londrina  
2008

## LARISSA PINCELI CHAVES

|              |   |
|--------------|---|
| Filiação     | Manoel Marcio Chaves<br>Neusa Maria Pinceli Chaves  |
| Naturalidade | Londrina-PR   |
| Nascimento   | 26 de Março de 1980   |
| 1998 –2002   | Graduação em Odontologia -<br>UNIOESTE: Universidade Estadual do<br>Oeste do Paraná   |
| 2004 - 2005  | Curso de Pós-Graduação na área de<br>Dentística, nível Especialização, na<br>Universidade Estadual do Oeste do<br>Paraná – UNIOESTE |
| 2007 – 2008  | Curso de Pós-Graduação na área de<br>Dentística, nível Mestrado, na<br>Universidade Norte do Paraná –<br>UNOPAR                     |
| Associações  | ABO - Associação Brasileira de<br>Odontologia<br><br>SBPqO - Sociedade Brasileira de<br>Pesquisa Odontológica                       |



**Universidade Norte do Paraná**

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação  
Coordenadoria de Pós-Graduação

## PROVA DE JULGAMENTO DE DISSERTAÇÃO PARA MESTRADO

**Programa:** Pós-Graduação

**Curso :** MESTRADO

**Candidato (a):** *Larissa Pinceli Chaves*

**DISSERTAÇÃO:** “Avaliação da sorção e da solubilidade de cimentos auto-adesivos em comparação a outros cimentos”.

### COMISSÃO EXAMINADORA

**1º EXAMINADOR (A):** Fabiana Scarparo Naufel, Professora Doutora

**2º EXAMINADOR (A):** Alcides Gonini Júnior, Professor Doutor

**3º EXAMINADOR (A):** Linda Wang (presidente), Professora Doutora (orientadora)

Londrina, 17 de outubro de 2008.

1º Examinador

2º Examinador

3º Examinador

## DEDICO

Primeiramente a Deus, pela sua presença ativa nos momentos mais difíceis.

Aos meus pais, Márcio e Neusa, presentes em todos os momentos.

Ao Jorny.

Aos meus irmãos Mariana e Danilo.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por permitir que eu sinta sua presença diariamente em minha vida. Por me dar sabedoria para enfrentar os momentos difíceis e por me capacitar a chegar até aqui.

Aos meus pais, **Márcio e Neusa**, cujos sacrifícios permitiram estar onde estou hoje. Sempre presentes em minha vida com amor e apoio. Foram fundamentais para o meu sucesso.

Ao **Jorny**, pela confiança.

Aos meus irmãos **Mariana e Danilo**, amigos sinceros que apóiam em todos os momentos.

À minha avó **Erse**, pela acolhida em sua casa, apoio e companheirismo.

À **Vera Lúcia Schmitt** e à **Fabiana Scarparo Naufel**. Os seus exemplos durante a minha graduação foram decisivos para eu realizar esse curso de Mestrado hoje.

**A vocês, todo meu carinho e respeito.**

**Muito Obrigada!**

## AGRADECIMENTOS AOS PROFESSORES E AMIGOS

À minha querida orientadora, **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Linda Wang**, principalmente por ter me acolhido. Foi um grande exemplo de dedicação e doação. Sua competência será para mim sempre um estímulo e objetivo.

Ao professor **Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Alcides Gonini Junior**. Em todos os momentos do curso sempre pronto para ensinar, orientar, e ajudar.

Aos **professores** de todas as disciplinas do Mestrado. Todos muito dedicados e atenciosos.

A todos os colegas do Mestrado: **Ana Lídia, Clarissa, Fabiana, Kátia, José Mário, Leônidas e Lícia**. Pela boa convivência e companheirismo, tornando todos os momentos mais agradáveis.

À **Josimara Tonin Ribas**, pela atenção dedicada durante as pesquisas realizadas na fase laboratorial.

Às bibliotecárias **Terezinha de Jesus Fokama Gondo e Cristielle de Paula Camilo** pelas orientações nas normas da dissertação.

**Sem vocês não teria alcançado esta vitória.**

**Muito Obrigada!**

## **AGRADECIMENTOS**

À **Universidade Norte do Paraná**, UNOPAR, representada pelo Chanceler, **Sr. Marco Antônio Laffranchi** e pela Reitora, **Prof<sup>a</sup>. Elisabeth Bueno Laffranchi**;

À **Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação**, representada pelo **Prof. Dr. Hélio Hiroshi Suguimoto**;

Ao **Centro de Ciências Biológicas Saúde**, representada pelo **Prof. Ruy Moreira da Costa Filho**;

À **Coordenadoria do Curso de Odontologia**, representada pelo **Prof. Dr. Luiz Reynaldo de Figueiredo Walter**;

Aos fornecedores **Ângelus, Bisco-Oraltech, Dentsply, 3M ESPE, FGM** e **Voco** pelos materiais utilizados neste trabalho;

A **todos os funcionários da UNOPAR**;

**Por terem contribuído na realização desta Dissertação.**

**Muito Obrigada!**

**Tudo posso naquele que me fortalece.**  
(Filipenses 4:13)

CHAVES, L. P. **Avaliação da sorção e da solubilidade de cimentos auto-adesivos comparados a outros cimentos**. 2008. 56f. Dissertação - (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

## RESUMO

Os cimentos resinosos têm sido apresentados de forma simplificada, e a complexidade química pode torná-los mais suscetíveis em meio aquoso, comprometendo a longevidade clínica. Comparou-se a sorção e solubilidade em água dos cimentos auto-adesivos Biscem (BC) e RelyX Unicem (R) aos demais Bifix (BF), Allcem (A) e Enforce (E), aos químicos C & B (CB) e Cement Post (CP) e ao grupo controle ionomérico Meron C (M). Foram confeccionados oito corpos-de-prova de cada grupo (15mmx0,5mm). Os produtos demais foram fotoativados sob laminado cerâmico IPS Empress Esthetic A2 (20mmX1,5mm) e para os materiais de reação química foi esperado um tempo de 15 min para remoção do molde. Cada espécime foi mantido em uma cubeta dessecadora em estufa a 37°C e pesado diariamente até atingir estabilidade, obtendo-se a massa  $m_1$ . Na seqüência, cada espécime foi imerso em um frasco em 6mL de água deionizada e a mensuração da massa aferida da mesma forma, até atingir a estabilidade, obtendo-se os valores  $m_2$ . Novo ciclo de dessecação foi efetuado e os valores finais estáveis registrados como  $m_3$ . Calculou-se a solubilidade ( $m_1-m_3/V$ ) e a sorção ( $m_2-m_3/V$ ). Os dados foram analisados por análise de variância a um critério (ANOVA) e Tukey ( $p<0.05$ ). Os valores de média e erro padrão ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) obtidos de sorção foram BC= 75,84  $\pm$ 7,08; R= 51,43  $\pm$ 7,27; BF= 20  $\pm$ 2,35; A= 15,19  $\pm$ 1,66; E= 18,08  $\pm$ 1,90; CB= 23,63  $\pm$ 3,50; CP= 19,33  $\pm$ 1,84; M= 200,7  $\pm$ 16,89 e de solubilidade BC= 6,50  $\pm$  1,20; R= 14,12  $\pm$ 2,19; BF= 1,84  $\pm$ 0,80; A= 0,15  $\pm$ 1,10; E= 6,56  $\pm$ 1,73; CB= 9,45  $\pm$ 2,90; CP= 4,05  $\pm$ 1,24; M= -80,45  $\pm$ 14,21. A propriedade de sorção foi mais sensível nos cimentos resinosos auto-adesivos, exceto quando comparados ao cimento ionomérico. A solubilidade dos cimentos resinosos auto-adesivos foi semelhante aos demais cimentos resinosos e menor em relação ao cimento ionomérico.

**Palavras-chave:** Solubilidade. Cimentos dentários.

CHAVES, L.P. **Evaluation of water sorption and solubility of self-adhesive luting cements compared to other cements.** 2008. 56f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

### ABSTRACT

Resinous cements have been presented as simplified products and their chemical complexity can turn them more susceptible in aqueous environment, which can compromise clinical longevity. This study aimed to compare self-adhesives luting cements Biscem (BC) and RelyX Unicem (R) to dual cement Bifix (BF), Allcem (A) and Enforce (E), to chemical cement C & B (CB) and Cement Post (CP) and to a glass-ionomer luting cement Meron C (M) as control group. Eight specimens of each group (15mmx0.5mm) were prepared. The dual polymerization products were light-activated beneath an IPS Empress Esthetic ceramic disk (20mmX1.5mm) and for chemical reaction materials a 15 min interval was waited to remove from mold. Each specimen was stored in a dessicator at 37°C. Daily, they were monitored using an analytical balance until reach a stabilized mass ( $m_1$ ). Following, each one was individually immersed in 6mL of deionized water and mass was also monitored until be stabilized ( $m_2$ ). A new dessication cycle was performed and the final mass was registered ( $m_3$ ). Sorption and solubility were respectively calculated as  $(m_1-m_3)/V$  and  $(m_2-m_3)/V$ . Data were analyzed by one-criteria ANOVA and Tukey tests ( $p<0.05$ ). Obtained media and errors ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) of sorption were BC= 75.84  $\pm$ 7.08; R= 51.43  $\pm$ 7.27; BF= 20  $\pm$ 2.35; A= 15.19  $\pm$ 1.66; E= 18.08  $\pm$ 1.90; CB= 23.63  $\pm$ 3.50; CP= 19.33  $\pm$ 1.84; M= 200.7  $\pm$ 16.89 and of solubility BC= 6.50  $\pm$  1.20; R= 14.12  $\pm$ 2.19; BF= 1.84  $\pm$ 0.80; A= 0.15  $\pm$ 1.10; E= 6.56  $\pm$ 1.73; CB= 9.45  $\pm$ 2.90; CP= 4.05  $\pm$ 1.24; M= -80.45  $\pm$ 14.21. Sorption was more prone to self-adhesive luting cements, except when compared to glass-ionomer luting cement. Solubility of self-adhesives cements was similar to other tested resinous cements but less susceptible compared to glass-ionomer category.

**Key words:** Solubility. Dental Cements.

## LISTA DE FOTOGRAFIAS

|                     |   |    |
|---------------------|---|----|
| <b>FOTOGRAFIA 1</b> | Matriz de aço inoxidável (15 mm diâmetro x 0,5mm espessura), medindo a espessura com paquímetro em posição..... | 34 |
| <b>FOTOGRAFIA 2</b> | Laminado cerâmico sobre a tira de celofane e a matriz de aço inoxidável .....                                   | 34 |
| <b>FOTOGRAFIA 3</b> | Dessecador contendo sílica gel.....   | 35 |
| <b>FOTOGRAFIA 4</b> | Balança de alta precisão – Electronic Balance.....  | 36 |
| <b>FOTOGRAFIA 5</b> | Volume de 6mL de água deionizada por amostra.....   | 36 |
| <b>FOTOGRAFIA 6</b> | Medição em três pontos da amostra com o paquímetro digital.....   | 36 |

## LISTA DE GRÁFICOS

|                  |  |    |
|------------------|--|----|
| <b>GRÁFICO 1</b> | Média e erro-padrão de sorção dos Cimentos testados.....       | 38 |
| <b>GRÁFICO 2</b> | Média e erro-padrão de solubilidade dos Cimentos testados..... | 39 |

## LISTA DE QUADROS

|                 |   |    |
|-----------------|---|----|
| <b>QUADRO 1</b> | Características dos Cimentos Resinosos e ionomérico testados..... | 32 |
|-----------------|---|----|

## LISTA DE TABELAS

|                 |   |    |
|-----------------|---|----|
| <b>TABELA 1</b> | Média e erro padrão (EP) de sorção dos Cimentos testados.....       | 38 |
| <b>TABELA 2</b> | Média e erro padrão (EP) de solubilidade dos Cimentos testados..... | 39 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|            |   |
|------------|---|
| <b>A</b>   | Allcem  |
| <b>BC</b>  | Biscem  |
| <b>BF</b>  | Bifix   |
| <b>CB</b>  | C & B   |
| <b>CIV</b> | Cimento de ionômero de vidro                  |
| <b>CP</b>  | Cement Post                                   |
| <b>E</b>   | Enforce                                       |
| <b>ISO</b> | International Standard Organization           |
| <b>Kgf</b> | Quilograma força                              |
| <b>LED</b> | “Light emitting diode” (diodo emissor de luz) |
| <b>M</b>   | Meron C                                       |
| <b>R</b>   | RelyX Unicem                                  |
| <b>Wsp</b> | “Water sorption” (Sorção)                     |
| <b>Ws1</b> | “Water solubility”(Solubilidade)              |
| <b>EP</b>  | Erro-padrão                                   |

**LISTA DE SÍMBOLOS**

|                          |                                      |
|--------------------------|--------------------------------------|
| <b>Cm<sup>2</sup></b>    | Centímetro quadrado                  |
| <b>E</b>                 | Espessura                            |
| <b>G</b>                 | Gramma                               |
| <b>H</b>                 | Horas                                |
| <b>°C</b>                | Graus Celsius                        |
| <b>µg</b>                | Micrograma                           |
| <b>m</b>                 | Massa                                |
| <b>mg</b>                | Miligrama                            |
| <b>mL</b>                | Mililitro                            |
| <b>mm</b>                | Milímetro                            |
| <b>mm<sup>3</sup></b>    | Milímetro cúbico                     |
| <b>MPa</b>               | Mega pascal                          |
| <b>mW/cm<sup>2</sup></b> | Miliwatts por centímetro ao quadrado |
| <b>nº</b>                | Número                               |
| <b>r</b>                 | Raio                                 |
| <b>V</b>                 | Volume                               |
| <b>π</b>                 | Pi, constante 3,14                   |

## SUMÁRIO

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>   | <b>18</b> |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>                                      | <b>21</b> |
| 2.1 CIMENTOS RESINOSOS ADESIVOS.....                                     | 21        |
| 2.2 CIMENTOS RESINOSOS AUTO-ADESIVOS.....                                | 23        |
| 2.3 SORÇÃO E SOLUBILIDADE DOS CIMENTOS RESINOSOS.....                    | 26        |
| <b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>   | <b>31</b> |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>   | <b>32</b> |
| 4.1 MATERIAL UTILIZADO.....  | 32        |
| 4.1.1 Agentes de cimentação.....   | 32        |
| 4.2 MÉTODOS.....   | 33        |
| 4.2.1 Confecção dos Corpos-de-Prova.....                                 | 33        |
| 4.2.2 Testes de Sorção e Solubilidade em água .....                      | 34        |
| 4.2.3 Análise Estatística.....   | 37        |
| <b>5 RESULTADOS.....</b>   | <b>38</b> |
| 5.1 TESTE DE SORÇÃO DE ÁGUA DOS CIMENTOS RESINOS E IONOMÉRICO.....       | 38        |
| 5.2 TESTE DE SOLUBILIDADE EM ÁGUA DOS CIMENTOS RESINOS E IONOMÉRICO..... | 39        |
| <b>6 DISCUSSÃO.....</b>  | <b>41</b> |
| <b>7 CONCLUSÃO.....</b>  | <b>47</b> |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>  | <b>48</b> |
| <b>APÊNDICE.....</b>   | <b>54</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A odontologia contemporânea vem apresentando uma tendência em simplificar e reduzir passos operatórios na conduta clínica. Exemplos dessas simplificações são os adesivos dentinários de frasco único e *primers* autocondicionantes (FABRE et al., 2007).

Ainda nesta linha de simplificação, foram desenvolvidos agentes cimentantes auto-adesivos, denominados comercialmente como RelyX Unicem (3M ESPE) e BisCem (Bisco) que, segundo os fabricantes, dispensariam pré-tratamento no substrato dentário e na restauração indireta, por se tratar de materiais auto-adesivos (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007).

Restaurações indiretas cerâmicas apresentam grande estabilidade física e química, e as propriedades estéticas semelhantes aos dentes naturais têm impulsionado cada vez mais a sua aplicabilidade clínica. Paralelamente, os pinos de fibra de vidro estéticos também ganharam popularidade, com sua indicação de restaurar dentes tratados endodonticamente com excessiva perda de estrutura coronária (BONFANTE et al., 2008). Ambos os materiais, cerâmica e pinos, entretanto, se deparam com a necessidade de serem fixados por um agente cimentante. Com o intuito de reter satisfatoriamente estes materiais ao substrato dentário e ao mesmo tempo suprir a exigência estética, os cimentos adesivos resinosos passaram a constituir em fundamental recurso na clínica odontológica contemporânea (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; GERTH et al., 2006; PIWOWARCZYK et al., 2007; PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007).

Grande parte das falhas clínicas ocorrem na interface de cimento com o material restaurador, tanto em restaurações indiretas (OHLMANN et al., 2008b) ou pinos (D'ARCANGELO et al., 2008a; D'ARCANGELO et al., 2008b). Desta forma, uma linha de cimentação sempre ocorrerá e se torna um desafio clínico, pois sempre estará exposto ao meio bucal ou às características intrínsecas do substrato dentário (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; FABIANELLI et al., 2005; BITTER et al., 2006; ESCRIBANO; MACORRA, 2006; GORACCI et al., 2006; BITTER et al., 2007; BOFF et al., 2007; PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007; BONFANTE et al., 2008).

Quando os sistemas resinosos convencionais são utilizados, há sempre a necessidade de um substrato reativo por condicionamento e o uso de um agente adesivo, previamente à aplicação do cimento propriamente dito. A técnica de

cimentação adesiva com condicionamento total é complexa e sensível, o que poderia comprometer a efetividade da adesão (MAK et al., 2002). Essa técnica requer uma superfície dentinária úmida, mas sem excesso de água. Controlar a umidade dentinária no ponto ótimo é um dos principais desafios da adesão, e erros nesse quesito podem comprometê-la (CHERSONI et al., 2005; ESCRIBANO; MACORRA, 2006). Os cimentos autocondicionantes não requerem pré-tratamento, modificam a estrutura dental com seus componentes acídicos, e por isso, sua técnica seria menos sensível do que a dos sistemas com condicionamento dental (ESCRIBANO; MACORRA, 2006).

Nestas situações, há uma preocupação quanto à qualidade da cimentação de restaurações indiretas cimentadas, para saber se esses produtos podem se igualar aos resultados clínicos dos produtos convencionais, porque dados da longevidade clínica não estão disponíveis até o momento (HEINTZE; CAVALLERI; ROUSSON, 2005).

Por se constituírem de base resinosa, estes cimentos apresentam características particulares de polímeros, que podem influenciar no desempenho clínico (ÖRTENGREN et al., 2001; OZTURK et al., 2005; SCHWARTZ, 2006). Mas por serem uma nova categoria de cimento, tem sido alvo de várias investigações. A grande maioria destes trabalhos tem focado no aspecto do desempenho mecânico destes cimentos (CARVALHO et al., 2004; DE MUNCK et al., 2004; FABIANELLI et al., 2005; HEINTZE; CAVALLERI; ROUSSON, 2005; BALDISSARA et al., 2006; ESCRIBANO; MACORRA, 2006; GORACCI et al., 2006; BITTER et al., 2007; MAZZITELLI et al., 2008).

Porém, para que estes produtos sejam simplificados e possam suprimir uma etapa no processo adesivo, o tratamento ácido do substrato, sua composição sofre modificações que podem torná-los mais susceptíveis ao meio aquoso, constituindo um problema clínico (CHERSONI et al., 2005; SCHWARTZ, 2006; FABRE et al., 2007). Assim, investigar o desempenho destes cimentos em meio aquoso seria bastante interessante (ÖRTENGREN et al., 2001; CHERSONI et al., 2005; FABRE et al., 2007). Além disso, a solubilidade do material também deve ser objetivo de investigação com a preocupação em relação a possíveis prejuízos biológicos que possa causar (COSTA; HEBLING; RANDALL, 2006).

Atualmente, há disponibilidade de várias categorias de materiais cimentantes, por isso, estudos comparativos *in vitro* desses materiais são importantes parâmetros

para identificar as particularidades dos diferentes sistemas, a fim de promover sua correta indicação (ESCRIBANO; MACORRA, 2006; PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007). Os cimentos de Ionômero de vidro constituem uma categoria de material que, entre outras aplicações, também são utilizados para cimentação de pinos e restaurações cerâmicas (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007). Apresentam desvantagens como alta sorção (HUANG et al., 2002), e alta solubilidade (MORTIER et al., 2004), estes fatores diminuem sua resistência mecânica (MORTIER et al., 2004). Mas também apresenta vantagens, como liberação de flúor (ARIFFIN; NGO; MCINTYRE, 2006), e é considerado auto-adesivo à dentina, sem necessidade de qualquer pré-tratamento na superfície (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007).

O trabalho científico em questão tem por finalidade pesquisar a sorção e a solubilidade em água dos cimentos resinosos auto-adesivos, comparativamente às demais categorias de materiais cimentantes resinosos e um ionomérico.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 CIMENTOS RESINOSOS ADESIVOS

Atualmente, o mercado odontológico traz aos clínicos opções muito variadas de cimentos. É encontrada a categoria de cimentos adesivos, a qual este trabalho se refere, e a categoria dos cimentos não adesivos. Os tradicionais cimentos de fosfato de zinco são considerados os mais populares. Durante décadas foram os mais indicados na cimentação de restaurações metálicas (FERRARI et al., 2004), mesmo com suas desvantagens de falta de adesão (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007) e degradação progressiva das fibrilas de colágeno (FERRARI et al., 2004). Cimentos de ionômero de vidro são adesivos (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007) e para cimentação são uma escolha interessante, pela liberação de fluoretos (ARIFFIN et al., 2006) e devido ao seu efeito cariostático (MORTIER et al., 2004). Por fim, os cimentos resinosos se tornaram populares por sua versatilidade, permitindo ampla utilização (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007).

Em comparação ao cimento fosfato de zinco, os cimentos resinosos certamente concentraram propriedades interessantes físico-químicas, como adesão e menor solubilidade, e também propriedades ópticas, pois são disponibilizados em diferentes cores, facilitando resultados estéticos (EL-MOWAFY; RUBO, 2000). Essas características fizeram com que sua aplicação clínica aumentasse em restaurações indiretas *metal-free*, como inlays, onlays, coroas, pinos, facetas e próteses parciais fixas (BITTER et al., 2006; BITTER et al., 2007; PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007; HEINTZE et al., 2008; OHLMANN et al., 2008a).

Entre os cimentos resinosos disponíveis, considerando o modo de ativação, há os quimicamente polimerizáveis, os fotopolimerizáveis e os duais. Sua seleção é baseada na intenção de uso (FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; OZTURK; USUMEZ, 2005). A introdução de materiais fotoativáveis foi certamente um recurso técnico implementado com finalidade de melhorar a

aplicação clínica dos cimentos resinosos, entretanto também há limitação (ANNUNZIATA et al., 2006). Na técnica de cimentação de restaurações indiretas, há locais onde a luz não consegue atingir o cimento. Esta limitação pode ter conseqüências indesejáveis como apontado por Boff et al. (2007), Pegoraro, Silva e Carvalho (2007) e Bonfante et al. (2008). Boff et al. (2007) mostraram que a combinação de adesivos e cimentos autopolimerizáveis teve uma melhor força de adesão de pinos em raízes, do que adesivos e cimentos fotopolimerizáveis. O uso da cimentação adesiva fotopolimerizável teve uma alta força de adesão somente na região cervical, onde o acesso de luz é facilitado.

Cimentos de polimerização dual foram desenvolvidos numa tentativa de combinar as propriedades mais desejáveis dos materiais de polimerização química e de polimerização por luz, a fim de viabilizar polimerização adequada em áreas profundas, diminuir a zona de inibição de polimerização pelo oxigênio e melhorar o tempo de trabalho (OZTURK; USUMEZ, 2005). Nas áreas alcançadas pela luz, para esta categoria de cimento, trabalhos demonstraram não apenas maior resistência do material, porém também uma melhor força adesiva às paredes (EL-MOWAFY; RUBO, 2000; FONSECA; CRUZ; ADABO, 2004; BOFF et al., 2007; PIVA et al., 2008).

Um dos maiores problemas associados ao uso de materiais resinosos é a contração de polimerização (HUANG et al., 2002). Por serem materiais constituídos a partir de monômeros, a polimerização leva à redução de volume, o que pode resultar em formação de fendas entre o cimento e a estrutura dentária, comprometendo o selamento pretendido (HUANG et al., 2002). Os efeitos negativos da contração de polimerização, na adesão de cimentos resinosos, podem ser extremos (MAK et al., 2002). A união obtida entre as restaurações e pinos é o elo mais fraco (D'ARCANGELO et al., 2008a, D'ARCANGELO et al., 2008b,) e também nas restaurações indiretas de resina (MAK et al., 2002; OHLMANN et al., 2008b).

Além do modo de ativação da polimerização destes diferentes sistemas, outras características de manipulação foram enfocadas, visando a praticidade, e com isso, diminuir riscos de insucessos nessa linha de cimentação (ESCRIBANO; MACORRA, 2006; BITTER et al., 2007; PEGORARO; SILVA;

CARVALHO, 2007). Neste raciocínio, novas categorias foram desenvolvidas, o que remete à necessidade de maior estudo a fim de fundamentar o aumento de sua utilização clínica. Dentre estes, os cimentos auto-adesivos são os mais novos materiais resinosos para cimentação.

## 2.2 CIMENTOS RESINOSOS AUTO-ADESIVOS

Comumente, os cimentos resinosos são baseados no uso de condicionamento/lavagem e aplicação de adesivos após condicionamento ácido, com um compósito resinoso de baixa viscosidade (DE MUNK et al., 2004). Esta propriedade permitiria melhor escoamento do material de fixação, preenchendo melhor os espaços e reduzindo a interferência do assentamento de pinos ou restaurações indiretas (GORACCI et al., 2006).

Na linha de simplificar técnicas adesivas, cimentos resinosos novos têm sido comercializados combinando o uso do adesivo e do cimento, em uma única aplicação, eliminando a necessidade de pré-tratamento, tanto do dente como da restauração (ESCRIBANO; MACORRA, 2006; BITTER et al., 2007, PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007). Os dois cimentos resinosos auto-adesivos disponíveis para os clínicos são o RelyX Unicem (3M ESPE) e BisCem (Bisco) (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007). Mais recentemente o cimento RelyX Unicem foi reformulado sendo apresentado como U100 que é disponibilizado em uma embalagem com dispensador tipo clicker, que evita desperdícios e dá precisão dos porções base/catalisadora injetadas. Em comparação com seu antecessor RelyX Unicem que necessitava de grande aparato para misturar e ejetar o material, o RelyX U100 tornou-se mais prático. Quanto à composição, houve poucas mudanças. O RelyX Unicem apresentava 72% em peso de carga inorgânica e tamanho de partículas de 9 µm, e o RelyX U100 apresenta 70% em peso de carga inorgânica e 12,5 µm de tamanho de partículas (RELYX... 2002; RELYX... 2007)

Monômeros hidrofílicos foram adicionados aos dimetacrilatos hidrofóbicos dos sistemas auto-adesivos/autocondicionantes na tentativa de

promover união efetiva entre a dentina hidratada e as resinas compostas (MALACARNE et al., 2006).

As propriedades adesivas destes cimentos auto-adesivos/autocondicionantes são sustentadas nos monômeros ácidos, que desmineralizam e infiltram o substrato dentinário, com o intuito de resultar em uma retenção micro-mecânica (FABIANELLI et al., 2005; GORACCI et al., 2006), e mostram interação química do cálcio com a hidroxiapatita do dente (GERTH et al., 2006).

Similar à composição dos adesivos autocondicionantes, o cimento auto-adesivo RelyX Unicem tem pH próximo a 2 nos estágios iniciais de polimerização (RELYX...2002). Por isso, seguindo o raciocínio de simplificação de passos operatórios, e analisando a composição dos sistemas adesivos simplificados, eles apresentam monômeros ácidos que são passíveis de hidrólise (OGLIARI et al., 2008). Esses adesivos, devido à sua natureza hidrofílica atuam como membranas semipermeáveis, atraem água e degradam mais rápido que adesivos hidrofóbicos (DE MUNCK et al., 2005). Carvalho et al. (2004) observaram maior ocorrência de nanoinfiltração nas camadas híbridas criadas pelos adesivos autocondicionantes. Este fenômeno é atribuído à presença dos monômeros acídicos mais hidrofílicos, que acabam por causar uma diferença de gradiente osmótico, favorecendo o deslocamento de fluido dentinário para esta camada (CHERSONI et al., 2005). A concentração de monômeros afeta significativamente a força adesiva, e, de acordo com Ogliari et al. (2008), a melhor composição para um *primer* autocondicionante foi de 50% de monômero, 30% de água e 20% de HEMA. A presença de monômero ácido nos *primers* e cimentos autocondicionante é extremamente importante, porque propicia a propriedade de condicionar o substrato dentinário, desmineralizar e ao mesmo tempo infiltrar na dentina (OGLIARI et al., 2008).

Analisando o mecanismo de adesão do RelyX Unicem, Escribano e Macorra (2006) e Goracci et al. (2006) concluíram que este não é similar à adesão após o condicionamento, e nenhuma desmineralização distinta foi observada e nem hibridização (DE MUNK et al., 2004; BALDISSARA et al., 2006; COSTA; HEBLING; RANDALL, 2006; ESCRIBANO; MACORRA, 2006; GORACCI et al., 2006), com isso, a adesão entre o cimento e a dentina não

suportaria satisfatoriamente fadiga mecânica (BALDISSARA et al., 2006;). Escribano e Macorra (2006) recomendam um condicionamento total antes da cimentação e De Munk et al. (2004) afirmam que a melhor efetividade com este cimento foi obtida com o uso de condicionamento ácido em esmalte antes da cimentação.

Adicionalmente aos cuidados dispensados a estes sistemas simplificados outros fatores como porosidades no interior da camada de cimento têm sido observadas no cimento RelyX Unicem (FABIANELLI et al., 2005). Essas porosidades devem resultar de uma incompleta mistura entre os componentes durante a agitação da cápsula, após sua ativação, o que também decorrerá em prejuízo da polimerização (FABIANELLI et al., 2005). De Munk et al. (2004) e Goracci et al. (2006) relataram que há uma melhora na adaptação do cimento e redução de porosidades quando é aplicado sob pressão. Em virtude do RelyX Unicem apresentar um comportamento tixotrópico, a viscosidade desse material pode ser reduzida sob uma taxa constante de cisalhamento, e sua força adesiva é melhorada com o aumento de pressão. Realizar um pré-aquecimento do cimento antes da sua manipulação também diminui a viscosidade, produzindo melhor adaptação e força de adesão, mas diminui o tempo de trabalho (CANTORO et al., 2008). RelyX Unicem retém água da dentina subjacente até todos os monômeros ácidos se saturarem, e quando a restauração sofre pressão digital, durante a cimentação, a camada de cimento se torna mais fina e contínua, densamente preenchida com partículas de vidro e diminui a porosidade do cimento (GORACCI et al., 2006).

Há autores que questionam a classificação destes sistemas cimentantes resinosos auto-adesivos por apresentarem cálcio. Erroneamente alguns pensam que poderiam reproduzir a adesão como um cimento de ionômero de vidro, por este ser verdadeiramente um cimento auto-adesivo (PEGORARO; SILVA; CARVALHO, 2007). Cimentos de ionômero de vidro para cimentação são tipicamente usados para cimentação convencional em situações clínicas e experimentais de instalação de pinos, restaurações cerâmicas com margens em dentina (BLATZ et al., 2007, HEINTZE et al., 2008) com vantagens como liberação de flúor (ARIFFIN et al., 2006) e são considerados os únicos materiais auto-adesivos sem nenhum tratamento prévio (PEGORARO; SILVA;

CARVALHO, 2007). É considerado um material com alto alcance de sucesso clínico, tanto quanto os cimentos resinosos duais (FRANCISCHONE; VASCONCELOS, 2002; HEINTZE et al., 2008; BEHR et al., 2008).

Neste raciocínio, ainda a literatura reporta diferenças de expectativas no uso dos cimentos auto-adesivos. O trabalho de Escribano e Macorra (2006) demonstrou que, entre os cimentos testados, o RelyX Unicem teve o menor valor de força adesiva, e os autores atribuíram esse resultado à ausência de pré-tratamento dos tecidos dentais. No entanto, o estudo de Bitter et al. (2007) demonstrou que RelyX Unicem teve um resultado de força adesiva intermediário aos outros cimentos testados, e o pré-tratamento na cerâmica com silano aumentou significativamente os valores da força de adesão. Porém, Bitter et al. (2006) ao avaliar a força adesiva no canal dentinário, este mesmo adesivo teve o melhor resultado quando comparado a outros sistemas, mesmo sem nenhum pré-tratamento além das recomendações do fabricante. Peumans et al. (2007), após realizarem termociclagem de vários cimentos resinosos, verificaram que a força adesiva do RelyX Unicem diminuiu significativamente, contudo, essas amostras foram as únicas em que a restauração cerâmica não recebeu condicionamento. Supõe-se que os monômeros ácidos do RelyX Unicem são capazes de interagir com a superfície cerâmica e contribuir com a adesão através das pontes de hidrogênio ligadas aos grupos hidroxílicos da superfície cerâmica (RELYX..., 2002; PEUMANS et al., 2007).

Com esta base, clinicamente há de se considerar que restaurações friáveis, como as cerâmicas, requerem a integridade e longevidade da interface dente-cimento-cerâmica, como de principal importância para prevenir o risco de fratura da restauração (BEGAZO et al., 2004; OHLMANN et al., 2008b). A capacidade adesiva e a espessura do cimento são propriedades importantes para a longevidade das restaurações *metal free* (BEGAZO et al., 2004; BITTER et al., 2007).

### 2.3 SORÇÃO E SOLUBILIDADE DOS CIMENTOS RESINOSOS

Idealmente, as cadeias de polímeros devem ser materiais insolúveis e com estabilidade química e térmica (MALACARNE et al., 2006). Em condições orais, materiais utilizados para restauração ou cimentação entram em contato com fluídos salivares, que contém uma grande variedade de substâncias orgânicas e inorgânicas, em conjunto com uma flora bacteriana numerosa e complexa (MORTIER et al., 2004).

Porém, a estabilidade de materiais resinosos, bem como de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, é afetada pela contração de polimerização, contração e expansão térmica, sorção e solubilidade em água (CHUTINAN et al., 2004).

Na presença de água, os polímeros absorvem a umidade através do equilíbrio de concentração de água. Isto acontece principalmente pela regulação da fração do volume livre disponível, na qual fluídos difundem através de vacúolos, ou outros defeitos morfológicos, sem qualquer conexão mútua com os lados polares do material, sendo essa teoria conhecida como "volume livre" (MORTIER et al., 2004). Outra forma de sorção acontece através das moléculas de água que podem aderir sucessivamente a grupos polares de cadeias de polímeros hidrofílicos, especialmente aqueles formando pontes de hidrogênio, principalmente hidroxilas (MORTIER et al., 2004; MALACARNE et al., 2006). Esse mecanismo parece prover interpenetração de água mais consistente na presença de monômeros mais hidrofílicos como HEMA (MALACARNE et al., 2006), e é denominado "Teoria da interação" (MORTIER et al., 2004).

A manutenção da integridade marginal deve ser prioridade para garantir sucesso clínico com o uso desses materiais restauradores. A sorção de água representa dois aspectos importantes: por um lado, em quantidade razoável, as reações químicas entre as partículas da matriz e a água podem resultar numa redução de discrepâncias marginais devido à expansão higroscópica, levando ao aumento de massa do material resinoso (ÖRTENGREN et al., 2001; HUANG et al., 2002; FABIANELLI et al., 2005). Mas este conceito deve ser visto com cuidado. Por outro lado, o excesso de sorção pode contribuir

negativamente por favorecer a degradação da estrutura polimérica e comprometer a durabilidade da restauração (HUANG et al., 2002; CHERSONI et al., 2005). Após longos períodos de armazenamento em água, a camada híbrida sofre alterações nas fibrilas, tornando-se menos organizadas (ARMSTRONG et al., 2004), além de serem encontrados *blisters* de água ao longo da camada dos cimentos resinosos (BONFANTE et al., 2008).

Sorção de água é o primeiro passo para degradação hidrolítica das resinas (BONFANTE et al., 2008), sendo este o maior fator que afeta a durabilidade *in vivo* dos componentes da interface adesiva (DE MUNCK et al., 2005). A presença da umidade proveniente dos fluídos da dentina pode limitar o grau de conversão dos monômeros (FABRE et al., 2007; MAZZITELLI et al., 2008), provocar plastificação (DE MUNCK et al., 2005) e hidrólise da resina e do colágeno fibrilar (CHERSONI et al., 2005; DE MUNCK et al., 2005).

Em situações em que o agente cimentante é usado para fixar pinos intrarradiculares ou restaurações indiretas, o contato com superfícies hidratadas acontece e o grau de umidade representa uma variável durante procedimentos adesivos (MAZZITELI et al., 2008). A permeabilidade dentinária é aumentada após a remoção da *smear layer*, a pressão pulpar exercida pode impedir a completa penetração adesiva (MAZZITELI et al., 2008) e criar um efeito inibitório na fotopolimerização (CARVALHO et al., 2004; MAZZITELI et al., 2008). Por não necessitar de condicionamento ácido, a utilização de cimentos auto-adesivos sobre a *smear layer* acarreta em uma permeabilidade diminuída em relação à pressão pulpar (MAZZITELI et al., 2008). Também analisando a força adesiva, Cekic et al. (2007), ao compararem adesivos convencionais e adesivos autocondicionantes em cimentação de inlays, encontraram resultados sem diferenças significantes.

Na composição do RelyX Unicem não é mencionada a presença de água e Mazzitelli et al. (2008) verificaram que a umidade dentinária otimizou as reações ácido-básicas do RelyX Unicem e Biscem, permitindo melhor polimerização. O fato do RelyX Unicem ser um sistema resinoso hidrofílico explica o selamento relativamente satisfatório (FABIANELLI et al., 2005). Contudo, os cimentos auto-adesivos tiveram resultados melhores quanto à

tolerância de umidade e efetividade adesiva, pois necessitam da água para ionizarem e desmineralizar o substrato (MAZZITELI et al., 2008).

Pesquisas têm sido feitas para descobrir quanto tempo é necessário para a sorção de água conseguir equilíbrio nos materiais resinosos. Huang et al. (2002) relatam que a sorção acontece mais rapidamente durante as duas primeiras semanas. A sorção de água aumenta com tempo de armazenamento (ARHEGAS et al., 2008) podendo continuar até 56 dias (CHUTINAN et al., 2004).

Sorção de água é mais rápida para materiais restauradores que contém mais resinas hidrofílicas (HUANG et al., 2002). A sorção de água dos materiais é determinada pela sua composição (ÖRTENGREN et al., 2001; FABRE et al., 2007) e pelo grau de conversão (PEARSON; LONGMAN, 1989).

O aspecto de solubilidade do material também é bastante relevante na sua indicação uma vez que, clinicamente, pode levar à dissolução do mesmo. A solubilidade compromete a durabilidade físico-mecânica, interage com o complexo dentino-pulpar, através dos túbulos dentinários, causando implicações no aspecto biológico (HOFMANN et al., 2002; COSTA; HEBLING; RANDALL, 2006), e também ao perder volume causará discrepâncias na interface da restauração (CHUTINAN et al., 2004).

Vários fatores podem influenciar a solubilidade. Se o processo de polimerização acontece com intensidade de luz baixa, há falha na incorporação dos monômeros em cadeias, e a porção sem reagir pode ser solta ao ambiente oral (HOFMANN et al., 2002). A composição da matriz resinosa influencia na lixívia dos componentes (ÖRTENGREN et al., 2001). O monômero que mais apresentou desprendimento num estudo de Örtengren et al., (2001) com resinas compostas foi o TEGDMA, e o que menos se despreendeu foi o BisGMA. O BisGMA, que constitui a base da grande maioria dos materiais resinosos, é o monômero principal, que se apresenta associado a outros dimetacrilatos como o TEGDMA e/ou UDMA, agindo estes como diluentes (MICHELSEN et al., 2008). Uma quantidade maior de diluidores torna o material mais solúvel, especialmente em meio alcoólico e aquoso. Estes dados fundamentam que os produtos resinosos se mostram suscetíveis a

degradação, por amolecimento, sob efeito alcoólico e hidrólise respectivamente, resultando na plastificação do material resinoso (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2001). Além disso, os estudos de biocompatibilidade sobre linhagens de células de tecido conjuntivo demonstram claramente o efeito tóxico dos monômeros resinosos, o que torna importante a investigação sobre a solubilidade dos mesmos, pois quanto maior esta solubilidade, maiores as chances de provocar efeitos deletérios (VOLK et al., 2007).

Portanto, como visto acima tanto sorção de água como solubilidade são variáveis conforme a composição (ÖRTENGREN et al., 2001; MALACARNE et al., 2006; FABRE et al., 2007) e levam a uma variedade de processos físicos e químicos, o que pode resultar em efeitos deletérios na estrutura e na função dos polímeros dentais (FABRE et al., 2007; MAZZITELLI et al., 2008), e também em conseqüências biológicas (HOFMANN et al., 2002; ARMSTRONG et al., 2004; COSTA; HEBLING; RANDALL, 2006). Com isso, a capacidade retentiva desses materiais resinosos é prejudicada (MALARCANE et al., 2006) o que torna o mais suscetível a falências clínicas.

### 3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar comparativamente a sorção e solubilidade em água de cimentos adesivos.

A hipótese nula ( $H_0$ ) testada foi de que:

1-Não há diferença entre os cimentos resinosos auto-adesivos em respeito da sorção (S) e solubilidade (SB) em água quando comparados a outros agentes cimentantes.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

O trabalho desenvolvido foi um estudo do tipo *experimental in vitro*.

### 4.1 MATERIAL UTILIZADO

#### 4.1.1 Agentes de Cimentação

Os cimentos adesivos usados nesse estudo foram selecionados baseados na diferença da composição, e também no modo de polimerização, com o intuito de verificar se o tipo de cimento resinoso revela diferenças na sorção e solubilidade em água. Os cimentos testados têm suas características apresentadas no quadro a seguir:

**QUADRO 1** - Características dos cimentos resinosos e ionomérico testados

(continua...)

| <b>Categoria</b>               | <b>Cimentos</b>  | <b>Fabricante</b> | <b>Composição</b>  | <b>Lote/<br/>Validade/Cor</b>        |
|--------------------------------|------------------|-------------------|--|--------------------------------------|
| Cimento resinoso auto-adesivo  | Biscem (BC)      | Bisco             | Pasta Base: BisGMA, TEGDMA, EDMAB, Dihidroxi-etil-p-toluidino, CQ, MEHQ, BHT, Dental Glass, Sílica.<br>Pasta Catalisadora: Bis (Hidroxi-etil Metacrilato) Fosfato, TEGDMA, Peróxido de Benzoíla, BHT, Dental Glass, Sílica.  | L 0700010896<br>10-09<br>Translúcido |
|                                | RelyX Unicem (R) | 3M ESPE           | Pó: Cargas de vidro, sílica, hidróxido de cálcio, iniciadores auto polimerizadores, pigmentos, iniciadores foto polimerizadores.<br>Líquido: Ésteres fosfóricos metacrilatos, dimetacrilatos, acetato, estabilizadores, iniciadores auto polimerizadores, iniciadores fotopolimerizadores.                       | L 279912<br>10-08<br>Cor A2          |
| Cimento Resinoso Dual <b>A</b> | Bifix (BF)       | Voco              |  | L 622316<br>04-08<br>T               |
|                                | Allcem (A)       | FGM               | Monômeros metacrílicos, como TEGDMA e Bis-EMA, carga inorgânica, fotoiniciador, co-iniciador, catalisadores e pigmentos.   | L 270907<br>03-09<br>A2              |
|                                | Enforce (E)      | Denstply          | Pasta base: TEGDMA, BDMA, vidro de boro silicato de alumínio e bário silanizado, sílica pirolítica silanizada, canforoquinona, EDAB, BHT, pigmentos minerais, DHEPT.<br>Pasta catalisadora: dióxido de titânio, sílica pirolítica silanizada, pigmento mineral, BisGMA, EDAB, BHT, TEGDMA, peróxido de benzoíla. | L 763151<br>12-08<br>T               |

(conclusão)

| Categoria                    | Cimentos         | Fabricante | Composição   | Lote/ Validade/Cor            |
|------------------------------|------------------|------------|--|-------------------------------|
| Cimento resinoso químico     | C & B (CB)       | Bisco      | Pasta Base: BisGMA, Etoxilato Bisfenol "A" Dimetacrilato, TEGDMA, Dihidroxietil-p-toluidino, MEHQ, Dental Glass, Sílica, Sódio Fluorido, pigmentos.<br>Pasta Catalisadora: BisGMA, TEGDMA, Peróxido de Benzoíla, BHT, Sílica.                          | L 0700011083/09-09<br>Natural |
|                              | Cement Post (CP) | Angelus    | Pasta base: cerâmica de vidro de bário, sílica pirogênica, BisGMA, TEGDMA, BHT, aceleradores de polimerização e pigmentos.<br>Pasta catalisadora: cerâmica de vidro de bário, sílica pirogênica, BisGMA, TEDMA, peróxido de benzoíla e estabilizantes. | L 9216<br>01-10<br>A3         |
| Cimento de ionômero de vidro | Meron C (M)      | Voco       | Pó: Ácido poliacrílico, cargas inorgânicas, pigmentos.<br>Líquido: água, ácido tartárico, parabeno.  | L 581865<br>10-08<br>A3       |

Fonte: Angelus, Bisco, Dentsply, FGM, 3M ESPE, Voco.

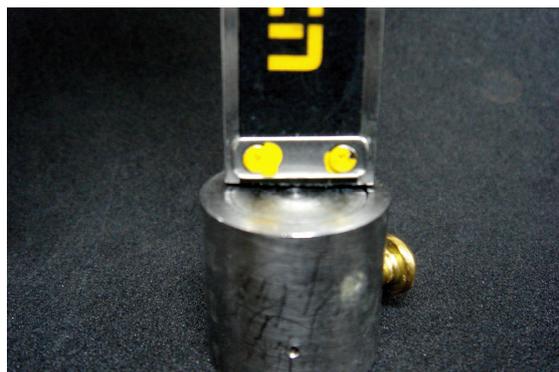
Abreviações: **HEMA** - 2-hidroxietil metacriato, **BisGMA** – bisfenol A Diglicidilmetacrilato, **CQ** – canforoquinona, **TEGDMA** – trietileno-glicoldimetacrilato, **UDMA** – uretano dimetacrilato, **EDAB** – etil4-dimetilamino benzoato, **BHT** - butil hidroxitolueno, **MEHQ** - 4-Methoxy Phenol, **EDMAB** – etil-N,N-dimetil-4-aminobenzoato , **BDMA** – bisfenol A dimetacrilato etoxi, **DHEPT**- dietanolamina.

## 4.2 MÉTODOS

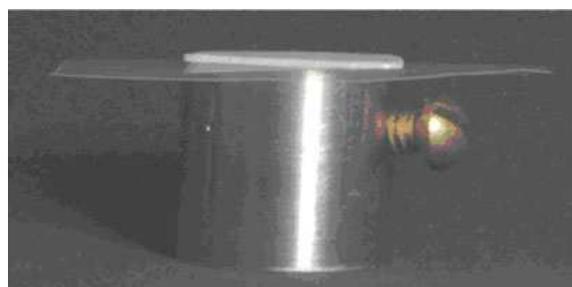
### 4.2.1 Confeção dos Corpos-de-prova

Foram confeccionados oito corpos-de-prova de cada agente cimentante para os testes de sorção e solubilidade em água, seguindo as normas da ISO 4049:1988 (E) (ISO, 1988). Cada material foi manipulado de acordo com as instruções indicadas pelos respectivos fabricantes. Quando não houve disponibilidade de aplicador específico que acompanha o sistema, os materiais foram inseridos com o uso de uma seringa Centrix, em matriz de aço inoxidável (15 mm diâmetro x 0,5mm espessura) previamente vaselinada (Fotografia 1). Após a inserção do cimento, uma tira de celofane foi posicionada e levemente pressionada por uma lâmina cerâmica de IPS Empress Esthetic A2 (Fotografia 2), de 20mm de largura por 1,5mm de espessura, determinando a saída de

excesso do material e possibilitando uma superfície plana e lisa. A fotoativação foi realizada nos cimentos duais com luz LED (Radi II/ SDI), com densidade de potencia de  $650\text{mW}/\text{cm}^2$ . Os corpos-de-prova foram removidos das matrizes imediatamente após a fotoativação ou 15 minutos após, para aqueles que são quimicamente ativados. O excesso lateral de todos os espécimes foi removido com lâmina de bisturi nº.15.



**Fotografia 1 - Matriz de aço inoxidável (15 mm diâmetro x 0,5mm espessura), medindo a espessura com paquímetro em posição.**



**Fotografia 2 – Laminado cerâmico sobre a tira de celofane e a matriz de aço inoxidável**

#### 4.2.2 Teste de Sorção e Solubilidade em Água

As amostras foram individualmente armazenadas em um dessecador a  $37^{\circ}\text{C}$  contendo sílica gel (Fotografia 3). Os discos foram pesados diariamente em uma balança (Fotografia 4), de  $0,0001\text{g}$  de precisão (Electronic Balance - modelo Bel Mark 205 A), constituindo um ciclo de pesagem a cada 24h. O ciclo completo foi repetido até conseguir uma massa constante  $m_1$ , sem variação

superior a 0,2mg entre duas pesagens consecutivas. Na etapa seguinte, as amostras foram armazenadas em água, a 37°C por 7 dias, imersas em um volume de água deionizada de 6mL por amostra (Fotografia 5). Iniciando então a segundo ciclo de pesagem, quando foram repetidos os ciclos de 24h. Neste momento, um cuidado adicional foi tomado em relação à padronização da secagem dos corpos-de-prova. Um papel absorvente (Gala<sup>®</sup>, Bragança Paulista, SP, Brasil.) de camada dupla foi utilizado secando ambos os lados da amostra sem pressão. Ao final deste ciclo, o valor foi considerado  $m_2$ .

Na terceira e última etapa, as amostras foram retornadas ao primeiro dessecador, e o ciclo de acondicionamento foi repetido com medições de massa diárias, e a massa constante foi registrada como  $m_3$  (Apêndice A). Um relatório diário foi realizado das rotinas do laboratório. Durante todo o processo, o contato com as mãos foi evitado para minimizar contaminação. Antes de cada pesagem, um tempo de dez minutos foi aguardado para se atingir a temperatura ambiente.

Após o término da terceira etapa, a espessura de cada amostra foi medida em três pontos usando paquímetro digital (Fotografia 6) para o cálculo do volume ( $V=\pi r^2 \times e$ , onde  $r$ =raio e  $e$ = espessura).



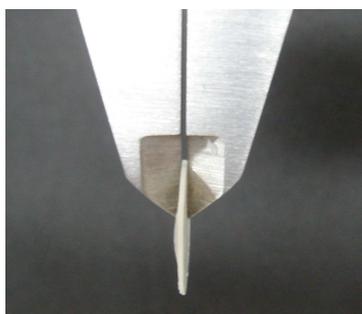
**Fotografia 3 – Dessecador contendo sílica gel**



**Fotografia 4 – Balança de alta precisão – Electronic Balance**



**Fotografia 5 - Volume de 6 mL de água deionizada por amostra**



**Fotografia 6 – Medição em três pontos da amostra com o paquímetro digital**

Os valores para sorção de água e solubilidade, em microgramas por milímetro cúbico, foram calculados usando as seguintes equações:

$$S = \frac{M_2 - M_3}{V}$$
$$SB = \frac{M_1 - M_3}{V}$$

Onde:

- $m_1$  é a massa obtida após o primeiro ciclo de desidratação, antes da imersão em água deionizada [g].
- $m_2$  é a massa obtida após a imersão em água deionizada [g]
- $m_3$  é a massa obtida após o segundo ciclo de desidratação [g]
- $V$  é o volume da amostra [mm<sup>3</sup>]

#### 4.2.3 Análise Estatística

Os dados obtidos dos testes de sorção e solubilidade foram analisados quanto à distribuição normal e, em seguida, foram submetidos à Análise de Variância a um critério (ANOVA) e as diferenças entre os grupos, complementado pelo Teste de Tukey para múltiplas comparações, estabelecendo-se  $p < 0,05$ . Foi utilizado o programa Graph Prism 4.0.

## 5 RESULTADOS

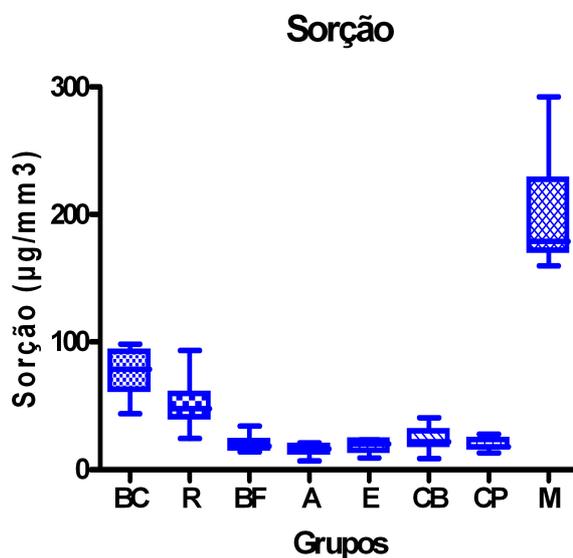
### 5.1 TESTE DE SORÇÃO DE ÁGUA DOS CIMENTOS RESINOSOS E IONOMÉRICO

No teste de sorção em água dos cimentos foram obtidos os resultados apresentados na Tabela 1 e Gráfico 1.

**TABELA 1 - Média e erro padrão (EP) de sorção dos Cimentos testados:**

| CIMENTOS | MÉDIA ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) | EP ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) | TUKEY* |
|----------|-------------------------------------|----------------------------------|--------|
| M        | 200,7                               | 16,89                            | A      |
| BC       | 75,84                               | 7,08                             | B      |
| R        | 51,43                               | 7,27                             | BC     |
| CB       | 23,63                               | 3,50                             | CD     |
| BF       | 20,00                               | 2,35                             | CD     |
| CP       | 19,33                               | 1,84                             | CD     |
| E        | 18,08                               | 1,90                             | D      |
| A        | 15,19                               | 1,66                             | D      |

\*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes.



**GRÁFICO 1 - Média e erro-padrão de sorção dos cimentos testados.**

A apresentou a menor média de sorção e o M a maior média, variando de 15,19 a 200,7  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , conforme apresentado na tabela 1. O cimento ionomérico M obteve a maior média, estatisticamente significativa, em relação

a todos os demais materiais. O cimento resinoso auto-adesivo BC apresentou a segunda maior média, entretanto sem diferença estatística do R que apresentou a terceira maior média. R também não foi estatisticamente diferente dos cimentos CB, BF e CP. O cimento resinoso auto-adesivo BC obteve médias estatisticamente diferentes dos cimentos resinosos duais BF, A, E, e dos químicos CB e CP. Contudo, os cimentos resinosos duais e químicos apresentaram resultados muito próximos.

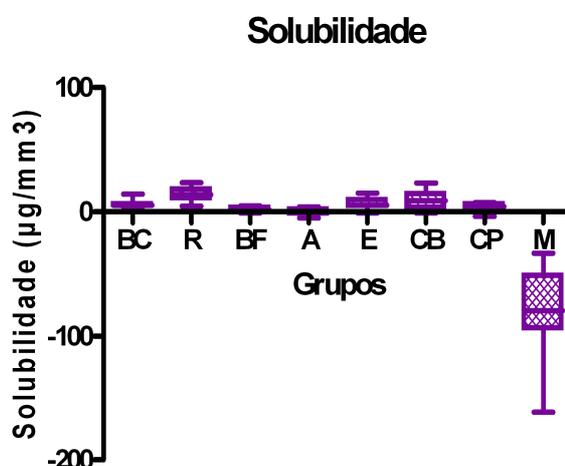
## 5.2 TESTE DE SOLUBILIDADE EM ÁGUA DOS CIMENTOS RESINOSOS E IONOMÉRICO

No teste de solubilidade em água dos cimentos foram obtidos os resultados apresentados na Tabela 2 e Gráfico 2.

**TABELA 2** - Média e erro padrão (EP) de solubilidade dos Cimentos testados.

| CIMENTOS | MÉDIA ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) | EP ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) | TUKEY* |
|----------|-------------------------------------|----------------------------------|--------|
| R        | 14,12                               | 2,19                             | A      |
| CB       | 9,45                                | 2,89                             | A      |
| E        | 6,56                                | 1,73                             | A      |
| BC       | 6,50                                | 1,20                             | A      |
| CP       | 4,05                                | 1,24                             | A      |
| BF       | 1,86                                | 0,80                             | A      |
| A        | -0,15                               | 1,10                             | A      |
| M        | -80,45                              | 14,21                            | B      |

\*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes.



**GRÁFICO 2** - Média e erro-padrão de solubilidade dos cimentos testados.

M apresentou a menor média e R a maior média de solubilidade, variando de -80,45 a 14,12  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , conforme apresentado na tabela 2. Todos os cimentos resinosos apresentaram equivalência estatística de solubilidade e todos diferiram exclusivamente do cimento ionomérico M.

A propriedade de sorção foi mais sensível nos cimentos resinosos auto-adesivos, exceto quando comparados ao cimento ionomérico.

A propriedade de solubilidade dos cimentos resinosos auto-adesivos foi semelhante aos cimentos resinosos.

## 6 DISCUSSÃO

Este estudo *in vitro* mostrou que a propriedade de sorção dos cimentos resinosos auto-adesivos foi maior que os cimentos duais e químicos. O cimento ionomérico apresentou o maior valor de sorção concordando com os resultados de Knobloch et al. (2000) e Gerdolle et al. (2008).

Devido à natureza de hidrogel dos cimentos ionoméricos, estes absorvem grande quantidade de água, muito maior que os valores obtidos por resinas compostas (CHUTINAN et al., 2004), o que está de acordo com os resultados obtidos no presente estudo.

A propriedade de alta sorção dos cimentos resinosos auto-adesivos sugere mais investigações para verificar a estabilidade hidrolítica desses monômeros ácidos. Um ambiente úmido vai permitir não somente a hidrólise dos componentes resinosos, mas também das fibrilas de colágeno e camada híbrida (HUANG et al., 2002; FABRE et al., 2007; PIWOWARCZYK et al., 2007).

Esses dados concordam com o mesmo raciocínio de Fabre et al. (2007) que ao comparar adesivos convencionais e simplificados verificaram que adesivos sem solventes, convencionais de três passos, mostraram menores valores de sorção de água, por serem menos hidrofílicos. Örtengren et al. (2001) concluíram que os cimentos resinosos que contêm monômeros hidrofóbicos apresentaram menor sorção de água.

A composição dos produtos também pode exercer influência sobre a sorção em resposta ao seu grau de conversão e polimerização, pois conforme o alto grau de ligações cruzadas, maior o grau de conversão obtido e menor será a sorção de água (ÖRTENGREN et al., 2001; MALACARNE et al., 2006; FABRE et al., 2007). A sorção está associada principalmente à composição de matriz orgânica (ÖRTENGREN et al., 2001; MALACARNE et al., 2006; FABRE et al., 2007), onde ocorre o processo de polimerização. Em meio às cadeias formadas, a incorporação de água, seja pela teoria de volume livre ou teoria da interação é influenciada pela natureza e arranjos moleculares dos polímeros constituídos (YAP et al., 2004).

A grande maioria dos trabalhos que demonstram a influência da natureza dos monômeros se reportam ao BisGMA, TEGDMA e UDMA.

Örtengren et al. (2001) relatam que a propriedade de sorção foi menor com BisGMA, e quanto à solubilidade, o TEGDMA foi o monômero que mais teve lixívia quando presente no material (ÖRTOGREN et al., 2001; YAP et al., 2004; NALÇASCI; ULUSOY; ATAKOL, 2006; MICHELSEN et al., 2008).

Malacarne et al. (2006) acreditaram que teoria do volume livre ocorreu em todas as resinas testadas, mesmo com BisGMA, porém atribuiu maior probabilidade de ter ocorrido a interação das moléculas de água, quando o HEMA se fazia presente na formulação, sendo este monômero mais hidrofílico.

Uma vez que esta natureza foi evidenciada como um fator relevante na sorção (ÖRTOGREN et al., 2001; YAP et al., 2004; NALÇASCI; ULUSOY; ATAKOL, 2006; MICHELSEN et al., 2008), o uso de bases monoméricas mais complexas, como as presentes nas formulações dos cimentos auto-adesivos, é claramente um alerta não apenas para que se investigue o comportamento de sorção destes materiais, como também o que isso pode representar clinicamente.

De acordo com Mortier et al. (2004), quando se compara volumes iguais, o material com maior quantidade de carga, torna menor o volume de matriz e, portanto, menor seria sua capacidade de sorção de água. Os materiais estudados apresentam incorporação de carga como demonstrado no Quadro 1. Entretanto a falta de informação precisa dos fabricantes em relação a quantidade e tamanho das mesmas não permite uma análise mais clara da influência deste conteúdo na sorção dos materiais testados.

A sorção, entretanto, é um processo contínuo, o que foi demonstrado por Chutinan et al. (2004), que verificaram que o aumento de volume dos materiais testados pela sorção de água continuou até 56 dias e foi mais intenso nas duas primeiras semanas (HUANG et al., 2002). Archegas et al. (2008) observaram que a sorção aumentou com o tempo de armazenamento prolongado.

Há de se considerar que, mesmo os resultados dos cimentos auto-adesivos tendo demonstrado maior sorção de água, em relação aos demais materiais, os mesmos foram significativamente menores que o cimento de ionômero de vidro. Esta consideração é bastante relevante para que não haja uma precipitação em se indicar uma inferioridade na aplicação destes cimentos auto-adesivos, ao se observar os dados da sorção, uma vez que o cimento de

ionômero de vidro é o material que mais sofreu sorção e que, clinicamente, não necessariamente implica em menor resposta de sucesso. (FRANCISCHONE; VASCONCELOS, 2002; BEHR et al., 2008; HEINTZE et al., 2008).

Outra propriedade relevante avaliada neste estudo foi a solubilidade, pois o desprendimento de partículas para dentro da dentina causa inflamação moderada no complexo dentino-pulpar (COSTA; HEBLING; RANDALL, 2006) e degradação da interface adesiva (ARMSTRONG et al., 2004; CHERSONI et al., 2005; MALACARNE et al., 2006).

Em relação à solubilidade, a diferença estatística foi somente com o cimento ionomérico Meron C (grupo controle). CIVs são comumente conhecidos pela sua lixívia de íons flúor, por isso a solubilidade é uma propriedade inerente desse material (MORTIER et al., 2004; ARIFFIN; NGO; MCINTYRE, 2006) e a liberação de flúor representa um efeito cariostático (MORTIER et al., 2004). Quanto mais ácido o pH da solução em que esse CIV se encontra, maior será esse desprendimento de flúor (ARIFFIN; NGO; MCINTYRE, 2006).

O valor negativo de solubilidade do cimento ionomérico é reflexo da alta capacidade de absorção e adsorção, mascarando sua solubilidade (MALACARNE et al., 2006; FABRE et al., 2007). Essa característica de mascaramento da solubilidade já foi questionada por Chutinan et al. (2004), que na sua metodologia encontraram redução do volume dos corpos-de-prova, onde só estava avaliando a sorção. É conhecido que o cimento ionomérico Meron C, como os CIVs convencionais, contém água como parte integrante da sua estrutura, e como consequência, o método de dessecação para acessar a sorção de água usada neste estudo, a água é perdida por evaporação, e essa reação influencia no resultado de sorção e solubilidade do cimento ionomérico (GERDOLLE et al., 2008).

Observa-se que o cimento resinoso auto-adesivo RelyX Unicem teve valor de solubilidade maior que os demais cimentos, mas sem diferença estatística. Ao comparar os dois cimentos auto-adesivos testados, o cimento RelyX Unicem apresentou maior solubilidade que o Biscem, o que pode ser devido a presença de flúor na sua composição (GERTH et al., 2006). No estudo de Costa, Hebling e Randall (2006), o RelyX Unicem não desprendeu partícula para dentro da dentina, sugerindo baixa solubilidade. Por outro lado,

também não teve formação de tags, o que pode ter influenciado na solubilidade para dentro dos túbulos dentinários.

Um material que absorve muita água não necessariamente apresenta maior solubilidade ou vice-versa. Não há uma correlação exata entre estas duas propriedades. No presente trabalho o cimento Biscem apresentou maior sorção que RelyX Unicem, mas foi menos solúvel. O mesmo foi encontrado no estudo de Malacarne et al. (2006), pois a resina menos hidrofílica apresentou mais solubilidade do que a resina mais hidrofílica. Isto pode ser causado por um grau de conversão diminuído e por BisGMA ser mais viscoso, o qual, em maior concentração, diminuiu o grau de conversão (MALACARNE et al., 2006; POLYDOROU et al., 2007).

Ferrari et al. (2004) analisaram a degradação das fibrilas de colágeno, em raízes cimentadas com fosfato de zinco, e a sua acidez após 12 anos provocou a perda da organização das cadeias de colágeno. Os cimentos auto-adesivos tratados nesse estudo apresentam na sua composição monômeros ácidos, que associados à degradação causada pela sorção de água também podem levar a deterioração das cadeias de colágeno (ARMSTRONG et al., 2004; CHERSONI et al., 2005; MALACARNE et al., 2006). Isto permite ingresso de bactérias (FERRARI et al., 2004) causando injúria pulpar (COSTA; HEBLING; RANDALL, 2006) e perda da restauração (MALARCANE et al., 2006).

Diante desse cenário, mais estudos devem ser realizados testando a durabilidade em longo prazo desses cimentos, e também categorias novas ou similares, para verificar o comportamento físico e químico.

## 7 CONCLUSÃO

As hipóteses nulas ( $H_0$ ) testadas foram rejeitadas. Há diferença na sorção e solubilidade em água dos cimentos resinosos auto-adesivos comparando a outros agentes cimentantes.

## REFERÊNCIAS

- ANNUNZIATA, M. et al. In vitro biological response to a light-cured composite when used for cementation of composite inlays. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 12, p. 1081-1085, 2006.
- ARCHEGAS, L. R. P. et al. Sorption and solubility of composites cured with quartz-tungsten halogen and light emitting diode light-curing units. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 9, n. 2, p. 73-80, 2008.
- ARIFFIN, Z.; NGO, H.; MCINTYRE, J. Enhancement of fluoride release from glass ionomer cement following a coating of silver fluoride. **Aust. Dent. J.**, North Sydney, v. 51, n. 4, p. 328-332, 2006.
- ARMSTRONG, S. R. et al. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. **Oper. Dent.**, Washington, v. 29, n. 6, p. 705-712, 2004.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 109, n. 4, p. 282-285, 2001.
- BALDISSARA, P. et al. Fatigue resistance of the bond of a glass-infiltrated alumina ceramic to human dentin. **J. Adhes. Dent.**, Carol Stream, v. 8, n. 2, p. 97-104, 2006.
- BEGAZO, C. C. et al. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 20, n. 10, p. 901-907, 2004.
- BEHR, M. et al. Changes of cement properties by mixing errors: The therapeutic range of different cement types. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 9, p. 1187-1193, 2008.
- BITTER, K. et al. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 39, n. 10, p. 809-818, 2006.
- BITTER, K., et al. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 38, n. 2, p. 121-128, 2007.
- BLATZ, M. B. et al. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 38, n. 9, p. 745-753, 2007.
- BONFANTE, E. A. et al. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 4, p. 483-491, 2008.

BOFF, L. L. et al. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 38, n. 5, p. 387-394, 2007.

CANTORO, A. et al. Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 5, p. 577-583, 2008.

CARVALHO, R. M. et al. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilize self-etching *primers* to dentine. **J. Dent.**, Bristol, v. 32, n. 1, p. 55-65, 2004.

CEKIC, I. et al. In vitro evaluation of push-out bond strength of direct ceramic inlays to tooth surface with fiber-reinforced composite at the interface. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.97, n.5, 2007.

CHERSONI, S. et al. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 84, n. 3, p. 223-227, 2005.

CHUTINAN, S. et al. Volumetric dimensional change of six direct core materials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 20, n. 4, p. 345-351, 2004.

COSTA, C. A. S.; HEBLING, J.; RANDALL, R. C. Human Pulp Response To Resin Cement Used To Bond Inlay Restorations. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 10, p. 954-962, 2006.

D'ARCANGELO, C. et al. An evaluation of luting agent application technique effect on fibre post retention. **J. Dent.**, Bristol, v. 36, n. 4, p. 235-240, 2008. a

D'ARCANGELO, C. et al. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 41, n. 4, p. 322-328, 2008. b

DE MUNCK, J. et al. Bonding of na auto-adhesive luting material to enamel and dentin. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 20, n. 10, p. 963-971, 2004.

DE MUNCK, J. et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 84, n. 2, p.118-132, 2005.

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

ESCRIBANO, N.; MACORRA, J. C. Microtensile Bond Strength of Self-adhesive Luting Cements to Ceramic. **J. Adhes. Dent.**, Carol Stream, v. 8, n. 5, p. 337-341, 2006.

FABRE, H. S. C. et al. Water sorption and solubility of dentin bonding agents light-cured with different light sources. **J. Dent.**, Bristol, v. 35, n. 3, p. 253-258, 2007.

FABIANELLI, A. et al. In vitro evaluation of Wall-to-Wall adaptation of a self-adhesive resin cement used for luting gold and ceramic inlays. **J. Adhes. Dent.**, Carol Stream, v. 7, n. 1, p. 33-40, 2005.

FERRARI, M. et al. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 83, n. 5, 2004.

FONSECA, R. G.; CRUZ, C. A. S.; ADABO, G. L. The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 18, n. 3, p. 228-232, 2004.

FRANCISCHONE, C. E.; VASCONCELOS, L. W. *Restaurações Estéticas sem Metal. Conceito Procera*. 2. ed. São Paulo: Quintessence, 2002.

GERDOLE, D. A. et al. Water sorption and water solubility of current luting cements: An in vitro study. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 39, N. 3, P. 107-114, 2008.

GERTH, H. U. V. et al. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites- a comparative study. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 10, p. 934-941, 2006.

GORACCI, C. et al. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. **J. Adhes. Dent.**, Carol Stream, v. 8, n. 5, p. 327-335 2006.

HEINTZE, S. D.; CAVALLERI, A.; ROUSSON, V. The marginal quality of luted ceramic inserts in Bovine Teeth and Ceramic inlays in extracted molars after occlusal loading. **J. Adhes. Dent.**, Carol Stream, v. 7, n. 3, p. 213-223, 2005.

HEINTZE, S. D. et al. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 10, p.1352-1361, 2008.

HOFMANN, N. et al. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs. standard or soft-start halogen light irradiation. **J. Dent.**, Bristol, v. 30, n. 5-6, p. 223-232, 2002.

HUANG, C. et al. The influence of hygroscopic expansion of resin-based restorative materials on artificial gap reduction. **J. Adhes. Dent.**, Carol Stream, v. 4, n. 1, p. 61-71, 2002.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Dentistry: resin-based filling materials*. ISO 4049. Geneva: ISO, 1988-1992. 11 p.

- KNOBLOCH, L. A. et al. Solubility and sorption of resin-based luting cements. **Oper. Dent.**, Washington, v. 25, n. 5, p. 434-440, 2000.
- MALACARNE, J. et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 10, p. 973-980, 2006.
- MAK, Y. F. et al. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 18, n. 8, p. 609-621, 2002.
- MAZZITELLI, C. et al. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 9, p. 1156-1163, 2008.
- MICHELSEN, V. B. et al. Quantitative analysis of TEGDMA and HEMA eluted into saliva from two dental composites by use of GC/MS and tailor made internal standards. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 6, p. 724-731, 2008.
- MORTIER, E. et al. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent-resin-based filling material. **Oper. Dent.**, Washington, v. 29, n. 6, p. 669-676, 2004.
- NALÇACI, A.; ULUSOY, N.; ATAKOL, O. Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and High-intensity QTH lights. **Oper. Dent.**, Washington, v. 31, n. 2, p. 197-203, 2006.
- OGLIARI, F. A. et al. Synthesis of phosphate and bonding to dentin: Esterification methods and use of phosphorus pentoxide. **J. Dent.**, Bristol, v. 36, n. 3, p.171-177, 2008.
- OHLMANN, B. et al. The effect of two agents, pretreatment of the post, and pretreatment of the canal dentin on the retention of fiber-reinforced composite posts. **J. Dent.**, Bristol, v. 36, n. 1, p. 87-92, 2008a.
- OHLMANN, B. et al. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: Preliminary results from a clinical study. **J. Dent.**, Bristol, v. 36, n. 9, p. 692-696, 2008b.
- ÖRTENGREN, U. et al. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n. 12, p. 1106-1115, 2001.
- OZTURK, N.; USUMEZ, S. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 36 n. 10, p. 771-777, 2005.
- PEARSON, G. L.; LONGMAN, C. M. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 16, n. 1, p. 57-61, 1989.

PEGORARO, T. A.; SILVA, N. R. F. A; CARVALHO, R. M. Cements for Use in Esthetic Dentistry. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 51, n. 2, p. 453-471, 2007.

PEUMANS, M. et al. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. **Oper. Dent.**, Washington, v. 32, n. 4, p. 372-379, 2007.

PIVA, E. et al. Influence of energy density of different light sources on knoop hardness of a dual-cured resin cement. **J. Appl. Oral Sc.**, Bauru, v. 3, n. 16, p. 189-193, 2008.

PIWOWARCZYK, A. et al. Long-term bond between dual-polymerization cementing agents and human hard dental tissue. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 23, n. 2, p. 211-217, 2007.

POLYDOROU, O. et al. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 23, n. 12, p. 1535-1541, 2007.

RELYX Unicem. Self-adhesive Universal Resin Cement. Saint Paul: 3M ESPE, 2002.

RELYX U100 Cimento resinoso auto-adesivo universal em clicker. São Paulo: 3M ESPE, 2007.

SCHWARTZ, R.S. Adhesive Dentistry And Endodontics. Part 2: Bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. **J Endod.**, Baltimore, v. 32, n. 12, p. 1125-1134, 2006.

VOLK, J. et al. Additive effects of TEGDMA and hydrogenperoxide on the cellular glutathione content of human gingival fibroblasts. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 23, n. 8, p. 921-926, 2007.

YAP, A. U. J. et al. Elution of leachable components from composites after LED and Halogen light irradiation. **Oper. Dent.**, Washington, v. 29, n. 4, p. 448-453, 2004.

## APÊNDICE

## APÊNDICE A

Valores referenciais de cada espécime para os cálculos de sorção e solubilidade.

(continua...)

| Material | M inicial | m <sub>1</sub> (g) | m <sub>2</sub> (g) | m <sub>3</sub> (g) | e(mm)   | V(mm <sup>3</sup> ) |
|----------|-----------|--------------------|--------------------|--------------------|---------|---------------------|
| Bc - 1   | 0,2134    | 0,21175            | 0,2223             | 0,2096             | 0,84    | 148,365             |
| Bc - 2   | 0,1929    | 0,1913             | 0,2022             | 0,1904             | 0,69667 | 123,049             |
| Bc - 3   | 0,2128    | 0,2112             | 0,2219             | 0,2103             | 0,91667 | 161,906             |
| Bc - 4   | 0,2152    | 0,2133             | 0,2252             | 0,2128             | 0,71333 | 125,992             |
| Bc - 5   | 0,2083    | 0,2066             | 0,2175             | 0,2052             | 1,32    | 233,145             |
| Bc - 6   | 0,2358    | 0,2362             | 0,2471             | 0,2355             | 0,73667 | 130,114             |
| Bc - 7   | 0,1869    | 0,1856             | 0,1941             | 0,185              | 0,74    | 130,703             |
| Bc - 8   | 0,1772    | 0,1757             | 0,1847             | 0,1746             | 1,31    | 231,379             |
| R - 1    | 0,2131    | 0,2127             | 0,2163             | 0,2108             | 0,51667 | 91,2563             |
| R - 2    | 0,2030    | 0,2016             | 0,206              | 0,201              | 0,30333 | 53,5762             |
| R - 3    | 0,1957    | 0,1952             | 0,1991             | 0,1948             | 0,49333 | 87,1349             |
| R - 4    | 0,1918    | 0,1913             | 0,1949             | 0,1904             | 0,59667 | 105,386             |
| R - 5    | 0,1927    | 0,1917             | 0,1951             | 0,1903             | 0,59    | 104,209             |
| R - 6    | 0,1164    | 0,1168             | 0,1188             | 0,1155             | 0,51    | 90,0788             |
| R - 7    | 0,2159    | 0,2145             | 0,2155             | 0,2124             | 0,72667 | 128,348             |
| R - 8    | 0,1893    | 0,1879             | 0,1915             | 0,1855             | 0,57667 | 101,854             |
| A - 1    | 0,2206    | 0,2197             | 0,2215             | 0,2198             | 0,80667 | 142,478             |
| A - 2    | 0,2204    | 0,2192             | 0,2206             | 0,2198             | 0,68333 | 120,694             |
| A - 3    | 0,1558    | 0,1542             | 0,1554             | 0,1539             | 0,7     | 123,638             |
| A - 4    | 0,2288    | 0,2276             | 0,2297             | 0,2279             | 0,59333 | 104,797             |
| A - 5    | 0,2152    | 0,2142             | 0,2155             | 0,2137             | 0,67    | 118,339             |
| A - 6    | 0,2323    | 0,2306             | 0,2327             | 0,2306             | 0,56667 | 100,088             |
| A - 7    | 0,1940    | 0,1927             | 0,1945             | 0,1924             | 0,64    | 113,04              |
| A - 8    | 0,1893    | 0,188              | 0,1901             | 0,1882             | 0,57    | 100,676             |
| E - 1    | 0,1862    | 0,1831             | 0,1842             | 0,1825             | 0,72    | 127,17              |
| E - 2    | 0,2225    | 0,2215             | 0,2235             | 0,2208             | 0,66333 | 117,161             |
| E - 3    | 0,1243    | 0,124              | 0,125              | 0,1235             | 0,63    | 111,274             |
| E - 4    | 0,2283    | 0,2364             | 0,2388             | 0,236              | 0,69    | 121,871             |
| E - 5    | 0,1715    | 0,1697             | 0,1709             | 0,1698             | 0,69333 | 122,46              |
| E - 6    | 0,2774    | 0,276              | 0,2776             | 0,2748             | 0,7     | 123,638             |
| E - 7    | 0,1616    | 0,1605             | 0,1611             | 0,1586             | 0,71667 | 126,581             |
| E - 8    | 0,2397    | 0,2371             | 0,2384             | 0,2358             | 0,72333 | 127,759             |

| (conclusão)     |                  |                         |                         |                         |              |                          |
|-----------------|------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------|--------------------------|
| <b>Material</b> | <b>m inicial</b> | <b>m<sub>1</sub>(g)</b> | <b>m<sub>2</sub>(g)</b> | <b>m<sub>3</sub>(g)</b> | <b>e(mm)</b> | <b>V(mm<sup>3</sup>)</b> |
| <b>BF - 1</b>   | 0,2921           | 0,2905                  | 0,2921                  | 0,2899                  | 0,70333      | 124,226                  |
| <b>BF - 2</b>   | 0,2260           | 0,2239                  | 0,2255                  | 0,2239                  | 0,55333      | 97,7324                  |
| <b>BF - 3</b>   | 0,3246           | 0,3231                  | 0,325                   | 0,3232                  | 0,71         | 125,404                  |
| <b>BF - 4</b>   | 0,2477           | 0,2463                  | 0,2475                  | 0,2459                  | 0,66333      | 117,161                  |
| <b>BF - 5</b>   | 0,4839           | 0,4825                  | 0,4843                  | 0,482                   | 0,63333      | 111,862                  |
| <b>BF - 6</b>   | 0,2630           | 0,2611                  | 0,2634                  | 0,2611                  | 0,7          | 123,638                  |
| <b>BF - 7</b>   | 0,2717           | 0,2698                  | 0,2721                  | 0,2695                  | 0,59333      | 104,797                  |
| <b>BF - 8</b>   | 0,4662           | 0,4653                  | 0,4686                  | 0,4653                  | 0,55         | 97,1438                  |
| <b>CB - 1</b>   | 0,1378           | 0,1358                  | 0,1368                  | 0,1359                  | 0,61333      | 108,33                   |
| <b>CB - 2</b>   | 0,0976           | 0,0969                  | 0,0979                  | 0,0956                  | 0,56333      | 99,4987                  |
| <b>CB - 3</b>   | 0,1246           | 0,1236                  | 0,1243                  | 0,1226                  | 0,54333      | 95,9662                  |
| <b>CB - 4</b>   | 0,1848           | 0,184                   | 0,1858                  | 0,1815                  | 0,60333      | 106,564                  |
| <b>CB - 5</b>   | 0,1666           | 0,165                   | 0,1666                  | 0,1633                  | 0,58         | 102,443                  |
| <b>CB - 6</b>   | 0,1738           | 0,1728                  | 0,1748                  | 0,1727                  | 0,41333      | 73,0049                  |
| <b>CB - 7</b>   | 0,1944           | 0,1934                  | 0,1951                  | 0,193                   | 0,59667      | 105,386                  |
| <b>CB - 8</b>   | 0,1576           | 0,1561                  | 0,1572                  | 0,1553                  | 0,57667      | 101,854                  |
| <b>CP - 1</b>   | 0,2517           | 0,2507                  | 0,2532                  | 0,25                    | 0,69         | 121,871                  |
| <b>CP - 2</b>   | 0,2175           | 0,21655                 | 0,2179                  | 0,2157                  | 0,76333      | 134,824                  |
| <b>CP - 3</b>   | 0,2220           | 0,221                   | 0,223                   | 0,2203                  | 0,55333      | 97,7324                  |
| <b>CP - 4</b>   | 0,1916           | 0,19075                 | 0,1922                  | 0,1898                  | 0,71333      | 125,992                  |
| <b>CP - 5</b>   | 0,2158           | 0,2138                  | 0,2167                  | 0,2142                  | 0,69333      | 122,46                   |
| <b>CP - 6</b>   | 0,1751           | 0,1739                  | 0,1752                  | 0,1735                  | 0,75333      | 133,057                  |
| <b>CP - 7</b>   | 0,2225           | 0,22025                 | 0,2218                  | 0,2199                  | 0,66         | 116,573                  |
| <b>CP - 8</b>   | 0,1908           | 0,22025                 | 0,2218                  | 0,2199                  | 0,67667      | 119,516                  |
| <b>M - 1</b>    | 0,2114           | 0,1876                  | 0,2124                  | 0,1923                  | 0,66333      | 117,161                  |
| <b>M - 2</b>    | 0,2037           | 0,1814                  | 0,2124                  | 0,1923                  | 0,66333      | 117,161                  |
| <b>M - 3</b>    | 0,2021           | 0,1881                  | 0,216                   | 0,195                   | 0,40667      | 71,8276                  |
| <b>M - 4</b>    | 0,2160           | 0,1888                  | 0,233                   | 0,2093                  | 0,72         | 127,17                   |
| <b>M - 5</b>    | 0,1946           | 0,1774                  | 0,2023                  | 0,1824                  | 0,56333      | 99,4987                  |
| <b>M - 6</b>    | 0,2214           | 0,2044                  | 0,233                   | 0,2093                  | 0,84         | 148,365                  |
| <b>M - 7</b>    | 0,2180           | 0,1993                  | 0,2282                  | 0,2052                  | 0,51         | 90,0788                  |
| <b>M - 8</b>    | 0,2130           | 0,191                   | 0,2184                  | 0,1974                  | 0,70333      | 124,226                  |

Notas:

m = massa, m<sub>1</sub> = massa 1, g = gramas, m<sub>2</sub> = massa 2, m<sub>3</sub> = massa 3, e = espessura, mm = milímetros,  
V = volume, mm<sup>3</sup> = milímetros cúbicos

# Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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